

Karolina ADAMCZUK¹, Wojciech WOLAŃSKI², Wojciech KASPERA³

¹Koło Biokreatywni przy Katedrze Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

³Katedra i Oddział Kliniczny Neurochirurgii, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny nr 5, Sosnowiec

ANALIZA PRZEPIYU KRWI W TĘNICACH MÓZGOWYCH

Streszczenie: W pracy przedstawiono analizę numeryczną przepływu krwi (CFD) w tętnicach mózgowych środkowych. Symulacja komputerowa została przeprowadzona z wykorzystaniem modeli tętnic, które wysegmentowano na podstawie obrazów tomografii komputerowej dla dwóch odmiennych fizjologicznie przypadków: tętnicy: prawidłowej oraz tętnicy patologicznej z tętniakiem. Przeprowadzone komputerowe symulacje przepływu umożliwiły uzyskać rozkład ciśnienia, naprężenia ścinającego WSS oraz prędkości przepływu krwi w naczyniach. Wyniki obliczeń umożliwiły porównanie wyznaczonych czynników hemodynamicznych pod kątem patofizjologii naczynia z tętniakiem. Dodatkowo symulacje przepływu mogą uzupełnić wiedzę z zakresu mechanizmów powstawania tętniaków oraz stratyfikacji ryzyka ich uszkodzenia.

Słowa kluczowe: przepływ krwi, CFD, tętnica środkowa mózgowa, tętniak

1. WSTĘP

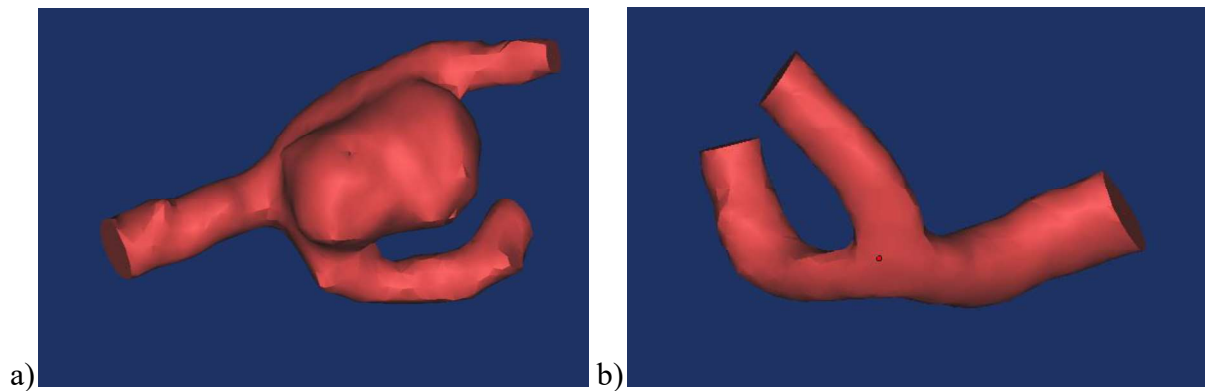
Tętnice są naczyniami, które wyprowadzają krew z serca. Prędkość przepływu oraz ciśnienie w nich panujące jest wyższe niż w naczyniach żylnych, ze względu na to, że krew jest pompowana do kolejnych naczyń. Ściany tętnic są grubsze i zawierają dużo włókien sprężystych i kolagenowych w porównaniu do żył [6, 7]. Dużym zagrożeniem uszkodzenia tętnic są coraz to częściej spotykane tętniaki. Częstość ich występowania nie jest dokładnie znana. Szacuje się, że wynosi ona 0,2-7,9% populacji ludzkiej i aż 88% zmian tętniakowych objawia się krwawieniem podpajęczynówkowym, 8% daje objawy guza mózgu, a 4% wykrywana jest przypadkowo. Tętniak powstaje na skutek osłabienia ściany tętnicy, które może być spowodowane w głównej mierze nadciśnieniem tętniczym lub miażdżycą, ale również na skutek palenia papierosów, otyłości czy wad wrodzonych. Tętnice mózgowe charakteryzują się cienkimi ścianami w porównaniu do innych tętnic obecnych w organizmie człowieka, co powoduje że naczynia mózgowe są mało odporne na wysokie ciśnienie krwi. O tętniaku mówimy w momencie, gdy średnica zmiany jest przynajmniej dwukrotnie większa niż prawidłowa średnica naczynia, w którym tętniak powstaje. Tętniaki tętnicy mózgowej są o tyle niebezpieczne, że w przypadku ich uszkodzenia krew wylewa się do płynu mózgowo rdzeniowego niszcząc strukturę mózgu [1].

Dzięki postępowi, jaki dokonał się w medycynie w zakresie metod obrazowych, a także pomiarów hemodynamicznych w połączeniu z rozwojem technologii numerycznej mechaniki

płynów (ang. Computational Fluid Dynamics – CFD) otworzyły się nowe perspektywy badawcze umożliwiające wirtualne obrazowanie przepływu w układzie naczyniowym [1,2]. Własności krwi w literaturze opisywane są za pomocą różnych równań i praw, a podczas analizy jej przepływu przyjmuje się różne uproszczenia. Zakłada się, że prędkość krwi jedynie występuje wzdłuż osi naczynia i jest różna od zera, a pozostałe składowe są znikome i przyjmuje się, że wynoszą zero. W celu uproszczenia w czasie analizy przepływu krwi pomija się również siły ciężkości oraz zakłada się nieodkształcalność ścian naczyń krwionośnych [5]. Czynniki hemodynamiczne odgrywają ważną rolę w patologii naczyń. Przyjmuje się, że fizjologiczne wartości naprężeń ścinających na ścianie (WSS – Wall Shear Stress) znajdują się w przedziale od 1,5 Pa do 7 Pa. Naprężenia ścinające wynoszące powyżej 7 Pa sprzyjają powikłaniom zakrzepowym czy powstawaniu tętniaków, które zazwyczaj występują przy przepływie krwi w naczyniach zwężonych wskutek miażdżycy [5].

2. SYMULACJE NUMERYCZNE

Celem przygotowanych symulacji przepływu krwi przez tętnice mózgowe było określenie zmian czynników hemodynamicznych powiązanych z patofizjologią naczynia z tętniakiem. Do przeprowadzenia analizy przepływu krwi zostały opracowane modele tętnicy mózgowej środkowej fizjologicznie prawidłowej oraz tętnicy patologicznej z występującym na niej tętniakiem. Modele sformułowano dla trzech odmiennych przypadków: i) tętnicy prawidłowej oraz z tętniakiem pochodzących od różnych pacjentów, ii) dwóch tętnic prawidłowych pochodzących od tego samego pacjenta, iii) tętnicy prawidłowej i z tętniakiem pochodzących od jednego pacjenta. Tętnice opracowano w programie Mimics na podstawie zdjęć z tomografii komputerowej (TK). Przykłady wysegmentowanych modeli tętnic przedstawiono na rysunku poniżej (Rys.1).



Rys. 1. Model tętnicy: a) z tętniakiem, b) fizjologicznie prawidłowej

Symulacje przepływu krwi w tętnicach mózgowych zostały przeprowadzone przy warunkach i własnościach krwi, które przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Parametry przepływu i własności krwi [5,6,9,10]

Prędkość przepływu krwi na wlocie tętnicy	0,45 m/s
Prędkość przepływu krwi na wylocie tętnicy	0 m/s
Masa molowa krwi	18,02 kg/mol·K
Gęstość krwi	1050 kg/m ³
Pojemność cieplna krwi	4181,7 J/ kg·K
Temperatura krwi	37°C
Ciśnienie referencyjne	1 bar
Współczynnik lepkości krwi	0,0035 Pa·s

3. ANALIZA WYNIKÓW

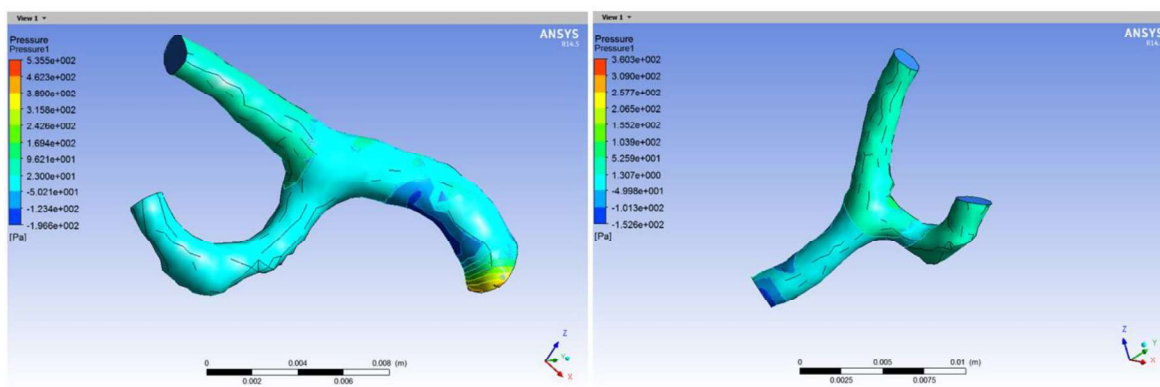
Analizę numeryczną przepływu krwi przeprowadzono w programie Ansys CFX. Obliczenia komputerowe umożliwiły uzyskać rozkład ciśnienia, naprężenia ścinającego WSS oraz prędkości przepływu krwi w naczyniach. Uzyskane czynniki hemodynamiczne zostały porównane dla różnych wariantów modeli tętnic mózgowych pod kątem identyfikacji zmian i oceny wpływu tętniaków na przepływ krwi. Dodatkowo wykonane symulacje dostarczają informacji, które mogą pomóc określić mechanizmy powstawania tętniaków oraz ryzyko ich uszkodzenia. W tabeli 2 zostały zebrane wyniki dla różnych wariantów symulacji, które przedstawiają ekstremalne wartości analizowanych parametrów hemodynamicznych.

Tabela 2. Otrzymane wartości ciśnienia, naprężenia oraz prędkości przepływu krwi

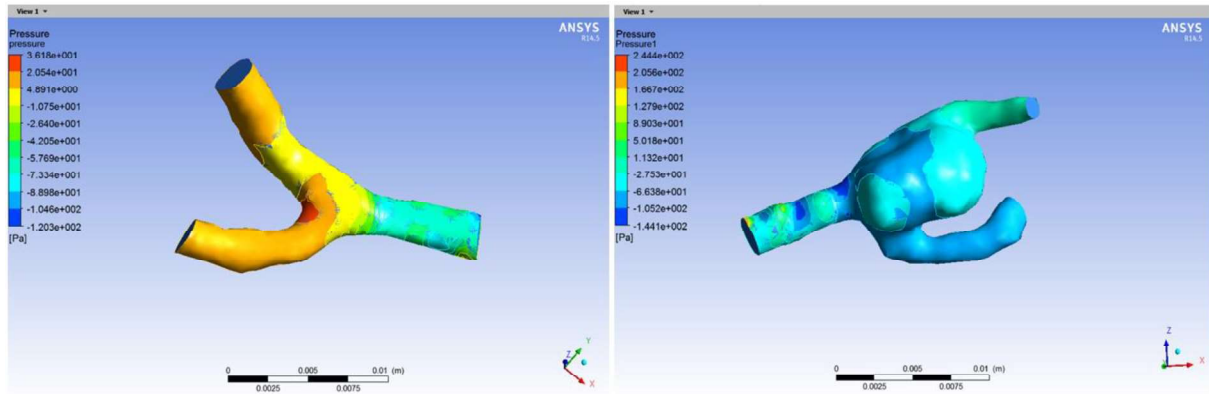
Wariant symulacji	Rodzaj modelu tętnicy	Ciśnienie [Pa]	Naprężenie WSS [Pa]	Prędkość przepływu [m/s]
Przypadek 1: Tętnice pochodzące od różnych pacjentów	Tętnica prawidłowa	Min: -80,27 Max: 199,00	Min: 0,00 Max: 10,58	Min: 0,003 Max: 0,572
	Tętnica z tętniakiem	Min: -144,10 Max: 244,40	Min: 0,00 Max: 2,80	Min: 0,001 Max: 0,611
Przypadek 2: Tętnice pochodzące od jednego pacjenta	Tętnica lewa prawidłowa	Min: -196,60 Max: 535,50	Min: 0,00 Max: 3,91	Min: 0,002 Max: 0,896
	Tętnica prawa prawidłowa	Min: -152,60 Max: 360,30	Min: 0,00 Max: 2,83	Min: 0,0012 Max: 0,756
Przypadek 3: Tętnice pochodzące od jednego pacjenta	Tętnica lewa prawidłowa	Min: -120,30 Max: 36, 18	Min: 0,00 Max: 1,15	Min: 0,0005 Max: 0,507
	Tętnica prawa z tętniakiem	Min: -144,10 Max: 244,40	Min: 0,00 Max: 2,80	Min: 0,001 Max: 0,611

Porównanie i analiza wartości liczbowych czynników hemodynamicznych dostarcza cennych informacji o ekstremalnych/maksymalnych parametrach, które mogą przyczynić się do powstawania tętniaków i ryzyka ich uszkodzenia. Jednakże są one pozbawione informacji o miejscu ich występowania. Dlatego na poniższych rysunkach (Rys.2÷Rys.7) pokazano przykładowe mapy rozkładu ciśnienia, naprężenia WSS oraz prędkości przepływu krwi w tętnicach mózgowych dla analizowanych przypadków.

Na rysunkach 2 oraz 3 można zauważyć, że nie tylko występują różnice w maksymalnych wartościach ciśnienia pomiędzy tętnicą prawidłową (360Pa) a z tętniakiem (244Pa), ale również w ich występowaniu. Dodatkowo zauważalne są zmiany maksymalnych wartości i rozkładu ciśnienia między prawidłowymi tętnicami tego samego pacjenta (535Pa – lewa, 360Pa – prawa).

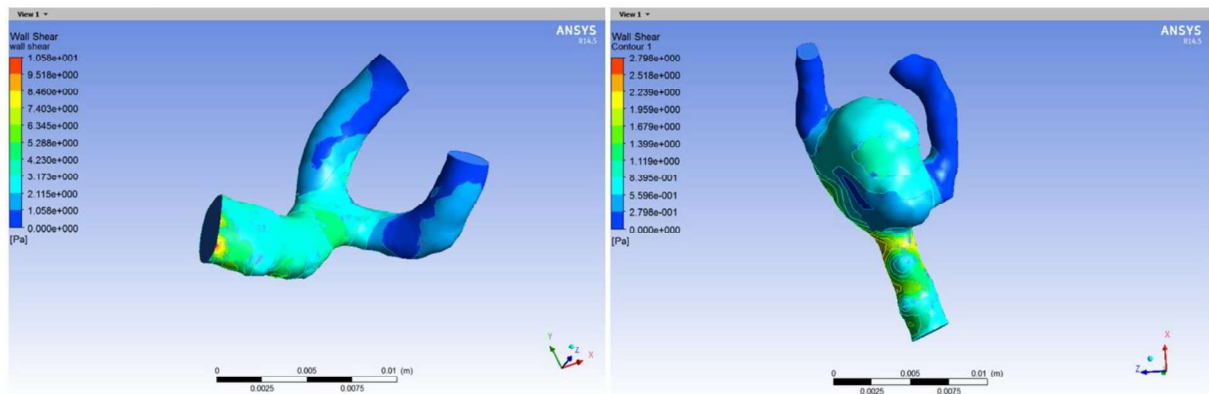


Rys. 2. Rozkład ciśnienia dla lewej i prawej tętnicy fizjologicznie prawidłowych pochodzących od jednego pacjenta

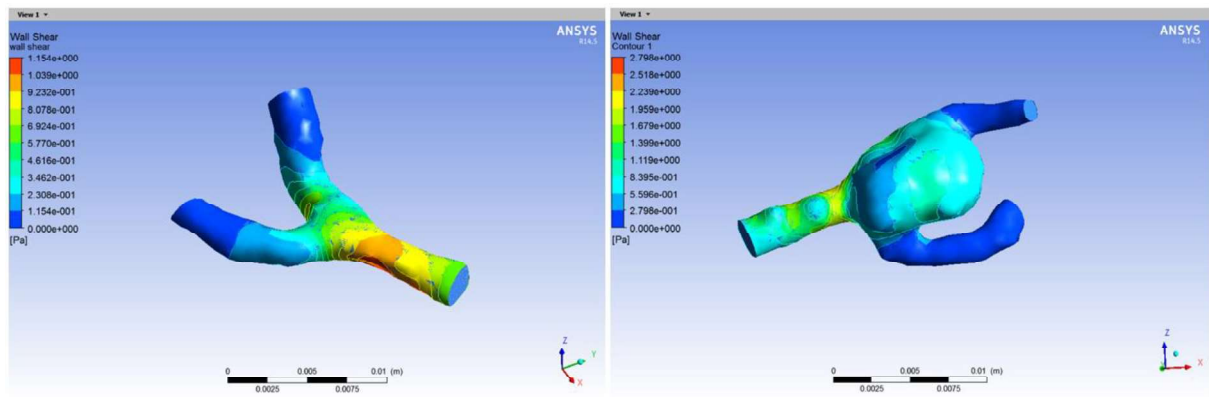


Rys. 3. Rozkład ciśnienia dla lewej fizjologicznie prawidłowej tętnicy i prawej tętnicy z tętniakiem pochodzących od jednego pacjenta

W miejscu rozwidlenia się tętnicy fizjologicznie prawidłowej występują obszary podwyższonego ciśnienia i naprężenia, co może powodować powstawanie tętniaków. U osoby posiadającej jedną tętnicę z tętniakiem zauważa się w niej występowanie wyższych wartości naprężenia niż dla tętnicy prawidłowej (Rys.5). Te różnice mogą wynikać z faktu, że tętniak zaburza przepływ krwi w tętnicy. Jednakże maksymalne wartości naprężeń WSS mieszczą się w przedziale $1,5 \div 7$ Pa, który w literaturze uznawany jest za prawidłowy.

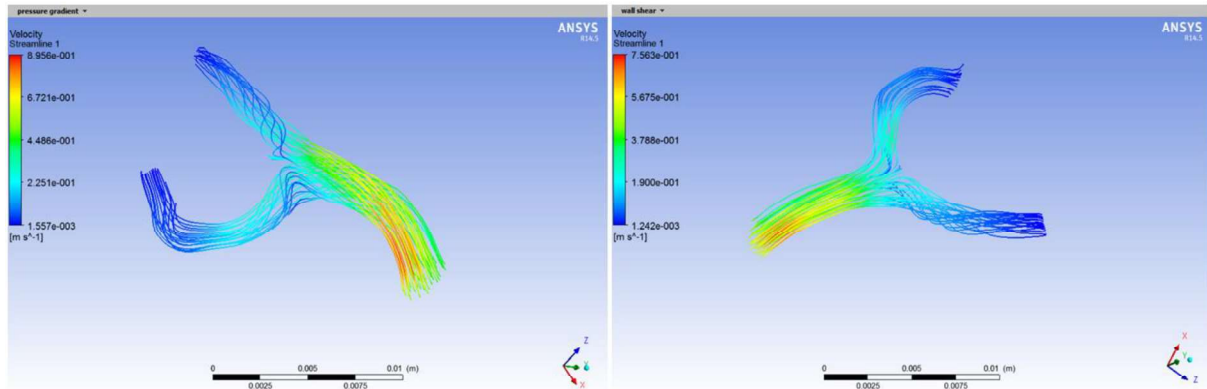


Rys. 4. Rozkład naprężenia WSS dla lewej tętnicy fizjologicznie prawidłowej i prawej tętnicy z tętniakiem pochodzących od różnych pacjentów

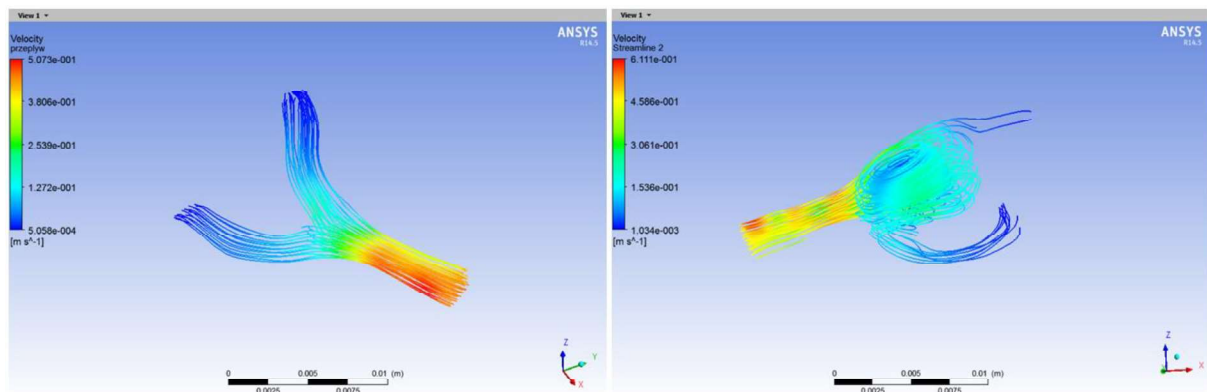


Rys. 5. Rozkład naprężenia WSS dla lewej tętnicy fizjologicznie prawidłowej i prawej tętnicy z tętniakiem pochodzących od jednego pacjenta

Rozkład prędkości przepływu krwi jest podobny dla tętnicy prawidłowej oraz z tętniakiem pochodzących od jednego pacjenta (Rys.6), ale charakteryzuje się innymi wartościami prędkości przepływu. Natomiast znacząca różnica przepływu krwi występuje pomiędzy tętnicą prawidłową a patologicznie zmienioną (Rys.7). W tętnicy prawidłowej wartość maksymalna prędkości krwi wynosi 0,507 m/s, zaś w tętnicy z tętniakiem 0,611 m/s.



Rys. 6. Rozkład prędkości przepływu krwi dla lewej i prawej tętnicy fizjologicznie prawidłowej pochodzących od jednego pacjenta



Rys. 7. Rozkład prędkości przepływu krwi dla lewej tętnicy fizjologicznie prawidłowej i prawej tętnicy z tętniakiem pochodzących od jednego pacjenta

4. WNIOSKI

W pracy dokonano analizy przepływu krwi przez tętnicę mózgową środkową dla różnych wariantów (fizjologicznie prawidłowych oraz patologicznych). Przeprowadzone badania potwierdziły przypuszczenia występowania różnic w rozkładzie przepływu krwi w tętnicy fizjologicznie prawidłowej a patologicznie zmienionej. W pierwszym przypadku przepływ przebiega równomiernie w porównaniu do tętnicy z tętniakiem, który w obszarze tętniaka jest turbulentny i charakteryzuje się bardzo dużymi zawirowaniami. Te zmiany przepływu mogą wpływać na niszczenie elementów krwi, uszkodzenie śródbłonna oraz rozwarstwianie się ściany tętnicy. W przypadku tętnicy fizjologicznie prawidłowej przepływ krwi jest jednostajny i ustalony, który wykazuje drobne turbulencje w okolicy rozwidlenia się tętnicy. Zarówno w przypadku tętnicy prawidłowej i patologicznej zauważyć można tendencje spadkową wartości prędkości przepływu w kierunku wylotu. Dodatkowo występowanie tętniaka ogranicza przepływ krwi w tętnicach, zmniejszając go do niewielkich strumieni, jak

również zaburza przepływ krwi w jego gałęziach. W pracy wykazano zmianę czynników hemodynamicznych przepływu krwi przez tętnice mózgowe, które powiązane są z patofizjologią naczyń – tętniakiem. Jednak do uzyskania wyczerpujących informacji o patogenie tętniaków przewiduje się dalsze prace na większej ilości przypadków, które umożliwią identyfikację mechanizmów powstawania tętniaków oraz czynników hemodynamicznych odpowiadających za ich powstawanie.

LITERATURA

- [1] Bit A., Chattopadhyay H.: Numerical investigations of pulsatile flow in stenosed artery, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 16, no. 4, 2014, p. 33-44.
- [2] Blagojević M., Nikolić A., Živković M., Živković M., Stanković G.: Influence of blocks' topologies on endothelial shear stress observed in CFD analysis of artery bifurcation, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 15, no. 1, 2013, p. 97-104.
- [3] Ciszek B., Ząbek M.: Anatomia tętnicy środkowej mózgu a obraz angiograficzny jej tętniaków, *Neurologia i Neurochirurgia Polska*, 1992, Supl.1.
- [4] Hołyst J., Tokarz F.: Tętniaki tętnicy środkowej mózgu, *Neurochirurgia naczyniowa mózgowia*, PZWL, Warszawa 1977.
- [5] Józwiak K., Obidowski D., Reorowicz P., Kłosiński P.: Wykorzystanie metod numerycznych w konstrukcji układu pozaustrojowego pompy wspomaganie pracy serca ReligaHeart EXT
- [6] Kurowska-Nouyrigat W., Szumbariski J., Modelowanie przepływu krwi przez naczynie wieńcowe ze stentem, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 3, 2009, s. 116-120.
- [7] Liebert W., Nowak S., Smól S., Majewski T., Dobrzycki Z.: Tętniaki tętnicy środkowej mózgu, *Neuroskop*, 1999, tom I, nr 1.
- [8] Nolte J.: Mózg człowieka. Tom 1. Anatomia czynnościowa mózgowia, wyd. I, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, 2012.
- [9] Obidowski D.: Symulacja przepływu krwi w tętnicach kręgowych człowieka, Praca doktorska, Politechnika Łódzka, 2007.
- [10] Peryt-Stawiarska S., Wasilewski J.: Możliwości zastosowania numerycznej mechaniki płynów (CFD) do symulacji przepływu krwi przez tętnice wieńcowe. Przykłady segmentacji obrazów tomografii komputerowej i budowy modelu do obliczeń CFD, *Inżynieria i Aparatura Chemiczna*, vol. 53, no. 6, 2014, s. 403-405.

ANALYSIS OF BLOOD FLOW IN CEREBRAL ARTERIES

Abstract: The article presents the analysis of blood flow in cerebral central arteries. On the basis of the images from the CT scan a few models of cerebral arteries were created. Models include: physiologically correct arteries and pathological arteries with aneurysm. Computer simulations were carried out for all models, which enabled to obtain a distribution of pressure, shear stress WSS and the velocity of blood flow in vessels. The results of calculations allowed the comparison of the hemodynamic factors for the correct and pathologic artery with aneurysm. In addition, flow simulations can complement the knowledge of the mechanisms and the risk of aneurysm damage.

Angela ANDRZEJEWSKA¹, Adam MAZURKIEWICZ¹

¹Zakład Inżynierii Biomedycznej, Instytut Mechaniki i Konstrukcji Maszyn, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. i J. Śniadeckich w Bydgoszczy

OKREŚLANIE WSPÓŁCZYNNIKA TARCIA PARY CIERNEJ: CHRZĄSTKA STAWOWA – BIOMATERIAŁ

Streszczenie: W pracy przedstawiono wyniki badań współczynnika tarcia pary ciernej chrząstka stawowa – biomateriał. Przeprowadzone badania pozwoliły wyznaczyć współczynnik tarcia tkanki chrzęstnej oraz wzorca (przeciwpróbki), wykonanego z biomateriału szklanego i biopolimeru. W badaniach zaobserwowano wpływ tarcia suchego oraz hydrodynamicznego na zmiany współczynnika tarcia różnych biomateriałów.

Słowa kluczowe: tarcie, chrząstka stawowa, smarowanie, implanty chrząstki stawowej, tribometr

1. WSTĘP

Motoryka organizmu człowieka zależy m.in. od współpracy struktur tworzących łańcuchy kinematyczne. Należy przyjąć, że obok mięśni i więzadeł, najistotniejszą funkcję w zachowaniu ruchomości organizmu, stanowią powierzchnie stawowe minimum dwóch współpracujących ze sobą kości. Powierzchnie te pokryte chrząstką stawową i otoczone torebką stawową, wraz z jamą stawową, wypełnioną mazią stawową, można określić mianem biołożysk. Funkcjonalność połączeń stawowych, a zarazem biołożysk, determinowana jest za sprawą budowy i właściwości tkanki chrzęstnej oraz cieczy synowialnej. Obecność na powierzchni stawowej mazi, prowadzi do zminimalizowania tarcia w stawach 0. W pracy [3] wykazano, że w warunkach fizjologicznej pracy stawów, występuje zjawisko płynnego tarcia toczno-ślizgowego, którego współczynnik wynosi $\mu = 0,001 \div 0,02$. Fenomen smarowania i tarcia w stawach synowialnych jest przedmiotem licznych badań doświadczalnych i symulacyjnych prowadzonych w kraju i na świecie. Dzięki szerokiemu zainteresowaniu prezentowaną tematyką, powstało wiele teorii dotyczących złożoności mechanizmu tarcia i smarowania w połączeniach stawowych.

Nieustanne dążenia do tworzenia nowych materiałów biomedycznych oraz jeszcze nowocześniejszych implantów, sprawia że poznanie mechanizmu tarcia i smarowania w stawach jest nieodzowną częścią każdego procesu doboru materiałów implantacyjnych w zakresie rekonstrukcji lub regeneracji powierzchni stawowych. Istotą każdego procesu testowania właściwości tribologicznych, jest pozyskanie i przygotowanie próbek badawczych.

Ograniczona dostępność materiału biologicznego pochodzenia ludzkiego sprawia, że w badaniach doświadczalnych zjawiska tarcia i smarowania, stosowane są materiały pochodzenia zwierzęcego lub też substancje syntetyczne.

W modelach doświadczalnych, wymagających zastosowania próbek oraz przeciwpróbek, wykorzystywane są materiały próbki, np. chrząstki wołowe, wieprzowe lub królicze. Natomiast przeciwpróbki stanowią najczęściej materiały o zróżnicowanych chropowatościach powierzchni, np. metalowe, szklane, polimerowe. Znaczne utrudnienia w wykonywaniu eksperymentów z wykorzystaniem pełnych powierzchni stawowych, spowodowała, iż w badaniach tribologicznych zastosowanie znajdują małe i płaskie próbki [9]. W tab. 1. przedstawiono przykładowe wartości współczynników tarcia wyznaczanych z wykorzystaniem modeli zwierzęcych względem zróżnicowanych materiałów przeciwpróbek.

Tabela 1. Wyznaczone współczynniki tarcia par ciernych

Lp.	Badana powierzchnia	Współczynnik tarcia	Autor	Rok
1.	Chrzątka – materiał szklany	0,037 - 0,05	Naka M.H.	2006
2.	Chrzątka – materiał metalowy	0,005 - 0,57	Forster H., Fisher J.	1999
3.	Chrzątka – stal nierdzewna	0,0075 - 0,015	Murakami K.	1998
4.	Chrzątka królicza – chrząstka królicza Chrzątka królicza – materiał szklany	0,005 - 0,457	Mabuchi Y.	1998
5.	Chrzątka – materiał szklany	0,0014 - 0,07	Walker P.S.	1970

W badaniach tribologicznych, poza próbkami z materiału biologicznego i przeciwpróbek, istotną rolę w doświadczalnym modelowaniu mechanizmu tarcia i smarowania, stanowią substancje syntetyczne. Jako substancje syntetyczne rozumiane są przede wszystkim płyny pozwalające na odwzorowanie obecności cieczy synowialnej, zapewniającej właściwe smarowanie biologiczne. Wśród przykładów syntetycznych cieczy synowialnych znajdują się, kwas hialuronowy [3], roztwór Ringera [6], buforowany roztwór soli [2].

Celem niniejszej pracy było przeprowadzenie symulacji tribologicznych dla wieprzowej chrząstki stawowej, a tym samym wyznaczenie współczynnika tarcia suchego i hydrodynamicznego na granicy chrząstka stawowa – biomateriał oraz weryfikacja poprawności działania zaproponowanej konstrukcji stanowiska badawczego. Celem dodatkowym było określenie możliwości zastosowania polilaktydu jako materiału stosowanego w regeneracji chrząstki stawowej, a także jako materiału stanowiącego substytut tkanki chrzęstnej w symulacyjnych badaniach tribologicznych.

2. MATERIAŁ I METODY

2.1. Materiał

W badaniu wykorzystano próbki chrzęstne pobrane z mrożonych wieprzowych głów kości udowych oraz szklane i polilaktydowe przeciwpróbki (PLA Nature, XYZprinting). Z uzyskanych preparatów przygotowano próbki chrzęstne o wymiarach 18 x 13 mm, które wstępnie przechowywano w temperaturze 23 °C w buforowanym roztworze soli (BIOCORP Polska sp. z o.o.). Następnie po trzy próbki umieszczano w uchwycie (wózku) pozwalającym na uzyskanie ich zaokrąglonej powierzchni oraz właściwe przemieszczenie po powierzchni przeciwpróbki. Sposób mocowania próbek w uchwycie przedstawiono na rys. 1.



Rys. 1. Przykładowe próbki chrzęstne umieszczone w uchwycie (wózku)

2.2. Metody

Przygotowane próbki podzielono na dwie grupy badawcze. Odpowiednio przed badaniami tarcia hydrodynamicznego i suchego, próbki przechowywano przez 30 minut w buforowanym roztworze chlorku sodu (PBS), podgrzanym do temperatury 37 °C – grupa G1 lub przez 30 minut w temperaturze 37 °C (FD 53, BINDER GmbH) – grupa G2. Rys. 2. zawiera schematyczne zobrazowanie podziału materiału na grupy badawcze.

Próbki chrzęstne	
G1 Próbki inkubowane 37°C, 30 min, PBS	G2 Próbki inkubowane 37°C, 30 min, -
Tarcie hydrodynamiczne	Tarcie suche

Rys. 2. Grupy badanych próbek

Okres inkubacji poprzedzający wyznaczenie współczynnika tarcia hydrodynamicznego i suchego, miał na celu właściwe ukształtowanie próbek chrzęstnych w uchwycie, symulując tym samym krzywiznę powierzchni stawowej. Dodatkowo w badaniach tarcia hydrodynamicznego odwzorowanie cieczy synowialnej stanowił odporny na wysychanie żel wykorzystywany w badaniach ultrasonograficznych (Aqua Sound Basic).

W celu określenia współczynników tarcia, próbki poddano badaniu tribometrem własnego wykonania. Tribometr ten realizuje wzajemny ruch ślizgowy próbki chrzęstnej względem przeciwpróbki, a także pozwala na jednoczesne rejestrowanie siły tarcia występującej pomiędzy powierzchniami trącymi. Założenia konstrukcyjne stanowiska badawczego przedstawionego na rys. 3 opisano w [5].

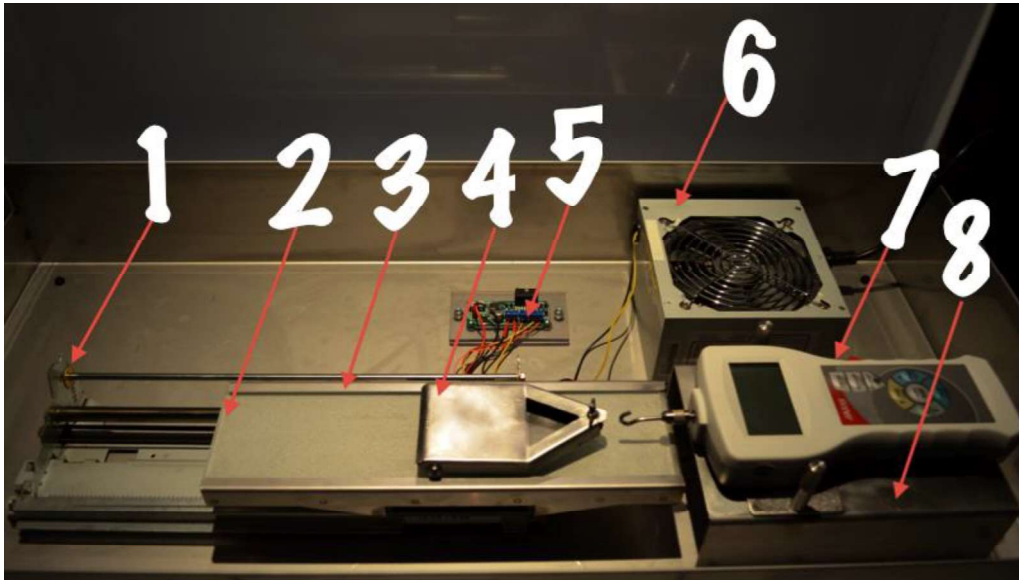
Przed badaniem próbki zamocowane w uchwycie zważono (waga analityczna RADWAG ($d=0.1\text{mg}$), celem określenia wartości siły nacisku na powierzchnię przeciwpróbki.

Badanie prowadzono ze stałą prędkością przesuwu stolika w czasie 0,025 sekund przy częstotliwości zapisu danych pomiarowych 40 Hz.

Wartość współczynnika tarcia wyznaczono z zależności (1) z wykorzystaniem programu Excel 2016:

$$\mu_{sr} = \frac{T_{sr}}{N} \quad (1)$$

gdzie: μ_{sr} – wartość średnia współczynnika tarcia, T_{sr} – średnia wartość siły tarcia uzyskana z pomiaru [N], N – wartość siły nacisku ciała na podłoże [N].



Rys. 3. Konstrukcja stanowiska badawczego: 1 – mechanizm ślizgowy, 2 – przesuwny stolik z umieszczoną przeciwpróbką, 3 – prowadnica, 4 – wózek, 5 – sterownik silnika krokowego, 6 – zasilacz, 7 – siłomierz, 8 – wspornik siłomierza [5]

3. WYNIKI

Wyznaczono wartość współczynnika tarcia pary ciernej próbka chrzęstna – biomateriał, dla dwóch rodzajów biomateriałów (przeciwpróbek). Do obliczeń współczynnika tarcia przyjęto ciężar wózka pomiarowego wraz z zamocowanymi próbkami chrzęstnymi, wynoszący 1,57 N. Wartości uzyskanych sił tarcia oraz wyznaczone wartości bezwzględne współczynnika tarcia ślizgowego w symulowanym środowisku pracy pary ciernej chrząstka stawowa – biomateriał, w warunkach tarcia suchego i hydrodynamicznego przedstawiono w tab. 2.

Tabela 2. Wartości średnie uzyskanych współczynników

Lp.	Para ciera	Siła tarcia, N	Współczynnik tarcia
1.	Chrzątka stawowa (G2) – szkło	-0,9338	0,5948
2.	Chrzątka stawowa (G1) – żel – szkło	-0,1025	0,0653
3.	Chrzątka stawowa (G2) – polilaktyd	-0,2131	0,1358
4.	Chrzątka stawowa (G1) – żel – polilaktyd	-0,1223	0,0112

4. WNIOSKI

Zaprezentowane wyniki potwierdzają, że współczynniki tarcia pomiędzy naturalną chrząstką stawową, a syntetycznym biomateriałem zależą ściśle od obecności środka smarnego oraz wstępnego wysuszenia badanych próbek. Weryfikacja wartości średnich uzyskanych współczynników tarcia względem dostępnych danych literaturowych wykazała, że zaproponowana konstrukcja stanowiska badawczego prowadzi do uzyskania zbliżonych parametrów tribologicznych pary ciernej chrząstka stawowa – biomateriał.

Zaproponowana metodyka badawcza, obejmująca inkubowanie próbek przed badaniami tribologicznymi, pozwala na precyzyjne określenie zmian właściwości mechanicznych pary ciernej w warunkach tarcia suchego oraz hydrodynamicznego. We wcześniej prowadzonych badaniach zauważono, że pominięcie procesu inkubacji, przed badaniami w warunkach tarcia suchego, prowadziło do uzyskania zbliżonych wartości współczynników tarcia suchego oraz hydrodynamicznego.

Zastosowanie materiału polimerowego (polilaktydu), wpłynęło istotnie na zmniejszenie współczynników tarcia suchego oraz hydrodynamicznego. Uzyskane wyniki są zbieżne z wartościami współczynników tarcia na granicy chrząstka stawowa - chrząstka stawowa, prezentowanymi w dostępnej literaturze. Na tej podstawie można wnioskować, iż niniejszy materiał może znaleźć zastosowanie zarówno jako materiał do regeneracji ubytków chrząstki stawowej, jak również jako materiał zastępczy dla materiału pochodzenia zwierzęcego w symulacyjnych badaniach tribologicznych nowych implantów stawowych.

Konieczne jest przeprowadzenie dalszych badań potwierdzających możliwość powszechnego stosowania materiału syntetycznego, jako odwzorowania naturalnej struktury chrząstki stawowej w symulacyjnych badaniach tribologicznych.

LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska - zagadnienia wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- [2] Cynkowska M., Nikodem A.: Badanie reologiczne tkanki chrzęstnej łąkotek pochodzących od zwierząt różnych gatunków, Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 6, 2012, s. 21-26.
- [3] Li F., Wang A., Wang C.: Analysis of friction between articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel artificial cartilage, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, vol. 27, no. 87, 2016, p. 1-8.
- [4] Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa, 2002.
- [5] Gordon M., Mazurkiewicz A.: Design device for friction coefficient examination of articular cartilage, 31th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanic Proceedings, 2014, p. 90-91.
- [6] Merkhher Y., et al.: A rational human joint friction test using a human cartilage-on-cartilage arrangement, Tribology Letters, vol. 22, no. 1, 2006, p. 29-36.
- [7] Paetzold H., Ilinich E., Eisenbarth E., Morlock M.: Determination of the dynamic friction coefficient of cartilage with different biomaterials, 16th ESB Congress, Journal of Biomechanics, vol. 41, no. S1, 2008, p. S286
- [8] Popko J., Dąbrowski J.R., Badania tribologiczne chrząstki stawowej i wybranych materiałów implantacyjnych, Tribologia, nr 3, 2000, s. 323-331.
- [9] Swanson, S. A. V.: Friction, wear and lubrication. In Adult Articular Cartilage, 2nd ed., M.A.R. Freeman, Ed., Pitman Medical Publishing, 1979, p. 415-460.

DETERMINATION OF THE FRICTION COEFFICIENT OF FRICTION PAIR: CARTILAGE AND BIOMATERIAL

Abstract: This paper presents results of the friction coefficient of friction pair: cartilage and biomaterial. In this investigation was determine friction coefficient of cartilage and counterspecimen made of glass and biopolimer. Also was observed influence of dry and hydrodynamic friction to changes friction coefficient for different biomaterials.

Krzysztof CZAKON¹, Katarzyna WITA¹, Agnieszka SOBEL¹, Maciej HAJDUGA²

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

²Zakład Inżynierii Materiałowej, ATH, Bielsko-Biała

DEFEKTY POWSTAJĄCE W STRUKTURZE POŁĄCZENIA UZUPEŁNIEŃ PROTETYCZNYCH SPIEKÓW Z PORCELANĄ LICOWANĄ

Streszczenie: Połączenie podbudowy protetycznej z warstwą porcelany ma znaczący wpływ na jakość uzupełnienia dentystycznego. Rozwój selektywnej laserowej mikro metalurgii proszków, przyczynił się do rozpoczęcia badań tej technologii w dziedzinie techniki dentystycznej. W artykule przedstawiono ocenę wpływu kondycjonowania piaskiem Al_2O_3 o gradacji: $50\mu m$, $110\mu m$, $250\mu m$, powierzchni spieków przygotowanych laserowo, na klasę połączenia z fazą licującą. Wnioski zostały sformułowane na podstawie wyników z przeprowadzonych pomiarów chropowatości i falistości powierzchni spieków laserowych.

Słowa kluczowe: kondycjonowanie powierzchni, selektywne spiekanie laserowe, faza licująca, ceramika dentystyczna, badania strukturalne i powierzchniowe

1. WSTĘP

Wcześniejsze techniki kształtowania materiałów metalicznych wykorzystywanych w technice dentystycznej polegały na ich odlewaniu metodą traconego wosku. Obecnie na rynku Polskim coraz częściej wykorzystuje się komputerowe wspomaganie projektowania - CAD do określania kształtu i zasięgu kłamry. Uzupełnieniem etapu projektowania jest system komputerowego wspomaganie produkcji - CAM wykonujący zaplanowaną konstrukcję protetyczną w urządzeniu frezującym [1].

Technologia SLS jest powszechnie znana i stosowana na całym świecie. W chwili obecnej prognozy rynkowe sygnalizują dynamiczny rozwój tej dziedziny w Polsce. W związku z wcześniejszymi badaniami, dotyczącymi spieków [2], postanowiono kontynuować ten temat w szerszym zakresie, uważając technologie SLS jako obiecującą, rozwojową i perspektywiczną dziedzinę kształtowania produktu.

W metodzie laserowej synteryzacji (SLS) gotowe elementy powstają w wyniku nakładania kolejnych warstw sproszkowanego materiału, który następnie jest łączony poprzez powierzchniowe stopienie nowego proszku metalicznego z już istniejącą strukturą [3].

Dzięki wysokiej precyzji wykonania gotowych elementów, technologia SLS znalazła zastosowanie w stomatologii (łączniki implantologiczne, wszczepy oraz inne).

Warto zwrócić uwagę na fakt, iż po zakończeniu procesu spiekania nadmiarem niewykorzystanego proszku można posłużyć się w kolejnym cyklu produkcyjnym. Powoduje

to obniżenie kosztów produkcji i minimalizację procesu recyklingu odpadów w stosunku np. do technologii frezowania [4].

2. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ

2.1. Materiał sypki EOS CobaltChrome SP2

Do badań wytypowano proszek opracowany specjalnie dla technologii SLS. Skład spieku: kobalt (63,8%), chrom (24,7%), molibden (5,4%), wolfram (5,1%), krzem (1%), żelazo (0,5%), mangan (0,1%). Materiał ten jest w pełni biokompatybilny. Objęty normą EN ISO 9693. Przeznaczony jest pod korony i mosty protetyczne. Spiek Co-Cr EOS SP2 posiada większą wytrzymałość niż konwencjonalny model wytopu. Właściwości fizyczne tego materiału (dane producenta) podano w tabeli 1.

Tabela 1. Właściwości fizyczne spieku EOS CobaltChrome SP2

Gęstość	8,5 g/cm ³
Twardość Vickersa	420 HV 10
Moduł Younga	260 GPa
Wytrzymałość na rozciąganie	1350 MPa
Temperatura topnienia	1410 – 1450 °C

2.2. Opaker

Zastosowano opaker Willi Geller Creation (WGC) dedykowany dla porcelany dentystycznej, jako materiał do pokrycia wcześniej kondycjonowanej powierzchni metaliczne. Wchodzi on w trwały kontakt, z warstwą porcelany tworząc właściwe połączenie metal-ceramika. Jego wytrzymałość zależy od wielu czynników m. in. temperatury wypalania. Opaker wpływa też bezpośrednio na ostateczny odcień i estetykę uzupełnienia.

2.3. Porcelana Willi Geller Creation

Porcelana Creation charakteryzuje się unikalnym odwzorowaniem naturalnego wyglądu zębów poprzez bardzo wysokie standardy estetyki. Jej mikrostruktura jest nieporowata co pozwala na uzyskanie doskonałego koloru i dynamiki światła [5]. Materiał ten znajduje zastosowanie jedynie w obszarze technik dentystycznych. Stosuje się go do tworzenia m. in.: wkładów, koron, mostów protetycznych, a także w implantologii i innych uzupełnieniach protetycznych.

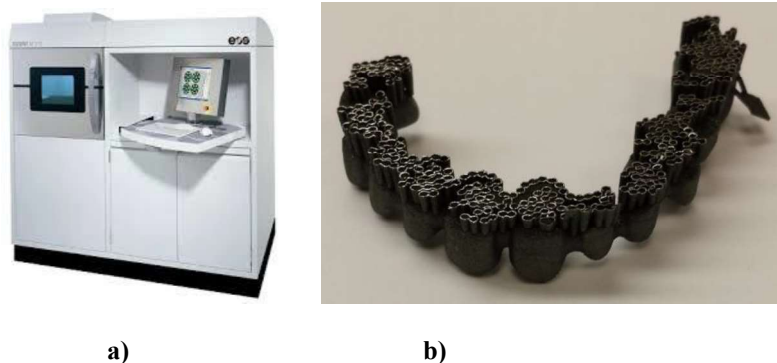
3. BADANIA WŁASNE

3.1. Cel pracy

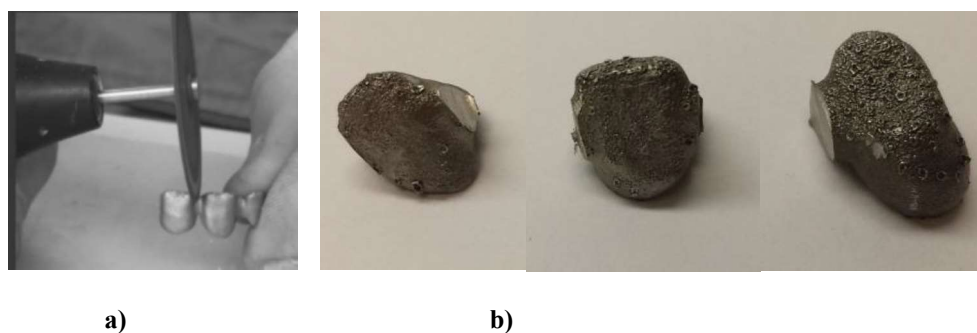
Celem pracy jest ocena wpływu kondycjonowania piaskiem Al₂O₃ o gradacji: 50µm, 110µm, 250µm, powierzchni spieków przygotowanych laserowo, na jakość połączenia z fazą licującą.

3.2. Zakres pracy

Zakres pracy obejmuje wykonanie łuku zębowego w technologii selektywnego spiekania laserowego SLS. Materiał sypki EOS CobaltChrome SP2 scalono za pomocą maszyny EOSINT M 270 (rys.1a). Uzyskano metalowy łuk zębowy składający się z dwunastu punktów protetycznych (rys.1b). Następnie przecinarką rotacyjną usunięto nadmiary spieku oraz pocięto łuk (rys.2a). Uzyskano dwanaście pojedynczych punktów protetycznych będących próbkami do badań (rys 2b).



Rys. 1. a) Maszyna EOSINT M 270 b) Łuk zębowy wykonany w technologii SLS, wraz z nadładkiem

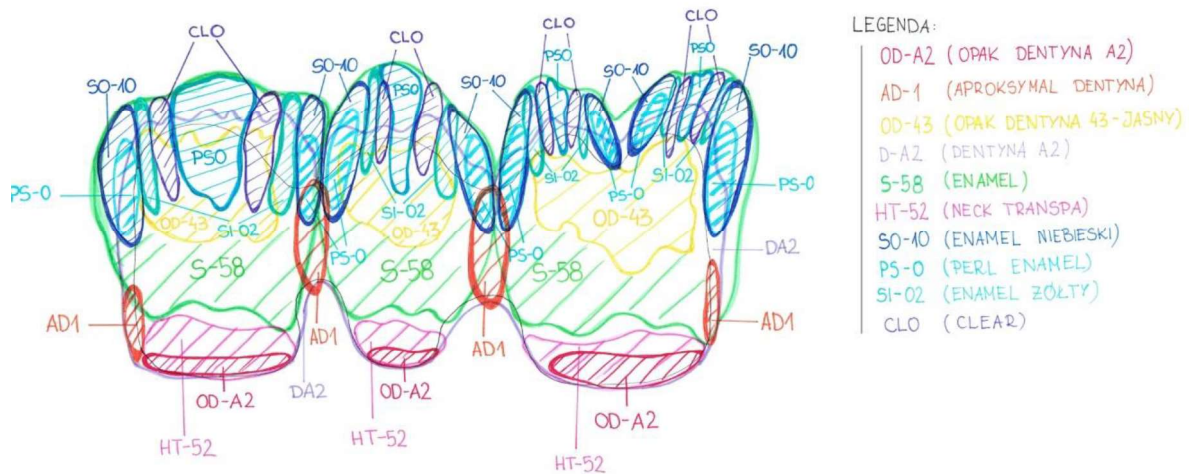


Rys. 2. a) Przecinanie spieku tarczą b) Pojedyncze punkty protetyczne do badań (próbki)

Kształt i wielkość próbek stanowi odwzorowanie rzeczywistych warunków uzębienia w przestrzeni jamy ustnej pacjenta poddanego leczeniu protetycznemu. Identyfikację ciągłości połączenia porcelany z metalem analizowano w oparciu o badania metalograficzne mikroskopowe.

Powierzchnie gotowych elementów opracowano korundem o gradacji: 50 μ m, 110 μ m, 250 μ m, w piaskarce Renfert basic quattro IS. Bombardowanie przeprowadzono pod ciśnieniem 3 bar w czasie 1,8-2 min. Ze względu na stosowane w technice dentystycznej trzy gradacje korundu, wytypowano zakres średnicy ścierniwa (50÷250 μ m).

Na metaliczny spiek o grubości 0,68mm nałożono podłoże w postaci dwóch warstw opakera. Warstwę wierzchnią korony protetycznej licowano porcelaną Willi Geller Creation. Celem uzyskania jak najlepszych wyników badań proces napalania został opracowany na podstawie wcześniej zaprojektowanej mapy nakładania kolejnych warstw (rys. 3).



Rys. 3. Projekt mapy poszczególnych warstw nakładania porcelany.

Porcelanę nakładano w dwóch etapach. Po każdym z nich wypalano ją w temperaturze 920°C pod ciśnieniem 973 Pa w piecu elektrycznym Galaxy ATC press.

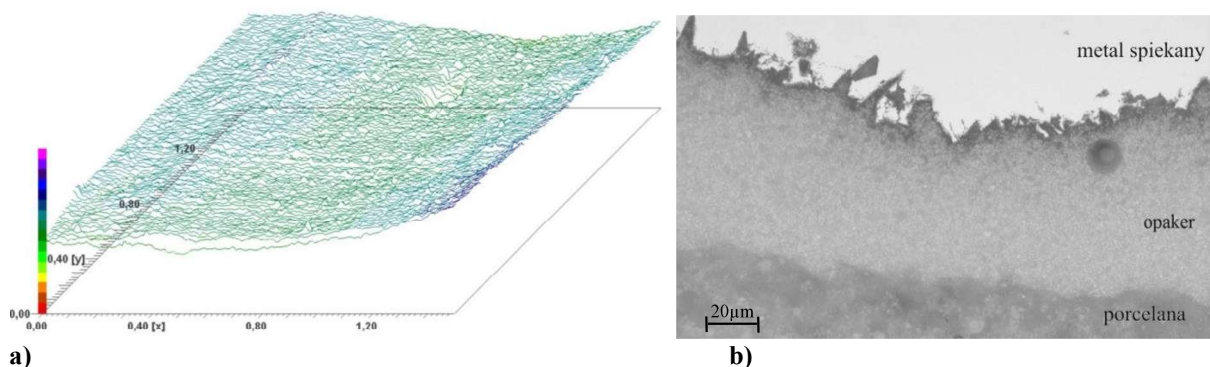
Tytułem oceny połączenia porcelany z warstwą wierzchnią podbudowy metalowej przeprowadzono standardowe badania strukturalne i powierzchniowe przy powiększeniu 25 do 500 razy. Wykorzystano mikroskop optyczny Zeiss Axio Imager M1m. Następnie przeprowadzono analizę warstwy wierzchniej w ocenie falistości i chropowatości za pomocą maszyny Mahr Pethro Consort.

4. WYNIKI BADAŃ I Dyskusja

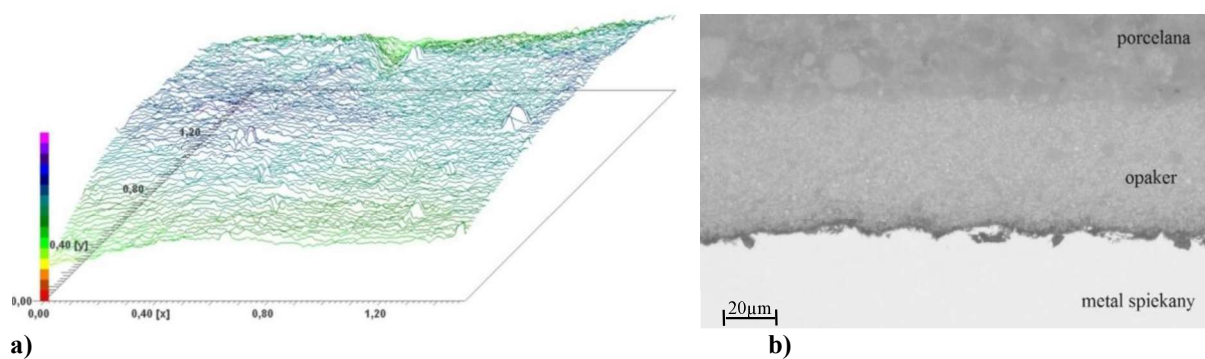
Powszechnie wiadomo, że chropowatość powierzchni po piaskowaniu zależy jest od wielu czynników takich jak: parametry obróbki, gatunek i struktura materiału [6].

Z analizy profili chropowatości powierzchni po piaskowaniu spieku kobaltowo-chromowego SP2 ustalono, że kształt i zaburzenia profilu w głównej mierze zależne są od gradacji stosowanego korundu.

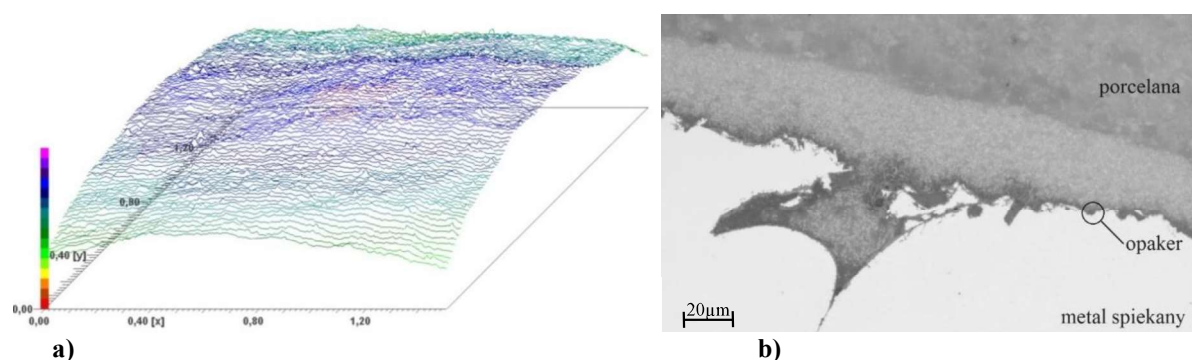
Intensywność zaburzeń chropowatości powierzchni zwiększyła się przy gradacji piasku 50µm oraz 250µm. Natomiast najlepsze wyniki uzyskano dla gradacji o wartości 110µm. Obrazuje to wynik badań zamieszczony na rys. 5a. Dobre połączenie podbudowy spiekanej z warstwą licującą potwierdzają badania metalograficzne mikroskopowe (rys.4b, 5b, 6b).



Rys. 4. a) Topografia powierzchni próbki A kondycjonowanej tlenkiem glinu o średnicy ziarna 50µm, b) Strukturalna analiza mikroskopowa, powiększenie 500x, gradacja 50µm



Rys. 5. a) Topografia powierzchni próbki B kondycjonowanej tlenkiem glinu o średnicy ziarna $110\mu\text{m}$,
b) Strukturalna analiza mikroskopowa, powiększenie $500\times$, gradacja $110\mu\text{m}$



Rys. 6. a) Topografia powierzchni próbki C kondycjonowanej tlenkiem glinu o średnicy ziarna $250\mu\text{m}$,
b) Strukturalna analiza mikroskopowa, powiększenie $500\times$, gradacja $250\mu\text{m}$

Stwierdzono, że zastosowana gradacja piasku powoduje znaczne zróżnicowanie w wartości parametrów takich jak: R_a , R_q , R_t . Odpowiednie wyniki dla każdej z gradacji przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Wyniki pomiaru chropowatości powierzchni dla próbki piaskowanej korundem o gradacji $50\mu\text{m}$, $110\mu\text{m}$, $250\mu\text{m}$

		Gradacja korundu		
		$50\ \mu\text{m}$	$110\ \mu\text{m}$	$250\ \mu\text{m}$
Parametr	R_a	0,71 μm	2,03 μm	1,77 μm
	R_q	0,9 μm	2,45 μm	2,26 μm
	R_t	6,13 μm	12,82 μm	12,38 μm

Rozwinięcie powierzchni z punktu widzenia możliwości ich łączenia i nanoszenia powłok jest najważniejszym parametrem. Według Grzesika [7] powierzchnia o większym rozwinięciu będzie ściślej przylegać do warstwy napalanej porcelany. Z przeprowadzonych badań wynika jednak, że po przekroczeniu wartości $110\mu\text{m}$ gradacji korundu, rozwinięcie powierzchni jest bardziej subtelne. Co za tym idzie kondycjonowanie korundem o gradacji $110\mu\text{m}$ najlepiej spełnia oczekiwania odnośnie dobrego połączenia kolejnych warstw (materiał metaliczny, opaker, porcelana). Analiza topografii powierzchni wykazała ponadto bardzo stabilny charakter opracowania materiału metalicznego kondycjonowanego korundem $110\mu\text{m}$. Można wnosić, iż zapewni to wysoką klasę i ciągłość połączenia metal-ceramika.

5. WNIOSKI

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

- Badania metalograficzne potwierdzają oczekiwania odnośnie ciągłości połączenia kolejnych warstw – podbudowa spiekana – opaker – porcelana.
- Najlepszy efekt jakościowy opracowania powierzchni uzyskano po kondycjonowaniu piaskiem o gradacji 110 μ m.

LITERATURA

- [1] Majewski S., Pryliński M.: Materiały i technologie współczesnej protetyki stomatologicznej. Wyd. Czelej, Lublin 2013.
- [2] Czakon K., Wita K., Hajduga M.: Protetyczne podbudowy ze stałą warstwą ceramiczną, Aktualne Problemy Biomechaniki, Zabrze 2014, s. 17-20.
- [3] Borsuk-Nastaj B., Młynarski M.: Zastosowanie technologii selektywnego topienia laserem (SLM) w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych, Protetyka Stomatologiczna, LXII, 2012, s. 203-210.
- [4] Ryniewicz A. i wsp.: Badania biomateriałów metalowych do komputerowego wspomaganie i wytwarzania stałych konstrukcji protetycznych. Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, 2014.
- [5] <http://www.creation-willigeller.com/en/products> (10.02.2016).
- [6] Broł S.: Badanie wpływu przebiegu i struktury procesu technologicznego na konstytuowanie chropowatości powierzchni. Praca doktorska, Opole 2002.
- [7] Grzesik W.: Wpływ topografii powierzchni na właściwości eksploatacyjne części maszyn, Mechanik, nr 8-9, Politechnika Opolska, 2015.

DEFECTS GENERATED IN THE STRUCTURE OF THE CONNECTION RESTORATIONS SINTERED PORCELAIN PROSTHETIC

Abstract: The foundation prosthetic connection with a layer of porcelain has a significant impact on the quality of the dental supplement. The development of selective laser micro powders metalurgy, has contributed to the start of the examination of this technology in the field of dental technology. The article presents an impact assessment conditioning sand Al₂O₃ grit : 50 μ m, 110 μ m, 250 μ m, laser- sintered surface prepared, class connection with the phase of the veneering. Proposals were formulated based on the results of the measurements of roughness and waviness floor space laser sintered.

Agata GUZIK-KOPYTO¹, Andrzej BIENIEK¹, Mateusz LIPIARZ²

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

²Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki "BIOKRETYWNI"

OCENA SYMETRII RUCHÓW WYKONYWANYCH KOŃCZYNĄ GÓRNĄ PODCZAS CZYNNOŚCI PICIA Z KUBKA PRZEZ OSOBY ZDROWE

Streszczenie: W pracy przedstawiono wyniki badań doświadczalnych dotyczących kinematyki kończyn górnych podczas czynności picia z kubka. Celem pracy było określenie różnic w kinematyce wykonywanych ruchów pomiędzy kończyną prawą i lewą na podstawie wskaźnika symetrii w stawach kończyny górnej: ramiennym, łokciowym i nadgarstkowym. W badaniach wzięło udział 18 zdrowych mężczyzn. Badania wielkości kinematycznych przeprowadzono z wykorzystaniem systemu MVN Biomech firmy Xsens. Pozwoliły one na wyznaczenie zakresów ruchu, a następnie wskaźników symetrii w stawach kończyny górnej. Wyniki przeprowadzonych analiz wskazują na brak symetrii wykonywanych ruchów dla prawej i lewej kończyny górnej wśród badanych zdrowych osób.

Słowa kluczowe: wskaźnik symetrii, kinematyka, kończyna górna

1. WSTĘP

Jednym z występujących rodzajów asymetrii u człowieka jest asymetria funkcjonalna, związana z dominacją jednej kończyny nad drugą, potocznie zwana stronnością, która jest uwarunkowana genetycznie i środowiskowo. W zależności czy kończyną dominującą jest kończyna prawa, czy lewa proces ten ustala się w różnych etapach życia. Ostatecznie w wieku 12-14 lat proces ten dobiega końca. Istnieją również przypadki oburęczności, z łacińskiego zwane *ambidikestria* [9].

Kolejnym rodzajem asymetrii jest asymetria związana z wymiarami geometrycznymi narządów parzystych człowieka. W skomplikowanym oraz wysoce przypadkowym etapie rozwoju człowieka, zgodność wymiarów kończyn (długości, obwodu) jest niemożliwa [11]. Występuje również asymetria dynamiczna, związana z różnymi wartościami sił generowanymi przez mięśnie kończyny prawej i lewej, szybkością wykonywania pewnych ruchów oraz wytrzymałością stawów obu kończyn. Takie różnice asymetrii dynamicznej zostały wykazane w badaniach [13], gdzie przedstawiono różnicę wartości momentów sił mięśniowych uzyskanych podczas badań w warunkach skurczu izometrycznego w kończynie prawej oraz lewej.

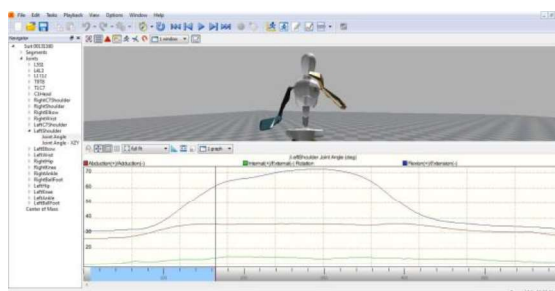
W niniejszej pracy podjęto badania wielkości kinematycznych kończyn górnych podczas czynności dnia codziennego jaką jest picie z kubka. Kończyna górna umożliwia wykonywanie wielu skomplikowanych czynności manipulacyjnych [14]. W skład kończyny

górnej wchodzi staw ramienny, staw łokciowy oraz staw nadgarstkowy. Stawy posiadają funkcjonalną właściwość w swoich połączeniach zwaną ruchomością. Ruchomość określa zakres ruchów w stawach, zatem różnicę pomiędzy minimalnym, a maksymalnym kątem osiągalnym w stawie. Kończyna górna ulega jednak bardzo często różnego rodzaju urazom, dlatego jest obiektem zainteresowania grona lekarzy, fizjoterapeutów i inżynierów biomedycznych [2]. Brakuje jednak metod diagnostycznych, które pozwoliłyby na ilościową ocenę kinematyki ruchu kończyny górnej oraz ocenę symetrii zakresu ruchu pomiędzy kończynami [2]. Jedną z metod branych pod uwagę przy ocenie stopnia dysfunkcji niedowładnej kończyny górnej może być odniesienie wartości zakresu ruchu do wartości wyznaczonych dla kończyny zdrowej. Aby jednak możliwa była rzetelna ocena przydatności wyżej wymienionej analizy porównawczej istotnym elementem jest sprawdzenie, czy analiza taka przynosi powtarzalne wyniki podczas badań prowadzonych na grupie normatywnej. Jest to istotne ze względu na fakt, iż człowiek wykorzystuje każdą z kończyn górnych (prawą, lewą) w bardzo indywidualny sposób zależny od predyspozycji oraz nawyków charakterystycznych dla danej osoby. W związku z tym istotne wydaje się zbadanie powtarzalności wykonywanych ruchów.

Celem niniejszej pracy było określenie różnic w kinematyce wykonywanych ruchów pomiędzy kończyną prawą i lewą osób zdrowych podczas czynności picia z kubka na podstawie wskaźnika symetrii.

2. METODYKA BADAŃ

W ramach pracy przeprowadzono badania wielkości kinematycznych dla kończyn górnych podczas czynności picia z kubka. Wielkości kinematyczne kończyn górnych wyznaczono za pomocą systemu MVN Biomech firmy Xsens, będącego systemem do analizy ruchu wykorzystującym czujniki inercyjne, składającym się z kombinezonu, kamery oraz odpowiedniego oprogramowania MVN Studio (Rys. 1). Kombinezon ten składa się z 11 czujników ruchu MTX (IMU – Inertial Measurement Unit) wraz z okablowaniem oraz paskami do ich mocowania, bazę Xbus Master oraz dwa bezprzewodowe odbiorniki danych. Czujniki systemu na ciele badanej osoby były umieszczone na: kończynach górnych (ramię, przedramię, dłoń), klatce piersiowej oraz głowie. Ponadto na plecach osoby badanej, na wysokości nerek, umieszczono dwa odbiorniki danych. Przed badaniem każdej osoby dokonywana była kalibracja systemu, w celu ustalenia relacji pomiędzy kombinezonem, a jego odwzorowaniem w programie MVN Studio.



Rys. 1. Interfejs programu MVN Studio

Badania przeprowadzono na grupie 18 zdrowych praworęcznych mężczyzn w wieku od 19 do 29 lat (średnia $22,7 \pm 2,3$ lat), bez przebytych urazów kończyn górnych, którzy zgłosili się na badania. Dominującą kończyną górną u wszystkich badanych osób była kończyna prawa. W tabeli 1 przedstawione zostały dane antropometryczne badanych osób.

Tabela 1. Dane antropometryczne badanych osób

	Wysokość ciała (m)	Masa (kg)	BMI (kg/m ²)
Średnia	1,80	73,56	22,63
SD	0,07	9,57	2,89

Badanie polegało na trzykrotnym wykonaniu czynności jaką było picie z kubka. Ta prosta czynność wykonywana codziennie przez każdą osobę angażuje pracę trzech stawów kończyny górnej. Badanie przeprowadzone było na siedząco. Osoba badająca w pozycji wyjściowej siedziała ok. 5 centymetrów od stolika. Kubek, wypełniony ok. 100 ml wody, stał na blacie w określonym punkcie. Osoba badana trzymała kubek ręką, którą wykonywała badaną czynność. Druga ręka leżała swobodnie na stoliku. Wykonujący czynność miał za zadanie podniesienie kubka do ust, napięcie się i odstawienie kubka do pozycji wyjściowej.

Podczas wykonywania ruchu rejestrowano minimalne oraz maksymalne kąty osiągnięte w stawach kończyn górnych, z których następnie wyznaczano zakres ruchomości poszczególnych stawów. W stawie ramiennym analizowano ruchy zginania/prostowania oraz odwodzenia/przywodzenia. Staw łokciowy był badany pod względem ruchów zginania/prostowania i pronacji/supinacji. W stawie nadgarstkowym analizowano ruchy takie jak zginanie dłoniowe/grzbietowe oraz odwodzenie łokciowe/promieniowe.

Na podstawie pomiarów wyznaczono zakresy ruchów w stawach kończyny górnej, a następnie wyznaczono wskaźnik symetrii (SI), który jest jednym z najpowszechniej wykorzystywanych metod procentowej oceny parametrów kinetycznych oraz kinematycznych. Wskaźnik SI wyznacza się poprzez unormowanie różnic pomiędzy wartościami parametrów dla przeciwstawnych kończyn lub dla kończyny chorej i zdrowej [15]. Do obliczeń przyjęto następującą zależność:

$$SI = \frac{|zmK_p - zmK_n|}{zmK_n} * 100\%, \quad (1)$$

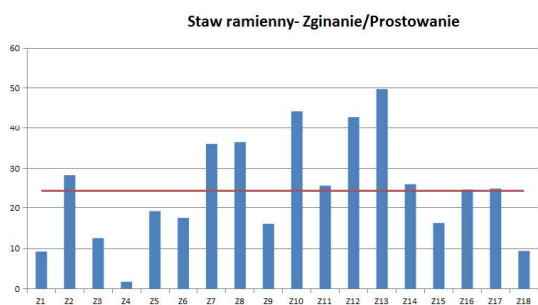
gdzie:

- zmK_p jest zmienną rejestrowaną dla kończyny górnej prawej,
- zmK_n jest zmienną rejestrowaną zmienna dla kończyny górnej lewej.

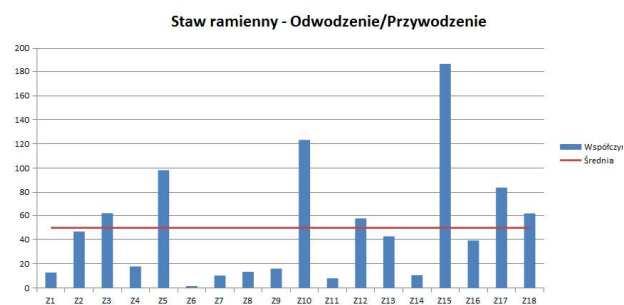
Im wyliczona wartość wskaźnika jest bliższa 0%, tym bardziej ruchy wykonane przez prawą i lewą kończynę są zbliżone do siebie. Przyjęto, że wartość, która może świadczyć o zachowaniu symetrii to 10% [15].

3. WYNIKI

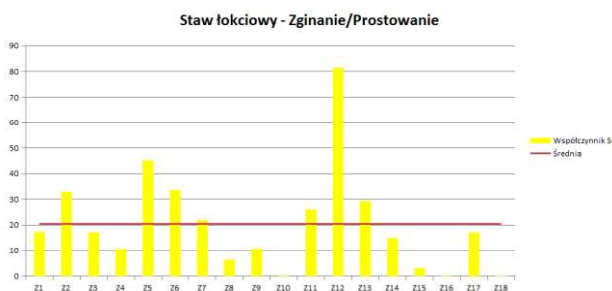
Przeprowadzone pomiary wielkości kinematycznych kończyn górnych podczas wykonywania czynności picia z kubka, pozwoliły na wyznaczenie zakresów ruchu, a następnie wskaźników symetrii w następujących stawach kończyny górnej: ramiennym, łokciowym i nadgarstkowym.



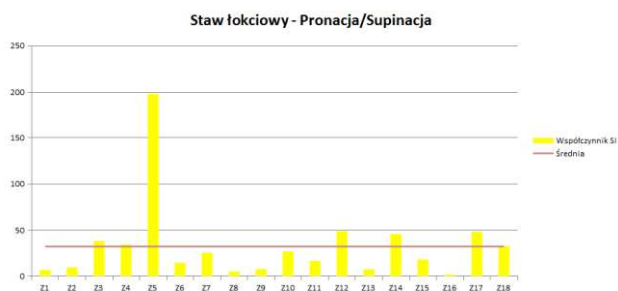
Rys. 2. Wskaźnik SI w stawie ramiennym podczas ruchu zginania i prostowania



Rys. 3. Wskaźnik SI w stawie ramiennym podczas odwodzenia i przywodzenia



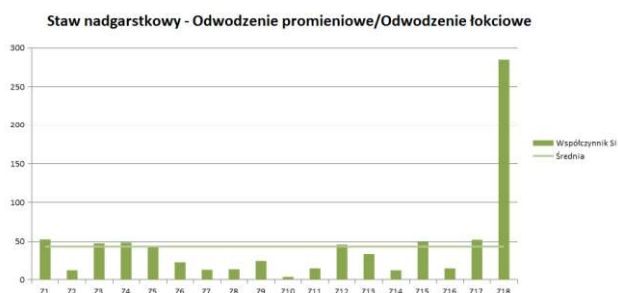
Rys. 4. Wskaźnik SI w stawie łokciowym podczas ruchu zginania i prostowania



Rys. 5. Wskaźnik SI w stawie łokciowym podczas pronacji i supinacji



Rys. 6. Wskaźnik SI w stawie nadgarstkowym podczas ruchu zginania dłoniowego i zginania grzbietowego



Rys. 7. Wskaźnik SI w stawie nadgarstkowym podczas odwodzenia promieniowego i odwodzenia łokciowego

4. PODSUMOWANIE

W ramach niniejszej pracy przeprowadzono badania doświadczalne kinematyki kończyn górnych podczas czynności picia z kubka z wykorzystaniem systemu MVN Biomech firmy Xsens. Aktualnie, można znaleźć wiele prac, w których różne systemy do analizy ruchu znajdują szerokie zastosowanie zarówno do badań dotyczących aktywności fizycznej, monitorowania stanu zdrowia pacjentów, jak również szeroko rozumianych badań biomechanicznych [1]. Badania doświadczalne pozwoliły między innymi na wyznaczenie zakresów ruchu w stawach kończyn górnych. Dane te posłużyły do obliczenia wskaźników symetrii w poszczególnych stawach, a zatem możliwe było określenie różnic w kinematyce wykonywanych ruchów pomiędzy kończyną prawą i lewą osób zdrowych podczas czynności picia z kubka.

W literaturze pojawiają się publikacje dotyczące tak zwanej asymetrii dynamicznej [15], która dotyczy różnic chociażby w sile mięśniowej, a także ruchomości w stawach pomiędzy

prawą i lewą kończyną [8]. Z badań różnych autorów wynika, że wartości maksymalnych momentów sił mięśniowych różnią się od siebie nieznacznie [10].

Na podstawie przeprowadzonych analiz odnotowano, iż wskaźnik symetrii SI w stawie ramiennym dla ruchu zginania/prostowania (rys. 2) przekraczał 10% aż u 15 osób spośród przebadanych 18. Ponadto średnia wartość SI wyniosła 25%, jest to wartość dwukrotnie mniejsza w porównaniu do średniej wartości ruchu odwodzenia/przywodzenia w tym stawie (badani 5, 10 oraz 15 znacząco zawyżyli wartość średnią współczynnika SI). Badany 6 dla ruchu odwodzenia/przywodzenia wykazał wartość współczynnika zbliżoną do zera (rys. 3).

Dla stawu łokciowego odpowiednio dla 11 osób wartość współczynnika SI wyniosła mniej niż wartość średnia 35% wykazaną przez badaną grupę (rys. 4). Dla stawu łokciowego dla ruchu pronacji/supinacji otrzymane wartości 6 spośród 18 badanych osób przekroczyły 10% (rys. 5). Aż trzech badanych podczas zginania/prostowania w stawie łokciowym wykazało wartości zbliżone do 0. Oznacza to duże podobieństwo w wykonywanych ruchach dla obu kończyn.

Dla stawu nadgarstkowego zarówno ruchy zginania dłoniowego/zginania grzbietowego oraz odwodzenia promieniowego/odwodzenia łokciowego u większości badanych nie przekraczają wartości średniej (rys.6, rys.7). Dla obu wykonywanych ruchów w stawie nadgarstkowym badany 18 wykazuje znaczne odchylenie od normy oraz pozostałych badanych, zawyżając przy tym wartość średnią badanej grupy.

Niska wartość współczynnika SI podczas wykonywania ruchu w jednym ze stawów nie oznacza równie niskich wartości w pozostałych stawach. Przykładem może być min. badany 10, który podczas odwodzenia/przywodzenia w stawie ramiennym wykazał wartość współczynnika ponad średnią normatywną 125%, natomiast podczas zginania/prostowania w stawie łokciowym wartość współczynnika SI była bardzo bliska 0%.

Wyniki przeprowadzonych analiz w dużej mierze wskazują na brak symetrii wykonywanych ruchów dla prawej i lewej kończyny górnej wśród badanych zdrowych osób. W związku z powyższym trudno uznać wskaźnik SI jako pomocny w analizie funkcjonowania kończyny górnej, w przeciwieństwie do oceny symetrii kończyn dolnych podczas chodu [15]. Wynika to z faktu, asymetrii funkcjonalnej, co oznacza iż wybrana czynność jest naturalną, wyuczoną i realizowaną na co dzień czynnością jedynie dla jednej z kończyn górnych.

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

LITERATURA

- [1] Andel C.J.A., Wolterbeek N., Doorenbosch C.A.M., Veeger D.J., Harlaar J.: Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks, *Gait & Posture*, vol. 27, 2008, p. 120–127.
- [2] Guzik A., Michnik R., Rycerski W.: The estimation of rehabilitation progress in patients with psychomotor diseases of upper limb based on modeling and experimental research, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 8(2), 2006, p.79-87
- [3] Guzik-Kopyto A., Michnik R., Wodarski P., Gzik M., Bieniek A.: Wyznaczanie obciążeń w układzie szkieletowo-mięśniowym kończyny górnej na podstawie badań kinematyki z wykorzystaniem inercyjnego systemu pomiarowego, *Modelowanie Inżynierskie*, nr 53, 2014, s. 62-69.
- [4] Guzik-Kopyto A., Wodarski P., Piecko M.: Analiza kinematyki kończyn górnej podczas gry na skrzypcach, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 8, 2014, s. 27-32.

- [5] Hajok J., Jurkojć J., Wodarski P., Bieniek A., Gzik M.: Parametry kinematyczne wybranych wzorcowych sekwencji ruchowych wykorzystywanych w terapii klinicznej, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 9, 2015, s. 51-56.
- [6] Henmi S., Yonenobu K., Masatomi T., Oda K.: A biomechanical study of activities of daily living using neck and upper limbs with an optical three-dimensional motion analysis system, *Modern Rheumatology*, vol. 16, 2006, p. 289–293.
- [7] Herzog W., Nigg B., Read L., Olsson E.: Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait, *Med Sci Sports Exerc.* 1989;21(1):110–4.
- [8] Łopatka M., Guzik-Kopyto A., Michnik R., Rycerski W.: Badania antropometryczne kończyny górnej oraz pomiar siły ścisku dłoni i kciuka, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt 6, 2012, s. 93-99.
- [9] Jędrzejowska E.: Dziecko leworęczne na etapie wczesnej edukacji, *Edukacyjne zagrożenia i wyzwania młodego pokolenia*, vol. 16, 2009, s.72-78.
- [10] Michnik R., Jurkojć J., Guzik-Kopyto A., Borek Z., Mynarski W., Rozpara M., Czapla K.: Research into maximal muscle torque carried out in students of the Silesian University of Technology, *Antropometryka* vol. 23, no 64, 2013, p. 141-153.
- [11] Poplewski R.: *Anatomia ssaków*, Spółdzielnia Wydawnicza „Czytelnik”, Warszawa 1948.
- [12] Sadeghi H., Allard P., Prince F., Labelle H.: Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review, *Gait Posture*, vol. 12(1), 2000, p. 34–45.
- [13] Trzaskoma Z.: *Maksymalna siła mięśniowa i moc maksymalna kobiet i mężczyzn uprawiających sport zawodowo*, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2003.
- [14] Westerhoff P., Graichen F., Bender A., Halder A., Beier A., Rohlmann A., Bergmann G.: In vivo measurements of shoulder joint loads during activities of daily living, *Journal of Biomechanics*, vol. 42, 2009, p. 1840-1849.
- [15] Wit A.: *Wartości normatywne do oceny asymetrii chodu i postawy stojącej człowieka*, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2012.

EVALUATION OF SYMMETRY MOVEMENTS OF UPPER LIMB PERFORMED BY HEALTHY PERSONS DURING CUP DRINKING

Abstract: Paper presents experimental results of upper limb kinematics during cup drinking. 18 healthy men were examined in the frame of provided examinations. The aim of work was to determine differences in kinematics between right and left upper limb on the basis of symmetry index in following joints of upper limb: shoulder, elbow and wrist. Research were carried out using kinematic system MVN Biomech Xsens. They allowed to determine ranges of motion, and then indicators of symmetry in the joints of the upper limb. The results of analyzes indicate a lack of symmetry of the movements for the right and left upper limb among the examined healthy individuals.

Krzysztof JAMROZIAK

Wyższa Szkoła Oficerska Wojsk Lądowych im. gen. Tadeusza Kościuszki we Wrocławiu

OCENA OBRAŻEŃ OD BRONI PALNEJ W ŚWIETLE KRYTERIUM URAZOWOŚCI

Streszczenie: W pracy dokonano analizy literaturowej podstawowych kryteriów urazowości od broni palnej. Uwagę skoncentrowano na zjawisku towarzyszącemu w wyniku doznania rany postrzałowej. Zaprezentowano mapę stref zagrażających życiu w wyniku doznanych urazów postrzałowych. Na przykładzie 9 mm pocisku typu Parabellum zaprezentowano wybrane wyniki badań, których efektem było określenie niektórych parametrów w szacowaniu stopnia odniesionych obrażeń.

Słowa kluczowe: uderzenie balistyczne, rana postrzałowa, uraz ciała

1. WSTĘP

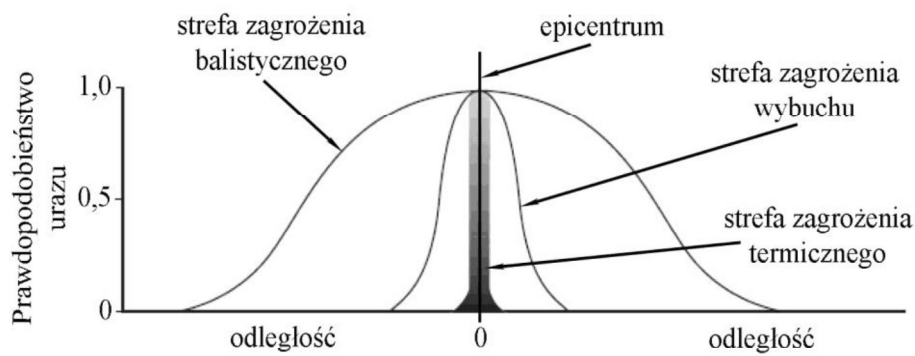
Obrażenia spowodowane od amunicji broni palnej są przedmiotem ważnych dociekań badań naukowych. Obrażenia te możemy przyporządkować w stosunku do prędkości wystrzeliwanych pocisków lub energii uderzenia. W przypadku prędkości uderzenia pocisku broni strzeleckiej rozróżnia się zasadniczo dwie kategorie [1]:

- prędkości uderzenia w przedziale 150÷400 m/s, które dotyczą użycia broni palnej typu pistolety, pistolety maszynowe, rewolwery,
- prędkości uderzenia w przedziale 400÷1200 m/s, które dotyczą użycia broni strzeleckiej maszynowej typu, karabinek karabin maszynowy, karabin wyborowy.

Innym często parametrem wpływającym na stopień urazowości organizmu ludzkiego w wyniku użycia broni jest klasyfikacja według transferu energii kinetycznej do organizmu ludzkiego w postaci:

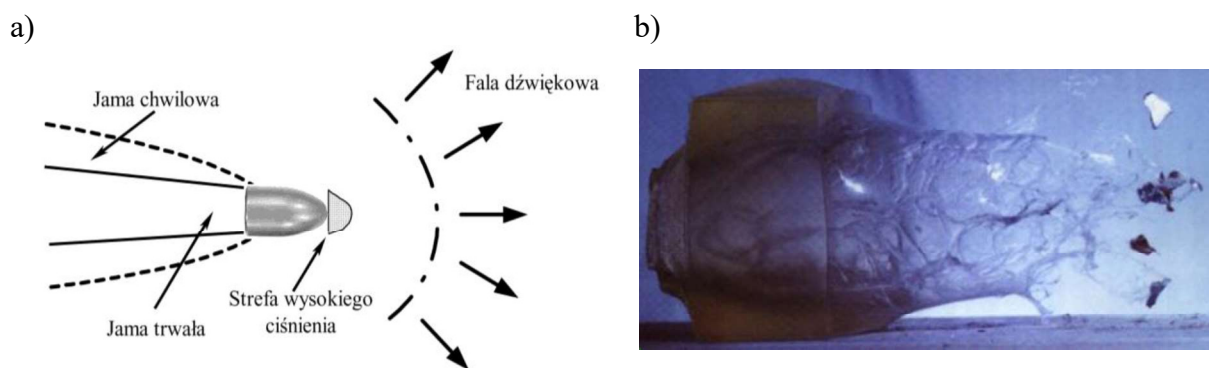
- niskiego użycia energii, w postaci pocisków wystrzeliwanych z broni pneumatycznej, broni nieśmiercionośnej (amunicji niepenetracyjnej) lub użycia noża,
- średniej energii, w postaci pocisków wystrzeliwanych z broni krótkiej (np. pistolety),
- wysokiej energii, w postaci pocisków wystrzeliwanych z broni wojskowej długiej lub myśliwskiej.

Nie należy także zapominać, że współczesne pole walki generuje także inne czynniki wpływające na obrażenia organizmu ludzkiego (pomijając urazy niewynikające z użycia środków ogniowych), a mianowicie efekt detonacji różnego rodzaju urządzeń wybuchowych (np. miny itp.) oraz towarzyszące wybuchom lub uderzeniom pocisków efekt termiczny. Prawdopodobieństwo odniesienia obrażenia można przedstawić na prostym schemacie (Rys. 1), z którego wynika, że ryzyko to zasadniczo wynika z odległości od epicentrum inicjacji.



Rys. 1. Schematyczne ujęcie stref zagrożenia odniesienia urazu

Prędkość i energia uderzającego pocisku decyduje o zjawisku towarzyszącym wnikaniu pocisku w tkankę organizmu (rys. 2).



Rys. 2. Zjawiska występujące w wyniku oddziaływania pocisku na tkankę ludzką [2]:
 a) proces rozchodzenia się fali akustycznej wraz z powstawaniem jamy chwilowej i trwałej,
 b) fotografia z szybkiej kamery przejścia pocisku przez blok żelatynowy

Doskonała znajomość zagadnień urazowości jak również ich zapobieganie zmniejsza liczbę ofiar w działaniach wojennych lub użycia broni palnej w środowisku cywilnym. W dalszej części pracy uwagę skoncentrowano na oddziaływaniu amunicji pistoletowej, na organizm ludzki. Na przykładzie literatury przedmiotu oraz badań własnych zaprezentowano za pomocą odpowiednich parametrów skutki jej użycia.

2. STAN WIEDZY

W zastosowaniach wojskowych rażenie przeciwnika poprzez energię uderzenia pociskami broni strzeleckiej lub fragmentującymi odłamkami należy rozpatrywać w kategorii rażenia formalnego i rażenia obalającego, które zazwyczaj prowadzi do pozbawienia jego życia. Z rażeniem formalnym mamy do czynienia, wówczas gdy rażony traci zdolność do działania po pewnym czasie, a w przypadku rażenia obalającego rażony traci natychmiast zdolność do działania. Wydawałoby się, że rażenie obezwładniające prowadzi jedynie do pozbawienia funkcji życiowych przeciwnika. Jest to mylne pojęcie, gdyż przy rażeniu formalnym nawet niewielki odłamek trafiający w nierzalną część ciała może przeciwnika pozbawić funkcji życiowej, a rażenie obezwładniające, które z definicji jest nastawione na pozbawienie życia może okazać się niekiedy śmiertelne. Z tego względu człowiek przedstawia sobą cel o powierzchni około $0,5 \text{ m}^2$ [3], gdzie z ogólnej powierzchni 40% stanowią obszary szczególnie wrażliwe. Obszary te zdefiniowano w opracowaniu [4, 5]. Na tej podstawie

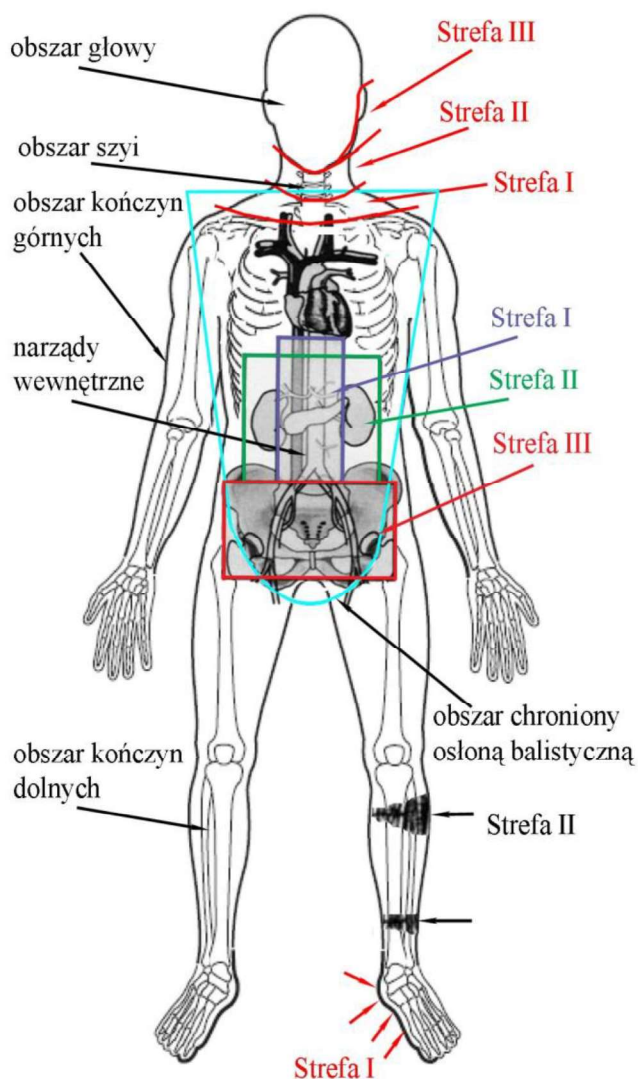
sporządzono mapę ciała człowieka z odpowiednimi strefami wrażliwymi na duże ryzyko pozbawienia funkcji życiowej (Rys. 3). W myśl tego dokonano także oceny skutecznej energii obalającej $E_{sk} = 150 \text{ J/cm}^2$, dla organizmu ludzkiego niechronionego elementami osobistej ochrony balistycznej. W przypadku zastosowania takich elementów (kamizelka kuloodporna) wartość energii skutecznej ulega zwiększeniu, która w dużej mierze uzależniona jest od prędkości skutecznej (v_{sk}), przekładającej się w ten sposób na powstawanie szoku wywołanego powstawaniem kanału chwilowego w tkance miękkiej organizmu człowieka [6]. W literaturze przyjmuje się następujące parametry związane ze względną energią kinetyczną (E_{kw}), przy których ryzyko odniesienia ran jest minimalne:

- $E_{kw} \geq 11 \text{ J/cm}^2$ dla odłamków o ostrych krawędziach,
- $E_{kw} \geq 17 \text{ J/cm}^2$ dla odłamków o gładkiej powierzchni.

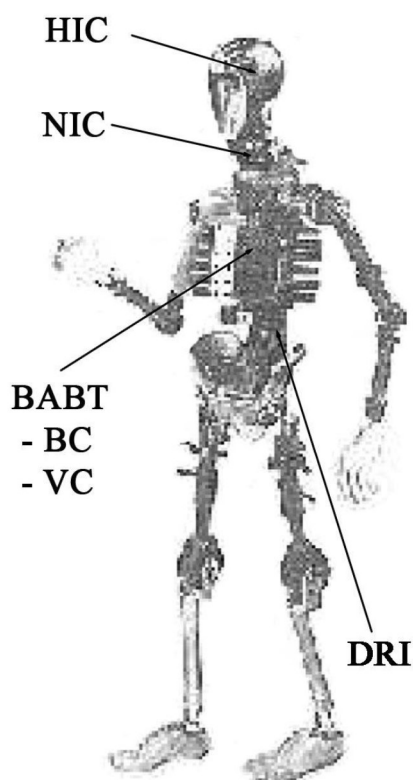
Projektowanie środków balistycznej ochrony osobistej lub projektowanie skutecznej amunicji należy odnieść do minimalnych wartości E_{kw} . Szczególnie związane jest to z analizą odniesioną do zjawiska fizycznego, biomechaniki i medycyny. Fizyczny sens dotyczy szczególnie parametrów związanych z uderzającym pociskiem, a mianowicie: energią uderzenia, pędem, obszarem oddziaływania energii uderzenia i gęstości energii uderzenia [7, 8]. W ujęciu biomechanicznym kryterium odniesionych obrażeń od broni palnej i środków pirotechnicznych związane jest z analizą zjawisk bezpośrednich ran postrzałowych lub obrażeń wynikających z tzw. Behind Armour Blunt Trauma (BABT) tępych urazów chronionych elementów organizmu ludzkiego (np. hełm kamizelka kuloodporna) [9, 10, 11]. Model prawdopodobieństwa urazu w tym zakresie należy odnieść do:

- energii uderzenia (gęstość),
- penetracji (deformacja),
- szybkości deformacji,
- przyspieszenia,
- dyssypacji.

Na podstawie prac [9, 10, 12] kryteria urazowości definiowane są odpowiednimi parametrami zgodnie z analizą wybranych części ciała ludzkiego, co przedstawiono na rysunku 4. Jak wykazano (Rys. 4) w przypadku kończyn górnych jak i dolnych brak jest jednoznacznych parametrów określających biomechaniczne aspekty obrażeń. Skalą tutaj są parametry w ujęciu medycznym, a podczas różnych testów przyjmuje się oddziaływanie siły niszczącej strukturę kostną przyjmując wymiar fizyczny obrażeń (por. Rys. 3). Więc w ujęciu biomechaniki urazowość sprowadza się do oceny za pomocą skali AIS (Abbreviated Injury Scale) lub TBI (Traumatic Brain Injury) [10, 13]. W medycznym znaczeniu kryterium urazowości odnosić należy przede wszystkim do oceny ryzyka na podstawie zranienia w stosunku do analizy przeżycia przejawiającymi się bezpośrednio odniesionymi ranami postrzałowymi, w wyniku, których doznano urazów naczyniowych lub pośrednio wynikających z efektów akustycznych lub termicznych towarzyszących zjawisku strzału/wybuchu albo też definiowanych, jako tępych urazów (BABT).



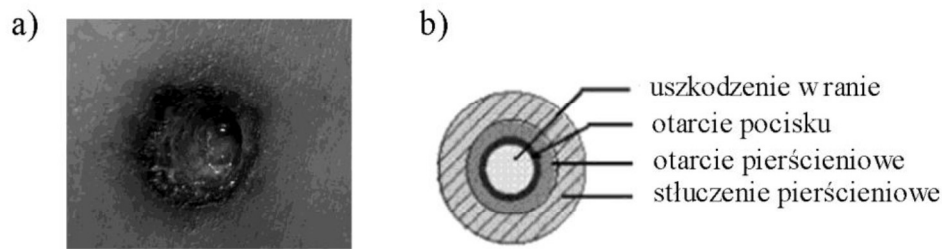
Rys. 3. Mapa obrażeń organizmu ludzkiego: obszar głowy, obszar szyi: strefa I – pomiędzy obojczykiem i chrząstką pierścieniową; strefa II - między chrząstką pierścieniową i kątem żuchwy; strefa III pozostały obszar nad żuchwą, obszar torsu: strefa I - wokół aorty, strefa II – okolonerkowego, strefa III – miednicy, kończyn dolnych: strefa I - bezpośredniego przeniesienia impulsu i obciążenia osiowego, strefa II - pośredniego ścinania kości [14,15]



Rys. 4. Parametry opisujące kryteria urazowości :uraz głowy: HIC – Head Injury Criterion, uraz odcinka szyjnego kręgosłupa: NIC - Neck Injury Criterion, uraz spowodowany wtórnym oddziaływaniem osłony balistycznej na klatkę piersiową: Behind Armour Blunt Trauma (BABT), kryterium tępego urazu: BC - Blunt Criterion, kryterium wiskotyczne: VC – Viscous Criterion, uraz odcinka lędźwiowo-piersiowego: DRI – Dynamic Response Index [10, 12, 16, 17]

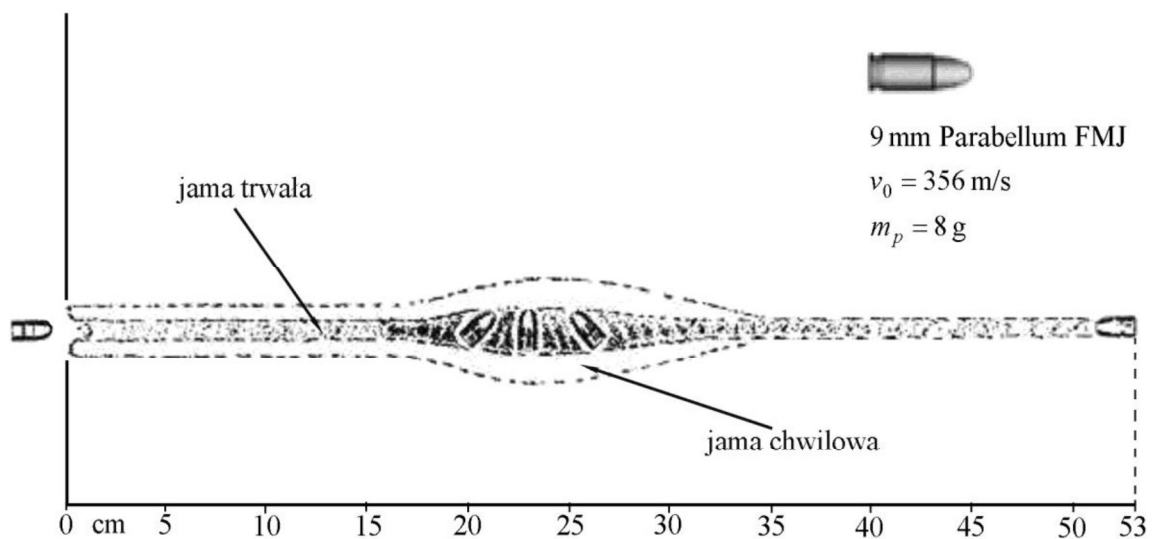
3. UJĘCIE PROBLEMU

Obrażenia postrzału spowodowane są działaniem kinetycznym pocisku na organizm ludzki. W wyniku interakcji pocisku z tkanką następuje powstawanie rany postrzałowej, której charakterystyka związana jest ze średnicą pocisku, kształtem i jego budową oraz liniową i obrotową prędkością, a także rodzajem uderzanej tkanki (miękka, twarda). Schemat przedstawiono na rysunku 5.



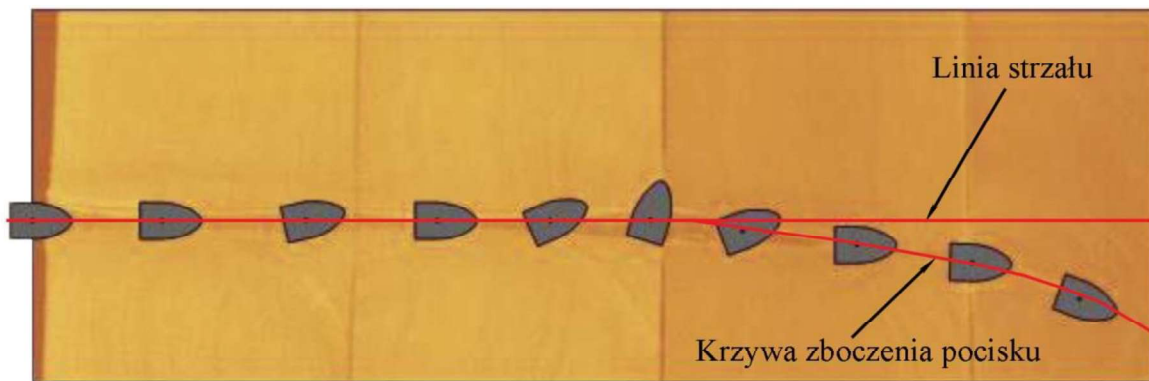
Rys. 5. Widok rany postrzałowej: a) kanał po wejściu pocisku lekko pod kątem w tkankę, b) schemat definiujący obszary wokół przestrzelenia tkanki [16]

Jak wykazano na przykładzie przeglądu literatury przedmiotu [2, 16, 18-20] rozróżnia się dwa rodzaje ran postrzałowych, a mianowicie trwałe i czasowe. Jama trwała powstaje na skutek martwicy komórek, a jej zakres jest proporcjonalny do kalibru pocisku gdyż przechodzi przez tkankę. Natomiast jama chwilowa pulsująca jest kilkadziesiąt razy większa niż kaliber pocisku i powstaje na skutek prostopadłego przemieszczania się tkanki miękkiej w stosunku do toru lotu pocisku. Gdy standardowy pocisk wystrzelony z broni palnej uderza w miękką materię tworzony jest kanał postrzałowy, w którym wyodrębnia się trzy charakterystyczne fazy: wąski kanał (jama trwała) i podstawowa chwilowa jama oraz końcowy wąski kanał (jama trwała) [21-24]. Geometria kawerny postrzałowej uzależniona jest od rodzaju amunicji i prędkości pocisku. Jama trwała tworzona jest na długości 15-25 cm o średnicy zazwyczaj 1,5 kalibru pocisku. Jama tymczasowa otwiera się do średnicy 10-15 kalibrów większej w stosunku do jamy trwałej. Przykład symulowanej kawerny postrzałowej przedstawiono na Rys. 6.



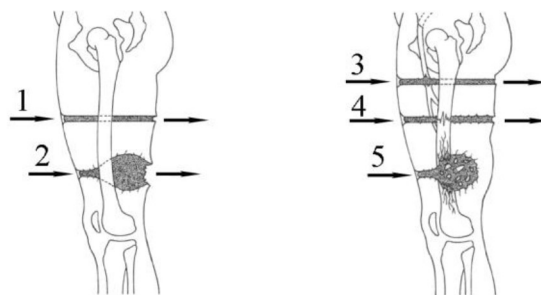
Rys. 6. Profilowany tunel postrzałowy w bloku żelatynowym nieodkształcalnego pocisku pistoletowego z charakterystycznym koziółkowaniem [24]

Z analiz ran postrzałowych [19, 25] nieskomplikowanych tkanek miękkich 9 mm pociskiem Parabellum tunel postrzałowy jest o kształcie długiej i wąskiej jamy tworzącej kształt zboczenia w stosunku do osi kierunku lotu pocisku i nie wykazuje tendencji koziółkowania (Rys. 7). Tymczasowa kawitacja jest długa i wąska co wpływa korzystnie na stopień urazowości.



Rys. 7. Tor 9 mm pocisku pistoletowego Parabellum w symulowanym bloku z mydła [25]

Rany postrzałowe skomplikowane niestety powodują liczne obrażenia rozległe w postaci skomplikowanego niszczenia tkanek twardych [26, 27] co zobrazowano na rysunku 8.



Rys. 8. Przykład ran postrzałowych na przykładzie kończyn dolnych [19]:

1) prosty uraz postrzałowy tkanki miękkiej, 2) uszkodzenie tkanki miękkiej z powodu dużej prędkości pocisku, 3) rana postrzałowa powodująca uraz tętnicy udowej, 4) uraz postrzałowy przy niskiej prędkości pocisku z prostym pęknięciem kości, 5) rana postrzałowa w wyniku dużej prędkości uderzenia pocisku z licznymi rozdrobnieniami złamania kości

W ujęciu literatury [28-30] typologia ran odniesionych od użycia broni palnej zarówno w zakresie bezpośredniego postrzału jak i tępego urazu spowodowanego oddziaływaniem osłony balistycznej lub wynikającej na skutek detonacji środków pirotechnicznych, w zakresie bezpośredniego oddziaływania na organizm ludzki lub urazu akustycznego stan odniesionych obrażeń jest podzielony na pewną klasyfikację. Ta klasyfikacja powoduje szybkie i proste udzielenie pomocy poszkodowanemu. Metodę tą oparto na metodyce opracowanej przez Międzynarodowy Czerwony Krzyż RCWS (Red Cross Wound Score) [20]. Punktacja oparta jest na następujących sześciu głównych cechach ran: rany skórne, czyli maksymalna średnica wejścia (E) i wyjścia ran (X), wielkość jamy lub brak jamy (C), uszkodzenie istotnych struktur (V), złamanie (F) oraz widoczne elementy metalowe, czyli pociski lub ich fragmenty w obrębie rany (M). W ten sposób rana jest klasyfikowana w zależności od:

- ciężkości urazu tkanek,
- struktury uszkodzenia tkanki.

Przykład klasyfikowania obrażeń zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Klasyfikacja obrażeń według RCWS [20]

Oznaczenie	Metoda oceny	Skala oceny	Wyszczególnienie
E (entry)	Maksymalna średnica rany wejściowej określona w centymetrach	centymetr	
X (exit)	Maksymalna średnica rany wyjściowej określona w centymetrach	centymetr	X=0 w przypadku braku rany wylotowej rana dostaje zero punktów
C (cavity)	Wielkość jamy	C0, C1	Czy jama rany jest wielkości na dwa palce przed zabiegiem chirurgicznym? C0-nie, C1-tak
F (fracture)	Doznanie złamania	F0, F1, F2,	Czy są jakieś kości złamane? F0-brak, F1-proste złamanie, otwór lub nieistotne rozdrabniania, F2-klinicznie istotne rozdrabniania
V (vital structure)	Istotne struktury	V0, VN, VT, VA, VH	Występowanie obrażeń opony, opłucnej, otrzewnej lub dużych naczyń obwodowych V0-brak doznania ran istotnych struktur, VN-(neurologiczne) penetracja w oponę mózgu lub rdzenia kręgowego, VT-(klatka piersiowa lub szyja) penetracja w opłucnej lub krtani/tchawicy w szyi, VA-(brzuch) penetracja otrzewnej, VH-(krwotok) uraz głównych naczyń krwionośnych obwodowych ramiennych i tętnic podkolanowych a także tętnicy szyjnej w szyi
M (metallic body)	Ciała (obiekt) metaliczne	M0, M1, M2	Czy są widoczne fragmenty pocisku lub pociski na zdjęciu rentgenowskim? M0-nie, M1-tak jedno ciało metaliczne, M2-tak wiele ciał metalicznych

4. METODYKA BADAŃ

Badania przeprowadzono na torze balistycznym z broni bojowej typu: pistolet maszynowy PM-84p oraz strzelba gładkolufowa KARATAY TK-355 kal. 12/76 [7]. W prowadzonych testach szacowania podstawowych parametrów wystrzeliwanych pocisków/śrutu posłużono się częściowo normą PN EN 15 22 [31] wykorzystując następującą aparaturę pomiarową:

- urządzenie do pomiaru prędkości CED Millennium Chronograph,
- zestaw radarowy Dopplera Weibel SL-525PE,
- inne oprzyrządowanie, w tym niezbędne do mocowania określonych próbek.

W części zasadniczej testu balistycznego celem był pomiar prędkości wylotowych pocisków, na podstawie których można było szacować takie parametry jak:

- energię uderzenia:

$$E_k = \frac{mv^2}{2} \quad (1)$$

- pęd:

$$p = mv \quad (2)$$

– obszar oddziaływania:

$$A = \pi \left(\frac{d}{2} \right)^2 \quad (3)$$

– gęstość energii uderzenia:

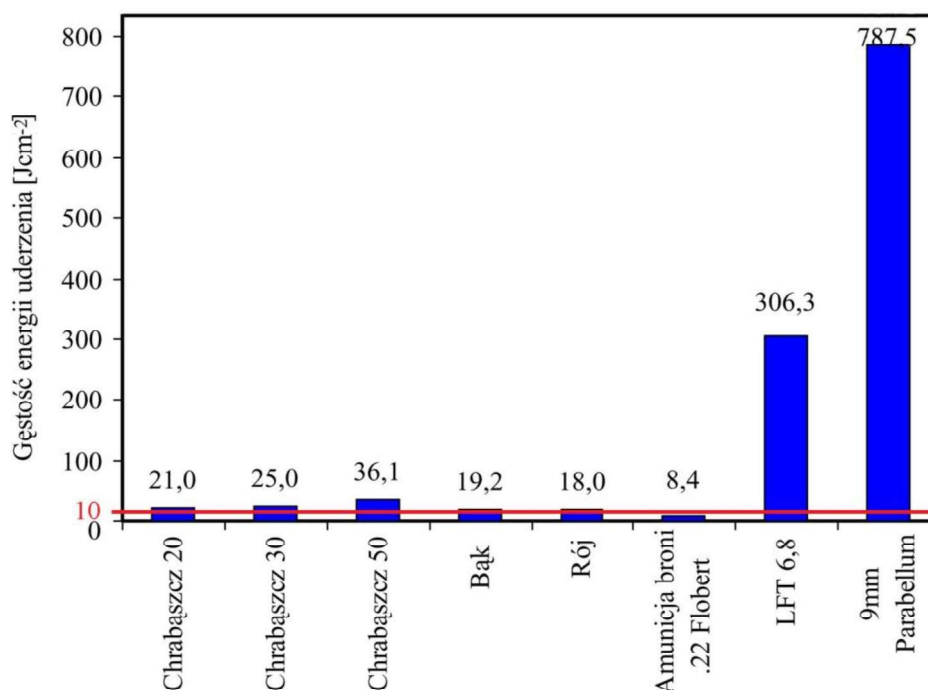
$$\rho = \frac{E_k}{A} = \frac{2mv^2}{\pi d^2} \quad (4)$$

gdzie: m – masa pocisku, v – prędkość pocisku, d – kaliber pocisku, A – pole powierzchni odniesione do przekroju poprzecznego pocisku, E_k – energia kinetyczna pocisku.

Następnym krokiem było rejestrowanie dynamicznych ugięć wkładu balistycznego zbudowanego z układów aramidowych na osnowie epoksydowej stosowanych w osłonach balistycznych ochrony osobistej.

5. WYNIKI BADAŃ

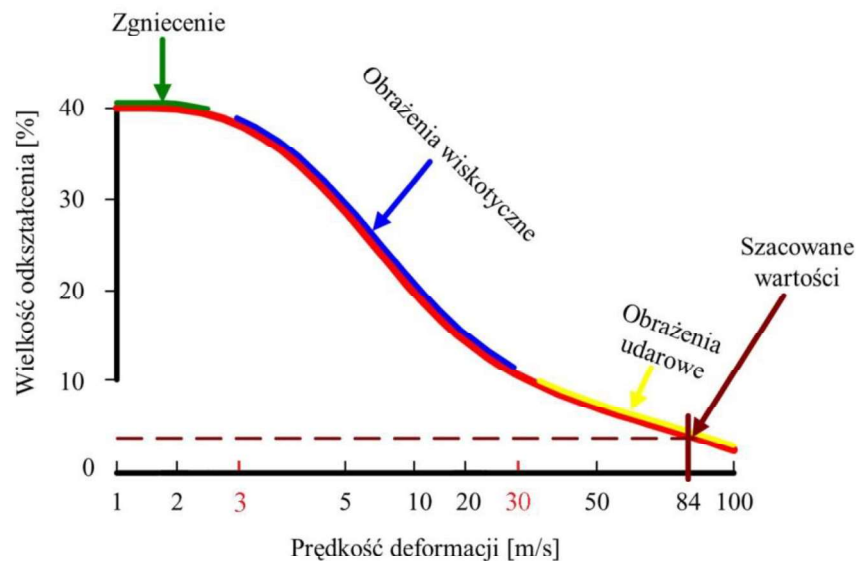
W celu szacowania parametrów związanych z obrażeniami w wyniku użycia broni palnej, pistoletu wystrzeliwującego 9 mm naboje 9x19 mm Parabellum o masie 8 g przeprowadzono szereg testów pozwalających stwierdzić skuteczność broni i zakres obrażeń. Jednym z podstawowych kryteriów było określenie skutecznej energii uderzenia, gęstości energii uderzenia i innych parametrów. Wybrane wyniki zestawiono na rysunku 9.



Rys. 9. Zestawienie gęstości energii uderzenia amunicji wystrzeliwanej z broni palnej. Linia czerwona określa zakres parametru amunicji nieśmiercionośnej (niepenetracyjna)

Na powyższym wykresie zestawiono parametry związane z gęstością energii uderzenia amunicji stosowanej przede wszystkim w policji. Naboje typu Chrabąszcz, Bąk, Rój i LFT 6,8 są wystrzeliwane ze strzelb gładkolufowych. Amunicja .22 Flobert jest stosowana w broni hukowej. Wartością progową przyjmowaną za optymalną wartość (linia czerwona) to 10 J/cm² [31]. W tym przypadku gęstość energii uderzenia 9 mm pocisku Parabellum jest 78 razy większa od progowej, bezpiecznej dla życia ludzkiego. W innych badaniach szacowano możliwości odniesienia tępego urazu klatki piersiowej na skutek analiz dynamicznych ugięć

balistycznych osłon przeznaczonych do kamizełek kuloodpornych. Wynikiem było między innymi opracowanie określonych wartości w postaci wykresu na podstawie opracowań [9, 33]. Przykład zobrazowano na rysunku 10. Charakterystycznym przy tego typu obrażeniach jest to, że obrażenia balistyczne w wyniku postrzału z broni palnej charakteryzują się stosunkowo małą wielkością odkształcenia elementów narażonych na uder balistyczny, ale prędkość deformacji jest tutaj znaczna, ponieważ fala uderzeniowa jest dominującym czynnikiem wpływającym na uraz. Zatem kryterium wiskotyczne odgrywać będzie znikomą rolę, ponieważ jego oddziaływanie zawiera się w przedziale 3-30 m/s prędkości deformacji, a więc szacowanie obrażeń od uderów balistycznych wymaga nieco odmiennego podejścia do zjawisk towarzyszących w wyniku wnikania pocisku w elementy chronione organy ludzkie, jak i ich penetrację.



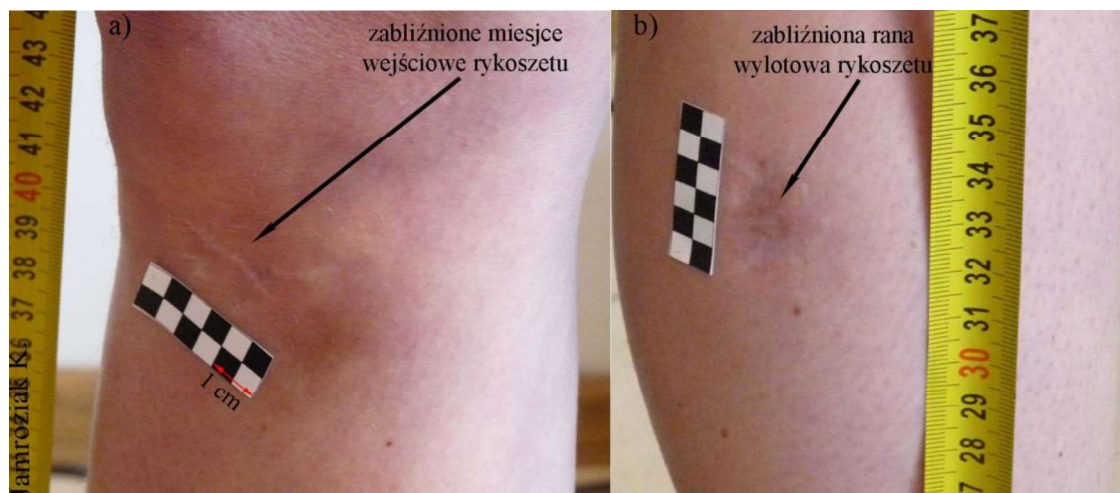
Rys. 10. Szacowane odkształcenie klatki piersiowej przy uderzeniu 9mm pociskiem FMJ z prędkością wylotową $v_0 = 352$ m/s w osłonę aramidową

Przybliżając wpływ fali uderzeniowej (por. Rys. 2a) na organizm ludzki wykonano szereg eksperymentów w zakresie symulowania wnikania 9 mm pocisku Parabellum w organizm ludzki. Podczas eksperymentu balistycznego dokonano oględzin tworzenia się tunelu trwałego po postrzale nabojem pistoletowym ze szczególnym uwzględnieniem miejsca wejścia i wyjścia pocisku. Efekt ten przedstawiono na Rys. 11. Eksperyment przeprowadzono strzelając do próbki wykonanej z materiału balistycznego, która została przestrelona i dalej tworzył się tunel postrzałowy w bloku plasteliny balistycznej. Tunel ten jest pewnym odwzorowaniem przejścia pocisku o małej prędkości uderzenia przez tkankę miękką.



Rys. 11. Kawitacja 9 mm pocisku Parabellum w bloku plasteliny balistycznej w wyniku przestrzelenia układu aramidowego: a) ostrzelany układ nabojem 9x19 mm z pistoletu maszynowego PM-84p przy prędkości $v_0 = 355$ m/s, b) charakterystyczny otwór wejściowy wraz jamą trwałą, c) otwór wyjściowy, d) zdeformowany pocisk

W ostatnim kroku szacowania obrażeń od broni palnej w świetle kryterium urazowości było zobrazowanie skutków użycia pistoletu typu Walter P99 na organizm ludzki. Wystrzelony pocisk 9 mm typu FMJ Parabellum (Full Metal Jacket - pocisk pełnopłaszczkowy) w niewielkim pomieszczeniu na skutek rykoszetowania dokonał penetracji kończyny dolnej (okolice podudzia) czego następstwem było poza uszkodzeniem tkanki miękkiej uszkodzenie tkanki twardej w postaci wieloodłamkowego złamania bliżej trzonu kości piszczelowej. Powstała w ten sposób ranę według typologii RCWS w ujęciu medycznym można opisać E,X,F2. Zakres tego uszkodzenia przedstawiono na Rys. 12.

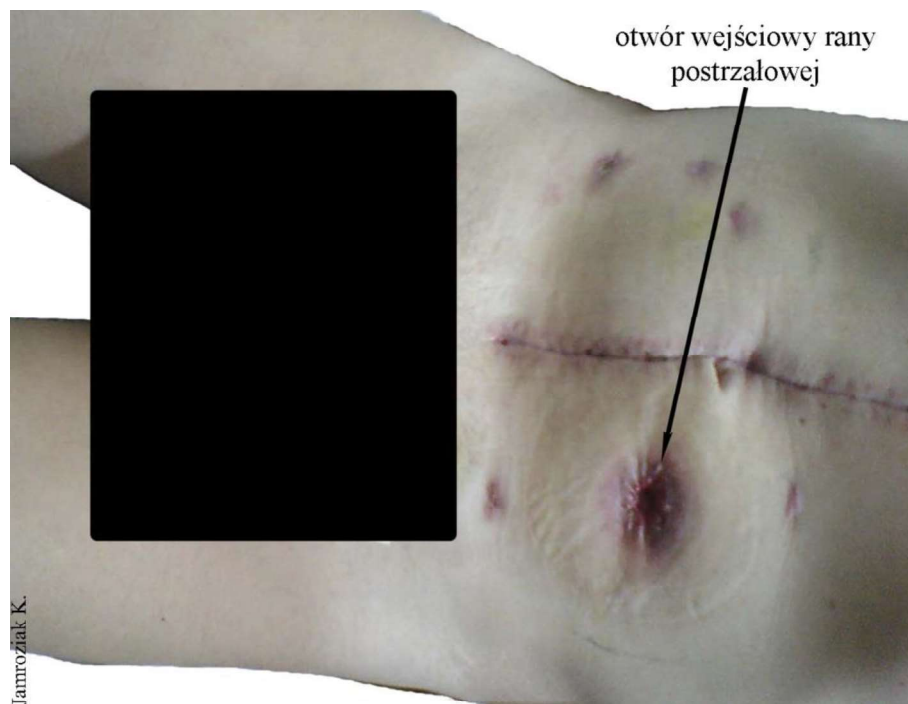


Rys. 12. Uszkodzenia w wyniku doznanego postrzału od rykosztetującego 9 mm pocisku FMJ Parabellum: a) zabliźniona rana od uderzenia rykosztetującego pocisku, b) ślad po wyjściu pocisku

Udokumentowane ślady postrzelonej kończyny dolnej wykonano po rocznej rekonwalescencji. Poniżej kolana można dostrzec zabliźnioną ranę wejściową pocisku o wymiarach ok. 2,5x1,0 cm (por. Rys. 12a). Jest to ślad po ranie wejściowej

zrykoszetowanego pocisku. Pocisk wchodząc w kończynę dolną w trakcie penetracji dokonywał koziółkowania, co w ten sposób przyczyniło się do powstania tak licznych obrażeń. Rana wyjściowa powstała na podudziu (Rys. 12b) to ślad wielkości ok. 2,0x1,0 cm.

Na poniższym rysunku (Rys. 13) przedstawiono ranę postrzałową w brzuch z bliskiej odległości (ok. 1,5 m) typu VA. W wyniku tego urazu uszkodzona osoba doznała licznych obrażeń wewnętrznych, gdzie uszkodzeniu uległa kątlica, esica oraz inne elementy jelita. Jak pokazano na Rys. 13 ta rana postrzałowa wizualnie charakteryzuje się elementami określonymi zgodnie z Rys. 5. Szybka reakcja zespołu medycznego i właściwa ocena przyczyniła się do uratowania życia.



**Rys. 13. Rana postrzałowa brzucha z pistoletu Walter P99 nabojem 9x19 mm FMJ o masie 8 g.
Widok rany postrzałowej po zabiegu chirurgicznym**

6. PODSUMOWANIE

Przedstawiona w pracy analiza wybranych zagadnień z kryteriów urazowości od broni palnej jest ważnym obszarem dociekań naukowych. Znajomość odniesionych ran postrzałowych od strony zjawiska fizycznego, biomechaniki i medycyny pozwala na opracowanie odpowiedniej metodyki zapobiegania i minimalizacji śmiertelności. W zakresie fizycznym i biomechanicznym znajomość poszczególnych parametrów broni i amunicji oraz modeli kryterium urazowości ukierunkowane jest na opracowywanie amunicji niepenetracyjnej, której zadaniem jest przede wszystkim powodowanie jak najmniejszych obrażeń w organizmie ludzkim. W przypadku stosowania amunicji penetracyjnej zadaniem analiz takich jest opracowywanie coraz to doskonalszych osłon balistycznych ochrony osobistej, gdzie należy szczególnie rozpatrywać obszary i miejsca o dużej śmiertelności (Rys. 3-4). Wpłyne to korzystnie na zoptymalizowanie nowoprojektowanej osłony balistycznej. Z medycznego punktu znaczenie jest szczególne, a mianowicie szybkie i proste opisywanie obrażeń od broni palnej przyczynia się do szybkiej pomocy chirurgicznej, w której wymagane są określone czynności celem zabezpieczenia życia ludzkiego.

Jak wykazano w badaniach własnych rany postrzałowe z pistoletu 9 mm nabojem powodują groźne obrażenia organizmu ludzkiego (Rys. 12-13) z możliwością utraty życia.

W zaprezentowanych badaniach porównawczych amunicji niepenetracyjnej o pociskach gumowych (Chrabąszcz 20, 30, 50 oraz Bąk, Rój i .22 Flobert) z nabojem pistoletowym 9x19 mm Parabellum wyraźnie wykazano kilkudziesięciokrotne większe wartości naboju pistoletowego, niż wartości określone dla bezpiecznych parametrów amunicji nieśmiertelnej (non lethal) (Rys. 9). Na podstawie analiz kawitacji naboju pistoletowego (9x19 mm FMJ) powstająca jama trwała i jama tymczasowa po postrzale z broni palnej uzależniona jest od prędkości pocisku oraz rodzaju i budowy pocisku. W większości przypadków pocisk 9 mm typu Parabellum napotykając tkankę miękką nie powoduje poważnych obrażeń w organizmie. Charakterystyczna rana postrzałowa (wejście) jest ok. 2 kalibrów większa niż kaliber pocisku, ale już wyjście to otwór dość poważnych rozmiarów (por. Rys. 11). Pocisk napotykający tkankę twardą lub penetrujący obszar, który powinien być chroniony (dotyczy żołnierzy i służb mundurowych) powoduje duże szkody w organizmie (por. Rys. 13).

Reasumując, projektując osłony balistyczne ochrony osobistej należy uwzględnić zagrożenia typu Behind Armour Blunt Trauma, ponieważ jak zobrazowano na Rys. 10 zasadniczym czynnikiem powodującym urazowość jest tutaj fala uderzeniowa (pow. 30 m/s). Wyeksponowane przykłady obrażeń w postaci ran postrzałowych we współczesnym świecie stają się już normą, co często słyszy się o „szaleńcach” w USA, a ostatnio w Europie Zachodniej wyłączając obszary konfliktów zbrojnych. Znajomość skutków i wysoka edukacja w zakresie użycia broni palnej może ten wzrost incydentów zatrzymać.

LITERATURA

- [1] Jamroziak K.: Identyfikacja właściwości materiałów w balistyce końcowej. Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2013.
- [2] Mahoney F.P., Ryan J.P., Brooks A.J., Schwab C.W. (ed.): Ballistic trauma. A practical guide. Secondo edition, Springer-Verlag, London 2005.
- [3] STANAG 4512: Dismounted Personnel Target. Ed. 1. North Atlantic Treaty Organization 2004.
- [4] Kochański S.: Małokalibrowa broń samoczynna. Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1989.
- [5] Baskin T.W., Holcomb J.B.: Bombs, mines, blast, fragmentation, and thermobaric mechanisms of injury. [in:] Mahoney F.P., Ryan J.P., Brooks A.J., Schwab C.W. (ed.): Ballistic trauma. A practical guide. Secondo edition, Springer-Verlag, London 2005.
- [6] Jenkins D., Dougherty P.: Guns and bullets. Part 2. The effect of bullets. [in:] Mahoney F.P., Ryan J.P., Brooks A.J., Schwab C.W. (eds.): Ballistic trauma. A practical guide. Secondo edition, Springer-Verlag London 2005.
- [7] Jamroziak K.: Nieśmiertelna broń o działaniu kinetycznym w odniesieniu do przepisów prawa. [w:] Netczuk R. (red.): Użycie broni palnej jako środka przymusu bezpośredniego. Aspekty prawne. Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego, Katowice 2015, s. 247-263.
- [8] Koene B., Id-Boufker F., Papy A.: Kinetic Non-Lethal Weapons. Netherlands Annual Review of Military Studies 2008.
- [9] Bir C., Eck J.: Preliminary analysis of blunt ballistic impacts to the abdomen. [in:] Gilchrist M.D. (ed.): IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics. From Fundamental Insights to Applications. Wayne State University, Printed in the Netherlands, 2005, p. 25-32.
- [10] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wyd.1. Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011.

- [11] Canzon L.: Behind Armour Blunt Trauma - an emerging problem. *J. R. Army. Med. Corps.*, vol. 147, 2001, p. 87-96.
- [12] Krzystała E., Kciuk S., Mężyk A.: Identyfikacja zagrożeń załogi pojazdów specjalnych podczas wybuch. Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2012.
- [13] Stoyanovski M., Grozeva M.: Current concepts on the morphogenesis of craniocerebral injuries. *Trakia J. Sci.* vol. 3(4), 2005, p. 1-5.
- [14] Hoyt D.B., Coimbra R., Potenza B.M., Rappold J.F.: Anatomic exposures for vascular injuries. *Surg. Clin. North. Am.*, vol. 81(6), 2001, No. 1317.
- [15] Monson D.O., Saletta, J.D., Freeark, R.J.: Carotid Vertebral Trauma. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, vol. 9 (12), 1969, p. 987-999.
- [16] Jamroziak K.: Próba oceny urazu głowy w ochronie balistycznej miękkiej. *Modelowanie Inżynierskie*, zeszyt 42(11), 2011, s. 179-190.
- [17] Krzystała E.: Ochrona przeciwminowa załogi pojazdów specjalnych. *Aktualne problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 4, 2010, s. 289-294.
- [18] Di Maio V.J.M.: *Gunshot Wounds*. 2nd eds. Boca Raton, FL, CRC Press, 1999.
- [19] Ordog G.J. (ed): *Management of Gunshot Wounds*. Elsevier, New York, United States 1988.
- [20] Coupland R.M.: *War Wounds of Limbs. Surgical Management*. 1st Ed. Butterworth-Heinemann Ltd, International Committee of Red Cross, Spain, 1993.
- [21] Fackler M.L., Malinowski J.A.: The wound profile: a visual method for quantifying gunshot wound components. *J. Trauma*, vol. 25, 1985, p. 522-529.
- [22] Bowen T.E., Bellamy R.F.: *Emergency war surgery*, Second United States Revision of the *Emergency War Surgery Handbook*. United States Department Of Defence, Washington, DC, 1988, p. 13-33.
- [23] Fackler M.L., Bellamy R.F., Malinowski J.A.: The wound profile: illustration of the missile-tissue interaction. *J. Trauma*, vol. 28, 1988, (Suppl): S21-S29.
- [24] Fackler M.L.: 1996 Gunshot Wound Review. *Annals of Emergency Medicine*, vol. 28(2), 1996, p. 194-203.
- [25] Kneubuehl B.P., Coupland R.M., Rothschild M.A., Thali M.J.: *Wundballistik, Grundlagen und Anwendungen*. [in:] *Wound Ballistics, Basics and Applications*, Springer-Verlag 2008.
- [26] Ramasamy A., Hill A.M., Phillip R., Gibb I., Bull A.M.J., Clasper J.C.: The modern "deck-slap" injury – calcaneal blast fractures from vehicle explosions. *J. Trauma*, vol. 71, 2011, p. 1694-1698.
- [27] Nechaev E. A., Gritsanov A. I., Fomin N. F., Minnullin I. P.: *Mine blast trauma*. Russian Federation Ministry of Public Health and Medical Industry, St. Petersburg 1984.
- [28] Woloszyn J.T., Uitvlugt G.M., Castle M.E.: Management of civilian gunshot fractures of the extremities. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 226, 1988, p. 247-251.
- [29] Fingerhut A., Leppäniemi A., Androulakis G., Archodovassilis F., Bouillon B., et al: The European experience with vascular injuries. *Surg. Clin. North. Am.*, vol. 82 (1), 2002, p. 175-188.
- [30] Neuenschwander J., Coupland R., Kneubuehl B., Baumberger V.: *Wound Ballistics: An introduction for health, legal, forensic, military and law enforcement professionals*. ICRC, Geneva 2008.
- [31] Polska Norma, PN-EN 1522: Okna, drzwi, żaluzje i zasłony. Kuloodporność. Wymagania i klasyfikacja. PKN, Warszawa 2000.
- [32] Sellier K.G., Kneubuehl B.G.: *Wound Ballistics and the Scientific Background*. Elsevier, Amsterdam, 1994.
- [33] Tejszerska D., John A., Duda M.: Model i analiza statyczna klatki piersiowej dziecka. *Aktualne problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 3, 2009, s. 221-226.

EVALUATION OF GUNSHOT WOUNDS IN ASPECT OF INJURY CRITERION

Abstract: In the paper the analyze of literature concerning the basic injury criteria of gunshot was conducted. The attention was focused on the physical effects within the human body caused by a gunshot. The map of areas of life-threatening injuries suffered as a result of gunshot was presented. Selected results of estimating the degree of injuries caused by 9 mm Bullet type Parabellum was presented and discussed.

Oliwia JANUS¹, Małgorzata JUREK¹

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

ZASTOSOWANIE TECHNOLOGII KINECT W OCENIE RUCHOMOŚCI KOŃCZYN DOLNYCH

Streszczenie: W pracy przedstawiono propozycję rozwiązania sprzętowego, umożliwiającego ocenę ruchomości kończyn dolnych. Badania przeprowadzono w oparciu o lokalizację istotnych połączeń stawowych kończyny dolnej, po wykonaniu określonego ruchu modelowego. Wykorzystano kontroler KINECT w wersji *Kinect for Windows* oraz komputer klasy PC i pracowano w oparciu o podstawowe, ogólnodostępne oprogramowanie *Kinect SDK*.

Słowa kluczowe: KINECT, ruchomość kończyn, Kinect SDK, zakres ruchomości

1. WSTĘP

Wachlarz stosowanych obecnie metod, służących do oceny ruchomości kończyn jest niezwykle szeroki. Stosuje się zarówno proste i niedrogi przyrządy, jak i skomplikowane, zmechanizowane i skomputeryzowane systemy oraz platformy. Choć droższe niewątpliwie imponują swoją precyzją i dokładnością, ze względu na konieczne nakłady inwestycyjne nadal nie są szeroko dostępne. Wciąż istnieje potrzeba opracowania rozwiązania uniwersalnego – obiektywnego i dostatecznie dokładnego, które znalazłoby się w zasięgu finansowym nie tylko dużych, specjalistycznych placówek opieki zdrowotnej. Rozwiązanie sprzętowe, które w tym celu zaproponowano, służy ilościowej ocenie ruchomości kończyny dolnych poprzez pomiar kątów stawowych. W swoim działaniu wykorzystuje technologię KINECT.

Technologia KINECT i jej techniczne wykorzystania od kilku lat stanowią przedmiot zainteresowań inżynierów [6,7,8]. Dzieje się tak przede wszystkim ze względu na relatywnie duże możliwości kontrolera powodujące, że obok swoich podstawowych zastosowań daje nadzieję na wykorzystanie go w wielu dziedzinach nauki, w tym także w obszarze medycyny [1,2]. Zjawisko to potęguje dodatkowo stosunkowo niska cena urządzenia i jego powszechna dostępność [6,7].

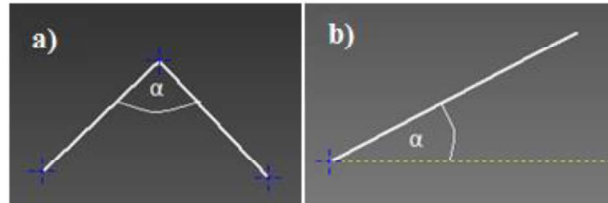
2. OCENA RUCHOMOŚCI KOŃCZYNY DOLNEJ Z WYKORZYSTANIEM KONTROLERA KINECT

2.1. Metoda pomiaru

Badania przeprowadzono w oparciu o lokalizację istotnych połączeń stawowych kończyny dolnej, po wykonaniu określonego ruchu modelowego. Znajomość położenia konkretnych

punktów umożliwiła kinematyczne odtworzenie kończyny i pomiar ustalonego kąta, stanowiącego istotę badania. Na potrzeby przeprowadzonych badań opracowana wybrano dwa podstawowe ruchy modelowe, dla których wykonane zostały pomiary (rys.1)

Dokonanie pomiarów jest możliwe przy użyciu kontrolera KINECT w wersji *Kinect for Windows*, bądź dedykowanej dla *Xbox 360* oraz komputera klasy PC. Rozwiązanie sprzętowe działa w oparciu o podstawowe, ogólnodostępne oprogramowanie *Kinect SDK* [3,5,6,7].



Rys. 1. Graficzna reprezentacja analizowanych ruchów modelowych

W celu łatwiejszej identyfikacji wskazanych punktów użyto czarnych znaczników o wymiarach 0,5 x 0,5 cm, które widoczne były w obrazie emitowanym przez kamerę podczerwoną. Jest to warunek szczególnie istotny, ponieważ użyte w badaniu markery nie mogą generować tzw. ślepych punktów na mapie głębokości, uniemożliwiających odczyt współrzędnych. Powinny być one możliwie najmniejsze, celem ograniczenia błędów wynikających z lokalizacji reprezentowanych przez nie punktów.

Wskazanie kursorem oznaczonego punktu w aplikacji *Kinect STUDIO* daje możliwość odczytu jego współrzędnych x i y . Analogiczny punkt zlokalizowany na obrazie pochodzącym z kamery głębokości, dostarcza informację na temat współrzędnej z . Znajomość współrzędnych określonych punktów umożliwia schematyczne odtworzenie kończyny.

2.2. Kalibracja urządzenia

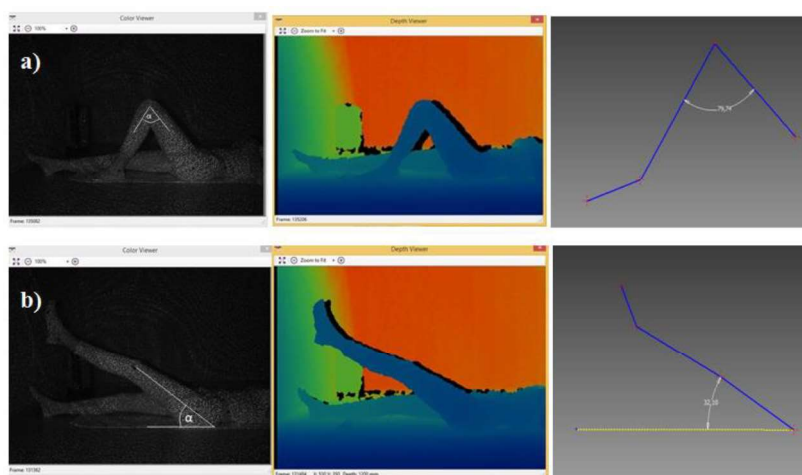
Współrzędna z , stanowiąca informację na temat głębokości, jest wartością bezpośrednio wyrażoną w milimetrach. Współrzędne x i y wymagają jednak zamiany na wartości milimetrowe w taki sposób, aby wszystkie 3 współrzędne stanowiły kompletną informację na temat położenia określonego punktu. Możliwe jest wówczas jego wiarygodne odtworzenie [6,8]. W związku z powyższym, wyniki zostały odpowiednio opracowane- współrzędne x , y przemnożono przez współczynnik odpowiadający wartości głębokości dla danego pomiaru, wyznaczony na podstawie równania zilustrowanego wykresem (rys.2). Do jego wyznaczenia, konieczne było wcześniejsze zbadanie relacji między badanymi parametrami [6]. Wykorzystano w tym celu próbkę wymiarów 37 x 120 mm. Dla różnych wartości odległości pomiędzy próbką a kontrolerem wyznaczano współczynnik stanowiący stosunek wartości rzeczywistego wymiar próbki i wymiaru odczytanego za pomocą oprogramowania *Kinect SDK*. Zależność pomiędzy wielkością współczynnika, a odległością od kontrolera zilustrowano na wykresie i wyznaczono równanie tej funkcji.



Rys. 2. Zależność współczynnika odległości od odległości między próbką a kontrolerem

3. WERYFIKACJA I TEST UKŁADU POMIAROWEGO

3.1. Test układu pomiarowego



Rys. 3. Pomiary wykonane dla przyjętych ruchów modelowych (zgodnie z oznaczeniami przyjętymi na rys. 1.); kolejno: obraz z kamery podczerwieni, obraz z kamery głębokości, schemat odtworzonej kończyny w środowisku *Autodesk Inventor 2015* – licencja studencka

Test układu wykonany został dla wszystkich trzech przyjętych ruchów modelowych (rys. 1). Dzięki lokalizacji określonych punktów, zgodnie z metodą opisaną w podrozdziale 2.1, możliwe było schematyczne odtworzenie kończyny i pomiar istotnych kątów. Przykładowe zestawienie wyników pomiarów dla ruchu modelowego *a* (zgodnie z oznaczeniami przyjętymi na rys. 1), przedstawiono w tabeli 1.

Pomiar kąta, mającego służyć weryfikacji ruchomości kończyny proponowaną metodą (ze względu na przyjęcie jako obszar zainteresowań ruchów jednopłaszczyznowych) możliwy jest zarówno w oparciu o dwie, jak i trzy współrzędne. Należy jednak zaznaczyć istotny wpływ określenia współrzędnej *z*, stanowiącej informację na temat głębokości, na dokładność pomiaru.

Tabela 1. Wyniki pomiarów współrzędnych dla ruchu modelowego a (zgodnie z oznaczeniami przyjętymi na rys. 1); znacznik 1 oznacza punkt odniesienia (podłoże), znaczniki 2,3,4 kolejno: staw biodrowy, staw kolanowy oraz staw skokowy

Znacznik	x_1 [px]	y_1 [px]	Z [mm]	Współczynnik [$\frac{mm}{px}$]	x_2 [mm]	y_2 [mm]
1	101	79	1216	1,995617	201,5573	157,6537
2	132	150	1221	2,03822	264,5045	300,5733
3	308	244	1204	1,975924	608,5849	482,1257
4	463	342	1195	1,961156	908,0152	670,7154

3.2. Powtarzalność pomiarów

Na wiarygodność i przydatność proponowanego rozwiązania wpływa wiele czynników, wśród których istotny stanowi powtarzalność pomiarów wykonywanych opisaną metodą. Celem jej weryfikacji przeprowadzono 5 niezależnych pomiarów dla dwóch wybranych ruchów modelowych (a, b- zgodnie z oznaczeniami przyjętymi na rys. 1), a ich wyniki zestawiono ze sobą w tabeli 2.

W zależności od analizowanego ruchu dokładność i powtarzalność pomiarów jest różna. Istotny jest jednak fakt, że przedmiot badania stanowi osoba ludzka, a przyjmowane na potrzeby badania ruchy są dla niej nienaturalne. Na informację odnośnie położenia wybranych punktów w przestrzeni wpływają wszelkie niewielkie ruchy ze strony pacjenta, które są niemożliwe do uniknięcia podczas badań na żywym obiekcie.

Odchylenie standardowe w żadnym z analizowanych przypadków nie przekroczyło wartości 1, co uznano za wynik satysfakcjonujący.

Tabela 2. Zestawienie wyników pięciu niezależnych pomiarów kąta α dla analizowanych modelowych, zgodnie z oznaczeniami przyjętymi na rys. 1

	WYNIKI POMIARÓW KĄTA α [°]	
	a)	b)
WYNIKI POMIARÓW	79,7	32,1
	79,3	31,0
	80,0	30,3
	78,5	29,7
	78,5	30,4
WARTOŚĆ ŚREDNIA	79,2	30,7
ODCHYLENIE STANDARDOWE	0,688062	0,900072
WARIANCJA	0,47343	0,81013

4. PODSUMOWANIE

Popularność technologii KINECT sprawia, że znajduje ona coraz szersze zastosowania i stanowi przedmiot wielu badań naukowych. Trafny pomysł zastosowania kontrolera jako narzędzia rehabilitacji [1] spowodował, że zyskał on popularność także w sektorze

medycznym. Próby wykorzystania KINECTA jako alternatywnego urządzenia służącego kompleksowej analizie chodu [2] pozwoliły przypuszczać, że kontroler może służyć także jako proste narzędzie pomiarowe w obszarze biomechaniki.

Wykorzystanie technologii KINECT niewątpliwie pozwala na pomiar zakresu ruchomości kończyn. Odpowiednia lokalizacja w przestrzeni określonych punktów charakterystycznych kończyny pozwala na jej schematyczne odtworzenie i pomiar kąta stanowiącego przedmiot zainteresowań, w odniesieniu do analizowanego ruchu modelowego.

Pomiary ruchomości kończyny zaproponowaną metodą możliwe są do przeprowadzenia zarówno w pozycji stojącej, siedzącej, jak i leżącej. Wydaje się być to szczególnie istotne z punktu widzenia potencjalnych zastosowań proponowanego rozwiązania – w przypadku niektórych urazów i patologii niemożliwe lub znacznie utrudnione jest bowiem przeprowadzenie badania w pozycji stojącej.

Zaproponowane rozwiązanie z całą pewnością realizuje założenie dotyczące niskiego kosztu wdrożenia i powszechnej dostępności elementów układu – wykorzystuje bowiem wyłączenie kontroler KINECT i komputer klasy PC (w zależności od użytej wersji KINECTA z odpowiednim adapterem bądź bez). Można zatem niewątpliwie stwierdzić, że jest ono korzystne ekonomicznie.

Należy raz jeszcze zaznaczyć, że lokalizacja określonych punktów, pomocnych w schematycznym odtworzeniu badanej kończyny możliwa jest dzięki wykorzystaniu znaczników, które (ze względu między innymi na swoje wymiary) stanowią równocześnie istotne źródło błędów pomiarowych. Podłożem błędów wynikających z użycia znaczników jest także nieprecyzyjne ich umiejscowienie (potencjalnie minimalnie różne podczas każdorazowego badania). Skutkuje to zmianą odczytywanych współrzędnych i przekłada się także na odczytywaną wartość kąta. Eliminacja lub ograniczenie problemu stosowanych znaczników może znacząco wpłynąć na jakość i wiarygodność pomiarów. W kolejnych etapach badań należy zatem rozważyć różne materiały znaczników i metody ich umiejscawiania. Prawdopodobnym jest, że stosując inny materiał, również widoczny w kamerze podczerwonej, można zminimalizować rozmiar znaczników, a co za tym idzie ograniczyć także błąd pomiaru.

Na podstawie zestawienia przeprowadzonych badań z literaturą stwierdzić można, że precyzja urządzenia jest wystarczająca dla zastosowań medycznych (gdzie za satysfakcjonującą uznawana jest dokładność 1 cm) [5]. Wielokrotnie podejmowano już badania z wykorzystaniem kontrolera, mając na uwadze potencjalne jego zastosowania medycynie. Możliwości urządzenia wydają się być większe niż te przedstawione w opracowanych badaniach. Równoczesne zastosowanie większej liczby kamer daje bowiem możliwość wykorzystania KINECTA jako skanera, co znaczenie poszerza krąg potencjalnych jego zastosowań [3, 6, 8]. W przeprowadzonej analizie kontroler wykorzystano jako urządzenie pomiarowe, wykonując pomiary statyczne, a nie badając ruch w czasie rzeczywistym [1,2]. Przyszłe zaaplikowanie takiej właściwości kontrolera do proponowanego rozwiązania pozwoliłoby nie tylko na badanie zakresów ruchomości kończyn, ale także analizę wykonywanych ruchów. Mogłoby okazać się to się niezwykle interesujące z perspektywy potencjalnych zastosowań urządzenia w rehabilitacji, gdzie KINECT wyprzeć mógłby inne, kosztowne urządzenia projekcyjne [6].

LITERATURA

- [1] Chang C., Lange B., Zhang M., Koenig S., Requejeo P., Somboon N., Sawchuk A. A., Rizzo A.A.: *Towards Pervasive Physical Rehabilitation Using Microsoft Kinect, Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, San Diego, 2012.

- [2] Gabel M., Gilad-Bachrach R, Renshaw E, Schuster A.: Full body gait analysis with Kinect, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2012.
- [3] Kopniak P., Rejestracja ruchu za pomocą urządzenia Microsoft Kinect, PAK, 2012.
- [4] Kopniak P., Motion capture using multiple Kinect controllers, Przegląd elektrotechniczny, 2015.
- [5] 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.
- [6] Podlasiak P.: Sprawdzenie możliwości wykorzystania kontrolera KINECT jako skanera 3D do rejestracji kolorowych chmur punktów, Archiwum Fotogrametrii, Kartografii i Teledetekcji, 2012.
- [7] Dziergwa M., Kaczmarek P., Kędzierski J.: Wykorzystanie czujników głębi w robotyce społecznej, Elektronika – Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej, Warszawa, 2014.
- [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 LOWER LIMBS MOBILITY

Abstract: The paper depicts the hardware solution proposal, which enables the assessment of the lower limbs mobility. The research was founded on the localization of the critical lower limb articulations after fulfillment of the specific model-based movement. KINECT controller in Kinect version for Windows and PC computer were used in the research. The examination relied on basic, widely available *Kinect SDK* software.

**Edyta KAWLEWSKA¹, Nikola HEHNEL², Wojciech WOLAŃSKI¹,
Karolina ĆMIEL-SMORZYK³, Wojciech KASPERA³**

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

²SKN „Biokreatywni”, Politechnika Śląska, Zabrze

³Katedra i Kliniczny Oddział Neurochirurgii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny im. św. Barbary, Sosnowiec

OCENA MORFOMETRYCZNA PODZIAŁU ŚRODKOWYCH TĘTNIC MÓZGOWYCH PRAWIDŁOWYCH I Z TĘTNIAKIEM

Streszczenie: W artykule przeprowadzono analizę morfologiczną tętnic środkowych mózgu w miejscu podziału na tętnicę skroniową i czołową. Trójwymiarowe modele tętnic pacjentów zostały wygenerowane w środowisku Mimics na podstawie zdjęć angioTK. Analizowano tętnice 24 pacjentów z tętniakiem oraz 24 pacjentów zdrowych, u których badanie angioTK wykonano w ramach rutynowej diagnozy innych schorzeń. Uzyskaną bazę danych podsumowano metodami statystyki opisowej, porównywano m.in. średnie wartości pól przekrojów, obwodów i średnic poszczególnych naczyń, a także kąty pomiędzy tętnicami. Praca stanowi podstawę do dalszej wielowymiarowej analizy statystycznej.

Słowa kluczowe: koło Willisa, tętniaki, pomiary morfologiczne, indeksy

1. WSTĘP

Tętniak mózgu to patologiczne, występujące ogniskowo, rozszerzenie światła tętnicy. Może być to patologia nabyta lub wrodzona. Ze względu na wielkość i kształt wyróżnić można trzy rodzaje tętniaków: workowate, wrzecionowate oraz prosowate [1]. Etiologia tętniaków tętnic mózgowych wciąż nie jest całkowicie znana, jednak wyróżnia się wiele czynników zwiększających ryzyko inicjalizacji tętniaków, np.: osłabiona sztywność i struktura ścian, czynniki genetyczne, molekularne oraz hemodynamiczne a także płeć, wiek i czynniki zewnętrzne, jak palenie papierosów i picie alkoholu [2].

1.1 Morfometria tętnic mózgowych

Do cech morfologicznych naczyń tętniczych zalicza się m.in. ich długość, średnice, kształt oraz kąty bifurkacji. Geometria układu naczyniowego, również tętnic mózgowych, jest stworzona w taki sposób, aby zminimalizować pracę układu krążenia. Naczynia organizowane są w struktury hierarchiczne, w których ma miejsce wielostopniowy podział: średnice i długości odchodzących kolejnych naczyń maleją wraz z rozrostem struktury. Umożliwia to wykorzystanie przez organizm minimalnej energii w celu utrzymania krążenia, przy jednoczesnym zaopatrzeniu tkanek w tlen i inne substancje odżywcze.

Zależność między średnicami kolejnych rozwidlających się naczyń tętniczych została opisana przez Murray'a [7] zwane prawem trzecich potęg (1):

$$d_0^n = d_1^n + d_2^n \quad (1)$$

gdzie: d_0 - średnica macierzystego naczynia; d_1 i d_2 - średnica potomnych naczyń; n - zgodnie z prawem optymalnej pracy powinno być równe 3.

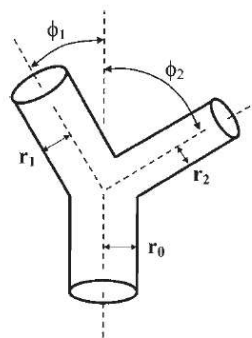
Murray ukazał także związek między kątem bifurkacji a średnicami tętnic, który musi być spełniony, aby zachować optymalną pracę układu krążenia:

$$\cos \Phi_1 = \frac{d_0^4 + d_1^4 - d_2^4}{2(d_0 d_1)^2} \quad (2)$$

$$\cos \Phi_2 = \frac{d_0^4 - d_1^4 + d_2^4}{2(d_0 d_2)^2} \quad \cos \alpha_1 = \frac{d_0^4 + d_1^4 - d_2^4}{2(d_0 d_2)^2} \quad (3)$$

$$\cos \alpha_2 = \frac{d_0^4 - d_1^4 + d_2^4}{2(d_0 d_2)^2}$$

Należy jednak zaznaczyć, że równania (1), (2), (3) są spełnione tylko jeśli tętnica macierzysta i tętnice po bifurkacji leżą w jednej płaszczyźnie [4].



Rys. 2. Schemat tętnicy macierzystej i tętnic potomnych wraz z analizowanymi parametrami [9]

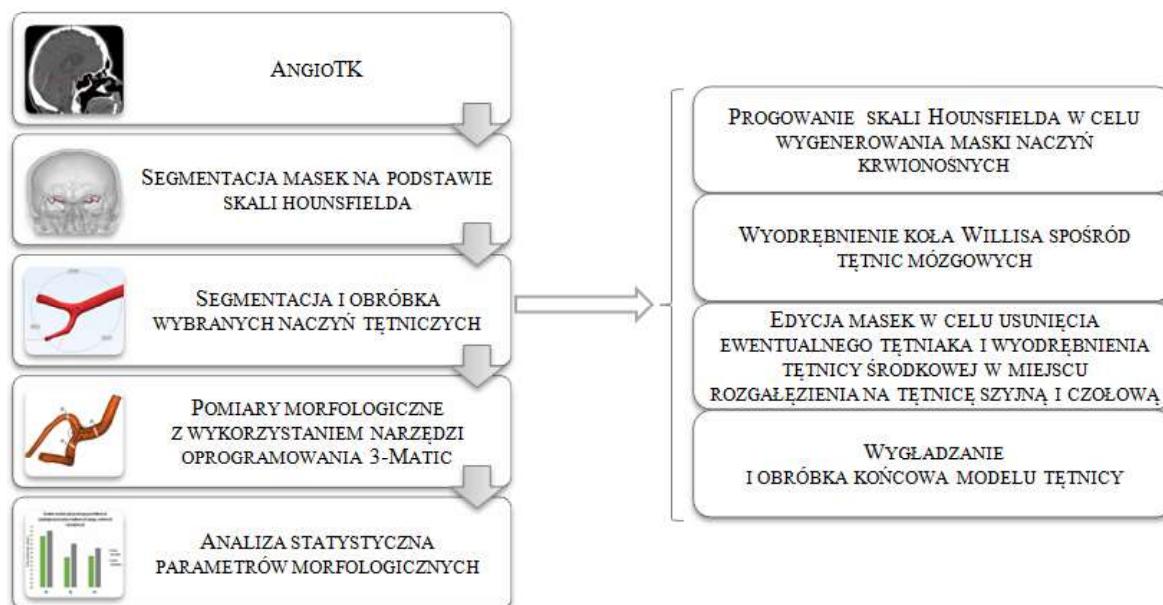
2. MATERIAŁ I METODA

W ramach badań przeprowadzono analizę geometrii naczyń tętniczych, wysegmentowanych na podstawie zdjęć angioTK. Grupę badawczą stanowiło 24 pacjentów bez tętniaka (zwana dalej grupą kontrolną), u których badanie angioTK przeprowadzono w ramach rutynowej diagnozy innych schorzeń oraz 24 pacjentów, u których stwierdzono tętniaka tętnicy środkowej mózgu (zwana dalej grupą badawczą). Obiektem przeprowadzonych badań były lewa i prawa tętnica środkowa mózgu w miejscu rozgałęzienia na tętnice czołową i skroniową. Łącznie wysegmentowano 96 tętnic, w tym 48 tętnic zdrowych, 24 tętnice z tętniakiem oraz 24 tętnice pacjentów znajdujące się po stronie nieobjętej tętniakiem.

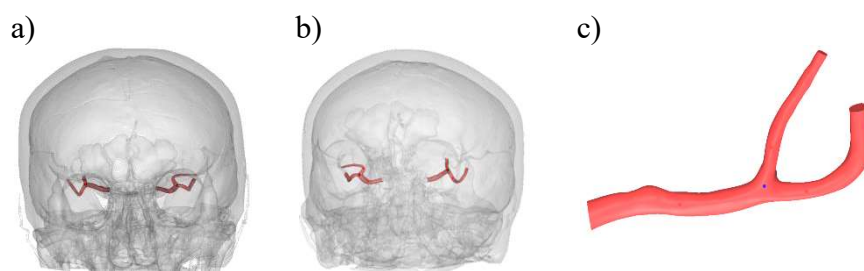
2.1. Segmentacja tętnic środkowych mózgu

W pierwszej kolejności konieczne było wygenerowanie modeli 3D tętnic wszystkich pacjentów na podstawie zdjęć diagnostyki medycznej, które importowano do programu Mimics Na podstawie skali Hounsfielda, wygenerowano maski naczyń krwionośnych, które

następnie poddano edycji, w celu usunięcia innych tętnic, które nie były obiektem badania oraz niepożądanych elementów (Rys. 3). Ostatecznie modele wygładzono i przygotowano do analizy morfologicznej (Rys. 4).



Rys. 3. Etapy tworzenia i obróbki modeli 3D tętnic mózgowych



Rys. 4. Wizualizacja wysegmentowanych tętnic w środowisku Mimics: a) widok z przodu, b) widok z tyłu, c) wyodrębniona tętnica środkowa mózgu w miejscu podziału na skroniową i czołową

2.2 Analizowane parametry morfologiczne

Wygenerowane modele tętnic poddano analizie morfometrycznej z wykorzystaniem narzędzi programu 3-Matic. Parametry do analizy zostały dobrane na podstawie konsultacji z lekarzami oddziału neurochirurgii Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego w Sosnowcu, a także w oparciu o źródła literaturowe [1]. W tabeli 1 zestawiono wybrane parametry morfologiczne wraz z opisem. Uzyskana baza danych morfometrycznych została przeanalizowana za pomocą miar położenia, rozproszenia oraz kształtu rozkładu. Skoncentrowano się na analizie porównawczej wymiarów tętnic prawidłowych i patologicznych, rozważono także cechy uzyskanych zbiorów danych, takie jak:

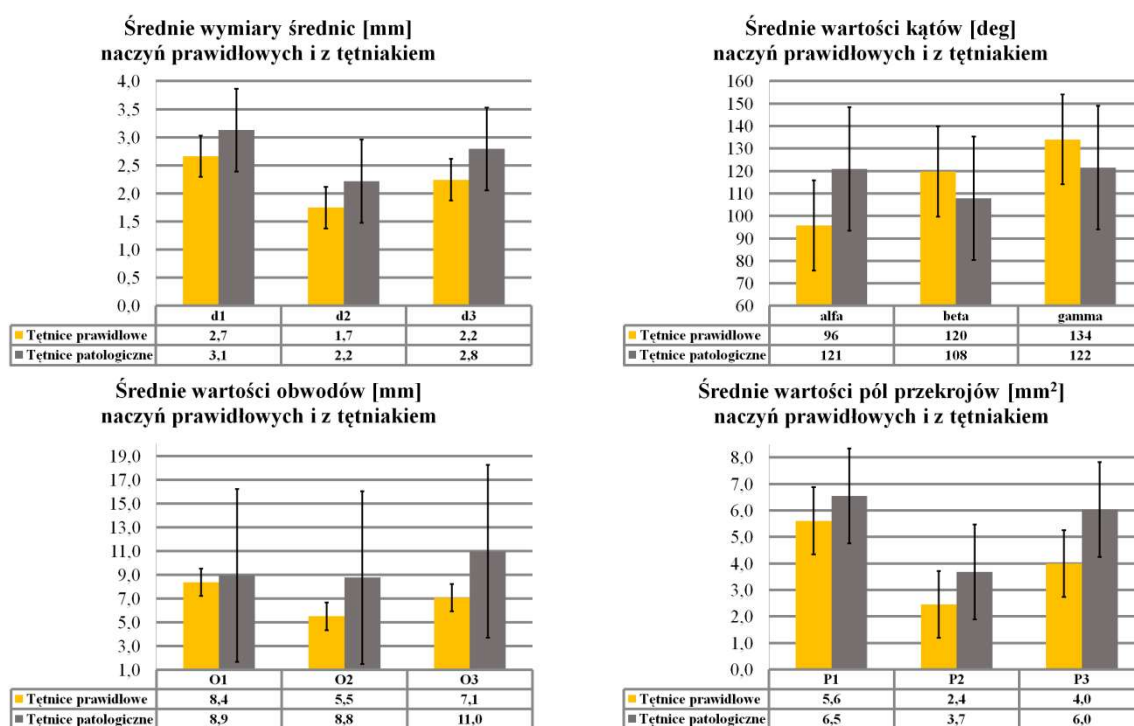
- wartości maksymalne i minimalne,
- średnie wraz z odchyleniem standardowym,
- kwartyle Q_1 , Q_2 i Q_3 ,
- kurtozy.

Tabela 1. Analizowane parametry morfologiczne

PARAMETR	OPIS
α	Kąt bifurkacji
β	Kąt pomiędzy tętnicą macierzystą i tętnicą potomną cieńszą
γ	Kąt pomiędzy tętnicą macierzystą i tętnicą potomną grubsza
P_1, P_2, P_3	Punkty wygenerowane za pomocą linii centralnej w programie Mimics, wyznaczające miejsca pomiarów pól przekrojów, obwodów oraz średnic poszczególnych naczyń: P_1 - tętnica macierzysta, P_2 - tętnica potomna cieńsza, P_3 - tętnica potomna grubsza.

3. WYNIKI

Analiza średnich wartości podstawowych parametrów morfometrycznych badanych tętnic wykazała dość znaczne zróżnicowanie (Rys. 5). Zauważono, że u pacjentów z tętniakiem średnice, a więc również pola przekrojów i obwody naczyń są większe (różnice wynoszą nawet 40%), natomiast w przypadku zmierzonych kątów – średni kąt α jest większy dla osób zdrowych, natomiast średnie kąty β i γ są większe u pacjentów.



Rys. 5. Porównanie średnich wartości parametrów morfologicznych tętnic prawidłowych oraz z tętniakiem

Na podstawie Tabela 2 zauważyć można, że mediana kąta α , a więc wartość środkowa, powyżej i poniżej której znajduje się tyle samo wartości, dla zdrowych tętnic wynosi 93 [deg] natomiast dla tętnic z tętniakiem: 120 [deg]. Wartość kwartyli Q_1 , która informuje, że 25% wszystkich wielkości znajduje się poniżej bądź są równe uzyskanej wartości, a 75% powyżej bądź są równe, dla zdrowych tętnic wynosi 82 [deg], a zatem 25% pomiarów jest niższe bądź równe od 82 [deg], a aż 75% badanych uzyskało wartość wyższą bądź równą. W przypadku tętnic patologicznych wartość kwartyli Q_1 jest niższa, równa 69. Wartość minimalna dla grupy kontrolnej wynosi 64 [deg], natomiast dla pacjentów: 69 [deg]. Jest to niewielka różnica. W przypadku maksimum zauważyć można różnicę wynoszącą 58 [deg], maksymalna wartość kąta alfa w przypadku tętnic zdrowych wynosi 146, patologicznych: 204. Nie można

jednak uznawać tych wartości za jakiegokolwiek progi, ponieważ są to dane otrzymane przez jednostki.

Mediana kąta β dla zdrowych i patologicznych tętniaków to odpowiednio: 119 oraz 106 [deg], różnica wynosi więc 13 [deg]. Różnica w wartościach kątów maksymalnych wynosi 5 [deg]. W przypadku kąta gamma widać znaczne różnice w wartości kwartyli Q_1 (wartość dla osób zdrowych wynosi 118, a dla pacjentów 62 [deg]) mediany i kwartyli Q_3 dla obu grup są bardziej zbliżone do siebie, mediana uzyskana dla analizowanych zdrowych tętnic wynosi 135, dla patologicznych: 118, w przypadku kwartyli Q_3 odpowiednio 147 i 140.

Badanie kurtozy daje odpowiedź czy dany rozkład wartości jest normalny, dzieje się tak tylko w przypadku gdy kurtoza jest równa zero. Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić, normalność rozkładu dla wartości kąta β tętnic prawidłowych, natomiast dla tętnic patologicznych kurtoza jest bliska 0 i wynosi 0,07. Dla pozostałych kątów rozkład nie jest normalny.

Tabela 2. Porównanie wyznaczonych wartości kwartyli, minimalnej i maksymalnej oraz asymetrii i kurtozy kątów dla tętnic zdrowych i patologicznych

	α		β		γ	
	PRAWIDŁOWE	NIEPRAWIDŁOWE	PRAWIDŁOWE	NIEPRAWIDŁOWE	PRAWIDŁOWE	NIEPRAWIDŁOWE
KWARTYL Q_1	82	69	106	66	118	62
MEDIANA	93	120	119	106	135	118
KWARTYL Q_3	107	129	131	118	147	140
MINIMUM	64	69	66	66	74	62
MAKSIMUM	146	204	173	168	177	171
KURTOZA	-0,23	0,81	0,002	0,07	-0,52	-0,29

Tabela 3. Porównanie wyznaczonych wartości kwartyli, minimalnej i maksymalnej oraz kurtozy pól przekroju dla tętnic zdrowych i patologicznych

	P_1		P_2		P_3	
	PRAWIDŁOWE	NIEPRAWIDŁOWE	PRAWIDŁOWE	NIEPRAWIDŁOWE	PRAWIDŁOWE	NIEPRAWIDŁOWE
KWARTYL Q_1	4,6	3,1	1,9	1,8	3,1	3,4
MEDIANA	5,5	6,6	2,4	3,5	3,9	5,4
KWARTYL Q_3	6,6	7,4	3,0	4,5	4,8	6,4
MINIMUM	2,1	3,1	0,5	1,8	1,0	3,4
MAKSIMUM	11,3	10,0	6,4	7,5	7,6	13,4
KURTOZA	0,97	0,14	1,62	1,18	0,26	2,76

Analizując Tabela 3 w przypadku przekroju tętnicy środkowej P_1 , zauważyć można, że 75% przebadanych patologicznych tętnic uzyskało wartość pola powyżej 3,1 [mm²], natomiast w przypadku grupy kontrolnej: 4,6 [mm²]. Wartości maksymalne uzyskane przez porównywane grupy to odpowiednio dla zdrowych 11,3 [mm²], a dla chorych: 10,0 [mm²].

Na podstawie uzyskanych wartości kwartyli dla przekroju pola tętnicy czołowej P_2 stwierdzić można wyraźną różnicę mediany, która w przypadku tętnic zdrowych wynosi 2,4 [mm²], a dla patologicznych 3,5 [mm²]. Dla grupy badawczej 75% uzyskanych wartości pola jest niższe bądź równe 4,5 [mm²], a zarazem wyższe bądź równe od 1,8 [mm²], z kolei dla grupy kontrolnej: 3,0 i 0,5 [mm²]. Maksymalna wartość pola przekroju tętnic zdrowych to 6,4 [mm²], a minimalna 0,5 [mm²], dla tętnic patologicznych 7,5 oraz 1,8 [mm²].

Dla zmierzonych wartości pól przekroju tętnicy skroniowej P_3 można stwierdzić, że wartości kwartyli Q_1 tętnic prawidłowych i patologicznych są zbliżone i wynoszą 3,1 i 3,4 [mm²], natomiast dla kwartyli Q_2 i Q_3 różnice wynoszą ok. 1,5 [mm²]. Znaczne różnice można zauważyć dla wartości minimalnych i maksymalnych. Dla tętnic prawidłowych różnica wynosi 6,6 [mm²] a dla patologicznych 10 [mm²].

Na podstawie wartości kurtozy zauważyć można, że zbiór danych wszystkich trzech badanych parametrów P_1 , P_2 oraz P_3 nie jest rozkładem normalnym. Najmniejsze wartości kurtozy zanotowano dla pól P_1 i P_3 tętnic nieprawidłowych.

4. PODSUMOWANIE

Przeprowadzone badania stanowią podstawę do dalszej, wielowymiarowej analizy statystycznej. W celu weryfikacji uzyskanych wyników należy z pewnością zwiększyć liczebność grupy badawczej, ale także zastanowić się nad wprowadzeniem klasyfikacji m.in. ze względu na wiek lub płeć osób badanych.

LITERATURA

- [1] Bor A.S., Velthuis B.K., Majoie C.B., Rinkel G.J.: Configuration of intracranial arteries and development of aneurysms, *Neurology*, vol. 70(9), 2008, p. 700-705.
- [2] Caranci F., Briganti F., Cirillo L., Leonardi M., Muto M.: Epidemiology and genetic of intracranial aneurysms, *Eur J Radiol*, vol. 82(10), 2013, p. 1598-1605.
- [3] Cebal JR, Rashi M: Suggested connections between risk factors of intracranial aneurysms: A Review, *Ann Biomed Eng*, vol. 41(7), 2013, p. 1366-1383.
- [4] Gabryś E.: Modelowanie rozptyłu krwi w sieciach naczyń człowieka, *Rozprawa doktorska*, Politechnika Wrocławska, Instytut Materiałoznawstwa i Mechaniki Technicznej, 2005.
- [5] Kaspera W., Ładziński P., Larysz P., Hebda A., Ptaszkiewicz K., Kopera M., Larysz D.: Morphological, hemodynamic, and clinical independent risk factors for anterior communicating artery aneurysms, *Stroke*, vol. 45(10), 2014, p. 2906-2911.
- [6] Liberski P, Papierz W: *Neuropatologia Mosskowskiego*, Wyd. Czelej, Lublin, 2005.
- [7] Rossitti S., Lofrgen J.: Optimality principles and flow orderliness at the branching points of cerebral arteries, *Stroke*, vol. 24(7), 1993, p. 1029-1232.
- [8] Rossitti S., Lofrgen J.: Vascular dimensions of the cerebral arteries follow the principle of minimum work, *Stroke*, vol. 24(3), 1993, p. 371-377.
- [9] Sadasivan C., Fiorella D.J., Woo H.H., Lieber B.B.: Physical factors effecting cerebral aneurysm pathophysiology, *Ann Biomed Eng.*, vol. 41(7), 2013, p. 1347-1365.
- [10] Singh P.K., Marzo A., Howard B., Rufenacht D.A., Bijlenga P., Frangi A.F., Lawford P.V., Coley S.C., Hose D.R., Patel U.J.: Effects of smoking and hypertension on wall shear stress and oscillatory shear index at the site of intracranial aneurysm formation, *Clin Neurol Neurosurg*, vol. 112(4), 2010, p. 306-313.

MORPHOMETRY OF BIFURCATION OF MIDDLE CEREBRAL ARTERIES IN PATIENT WITH AND WITHOUT ANEURYSM

Abstract: In this paper it was performed the morphological analysis of bifurcation geometry in middle cerebral arteries. The three-dimensional models of arteries were obtained from angiography images from 24 healthy people and 24 patients with aneurysm. There were analyzed the mean values and quartiles of diameters, areas, circumferences and angles. It was also calculated kurtosis, to check whether the distribution is normal. The studies are the basis for further, multivariate statistical analysis.

Karol KOBIELA¹, Irina SMOLINA¹, Mariusz FRANKIEWICZ¹

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

KONDYCJONOWANIE POWIERZCHNI CERAMICZNYCH POWŁOK FUNKCJONALNYCH NA ELEMENTACH WYTWORZONYCH METODAMI TECHNOLOGII PRZYROSTOWYCH

Streszczenie: W pracy przedstawiono analizę użyteczności natryskiwania plazmowego ceramicznych powłok z HAp na elementach przetworzonych ze stopu tytanu Ti6Al4V metodą elektronowej mikrometalurgii proszków (EBM). Badania obejmowały ocenę wpływu sposobu kondycjonowania powierzchni na właściwości funkcjonalne wytworzonych powłok.

Słowa kluczowe: HAp, EBM, powłoki ceramiczne, wytwarzanie addytywne, natryskiwanie cieplne

1. WSTĘP

Rozwój nauk medycznych oraz wzrost chorób cywilizacyjnych wpływa na rosnące z roku na rok zapotrzebowanie na implanty w takich dziedzinach medycyny jak ortopedia, stomatologia, kardiochirurgia, itd. Przykładowo w ciągu ostatnich 10 lat, aż czterokrotnie wzrosła liczba wykonywanych zabiegów implantologicznych w Polsce. Duże zainteresowanie budzą implanty długotrwałe, wykonane z metali i ich stopów.

W kontakcie implantu metalowego z tkanką żywą, istotnym aspektem jest wzajemne oddziaływanie tkanek i płynów ustrojowych z powierzchnią biomateriału. Niestety metale i ich stopy nie wykazują właściwości osteoindukcyjnych, w przeciwieństwie do materiałów ceramicznych, dlatego często stosuje się powłoki ceramiczne na podłożach metalowych. Łączenia dobrych właściwości mechanicznych metalu z korzystnymi właściwościami osteointegracyjnymi bioceramiki zapewnia stabilne i trwałe połączenie implant-tkanka kostna.

Problem metody nakładania powłok ceramicznych jest przedmiotem intensywnych badań naukowych. Układ metal-ceramika stwarza problemy technologiczne podczas wykonywania połączenia, ze względu na różne właściwości fizyczne i chemiczne łączonych materiałów. Wśród komercyjnie akceptowanych metod wytwarzania powłok ceramicznych, w tym powłok hydroksyapatytowych (HAp), jest natryskiwanie plazmowe. Ta metoda pozwala również uzyskiwać materiały o charakterze gradientowym [21,22]. Powstało kilka firm, stosujących tę metodę w produkcji powłok do zastosowań ortopedycznych i stomatologicznych. Upowszechnienie natryskiwania plazmowego powłok ceramicznych jest uwarunkowane postępowaniem technologicznym. Trwałość połączenia metal-ceramika jest czynnikiem decydującym o jego użyteczności. W przypadku wszczepów odprysnięcie czy

rozwarstwienie powłoki prowadzi do konieczności wymiany implantu. Dlatego tak ważnym aspektem jest dobór i optymalizacja parametrów procesu natryskiwania plazmowego.

Natryskiwanie materiałów ceramicznych wymaga użycia technologii wysoko energetycznych, które są w stanie w czasie bardzo krótkiego kontaktu materiału roboczego ze źródłem energii ulec uplastycznieniu. Temperatury osiągnięte w procesie natryskiwania plazmowego z łatwością mogą osiągać wartości ponad 1500 °C, co jest wartością wystarczającą do wytwarzania powłok HAp bez dekompozycji struktury materiału [4, 11]. Przeprowadzone rozpoznanie literaturowe [3, 7, 9, 12, 15, 16, 19, 20] pozwoliło wyznaczyć zakres mocy potrzebny do przeprowadzenia eksperymentu. W zależności od używanych gazów roboczych oraz pomocniczych wyznaczono okno procesowe, zakres mocy wynosił od 20 do 35 kW dla przeanalizowanego połączenia gazów Ar+H oraz Ar+He [5, 6]. Poza tym, że w ostatnim dziesięcioleciu uzyskano wiele dowodów eksperymentalnych użyteczności natryskiwania plazmowego jako metody nakładania powłok ceramicznych, wciąż pojawiają się problemy jak: mikropęknięcia powłoki, słaba adhezja do podłoża oraz niejednorodność.

Rozwój technologii addytywnego wytwarzania pozwala na kształtowanie elementów z dotychczas niedostępną swobodą w przypadku tradycyjnych metod wytwarzania. Jednocześnie cechy fizyczne powierzchni takich elementów są różne w zależności od użytej technologii czy też w porównaniu z klasycznymi metodami wytwarzania. Dowolność kształtowania elementów technologiami przyrostowymi typu „powder bed” ma szereg zalet, które szczególnie widoczne są przy wytwarzaniu spersonalizowanych produktów biomedycznych. Jednakże specyfika procesu wymusza występowanie na powierzchni elementu warstwy nieprzetopionego proszku częściowo wtopionego w struktury elementu. Mimo procesu czyszczenia i polerowania różnymi metodami istnieje ryzyko wyodrębnienia cząstek proszku, które mogą stanowić ognisko dla stanu zapalnego, dlatego rozwiązaniem może być pokrywanie takich powierzchni funkcjonalnymi powłokami biozgodnymi. Dodatkowo konieczne jest sprawdzenie przydatności takich elementów w procesach natryskiwania powłok funkcjonalnych.

Niniejszy artykuł ma na celu analizę użyteczności metody natryskiwania plazmowego w procesie nakładania powłok ceramicznych na częściach wytworzonych metodami technologii addytywnych, szczególnie EBM (Electron Beam Melting). Prowadzone badania miały za zadanie sprawdzenie możliwości wykorzystania technologii APS (Atmospheric Plasma Spraying) przy wytwarzaniu powłok funkcjonalnych (HAp) na elementach wykonanych w technologii EBM z użyciem materiału Ti6Al4V. Zakres pracy obejmuje analizę podstawowych właściwości fizycznych/mechanicznych jak twardość, chropowatość, grubość oraz analizę mikroskopową geometrii otrzymanych powłok a również wstępną analizę podłoża, szczególnie wpływ chropowatości podłoża na przyczepność natrykiwanych powłok.

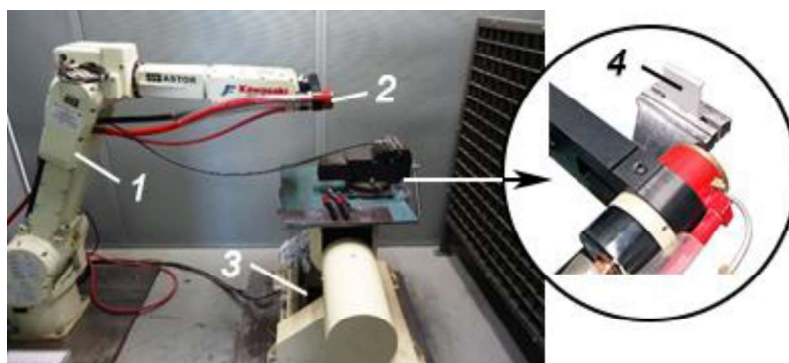
2. WYNIKI I DYSKUSJA

2.1. Materiały i metody

Podłoża pod powłoki zostały wykonane w technologii EBM ze stopu tytanu Ti6Al4V wg normy ISO 5832/3 [17]. Materiał, z którego wykonano substraty, jest komercyjnie dostępnym stopem w postaci proszku o wielkości frakcji dedykowanej dla tej technologii. Proces wytwarzania polega na warstwowym przetapianiu materiału wsadowego z użyciem wiązki elektronów. Proces odbywa się w próżni, która chroni elementy przez procesami utleniania oraz stabilizuje wiązkę elektronów, co w połączeniu z temperaturą procesu na poziomie 730 °C zapewnia łatwiejsze utrzymanie temperatury przypowierzchniowej oraz przekłada się na mniejsze naprężenia termiczne [1]. Do badań zostały wytworzone próbki o kształcie

profilu C, o wymiarach gabarytowych 20x60x10 mm. Próbkę były poddane obróbce strumieniowo-ścierniej, w której wykorzystane zostały różne kombinacje parametrów. Obróbkę strumieniowo ścierną wykonano zarówno na powierzchni bezpośrednio po procesie EBM jak również po obróbce skrawaniem. Badania przeprowadzone z użyciem urządzenia wyposażonego w pistolet z węglkową dyszą walcową o średnicy $\varnothing 1$ mm dostosowaną do obróbki strumieniowo ścierniej z użyciem materiałów o wielkości frakcji cząstek 180 – 250 μm . Parametry stałe użyte do procesu obróbki strumieniowo ścierniej tj. odległość strumienia ścierniwa, kąt nachylenia oraz wartość ciśnienia został dobrany na podstawie pracy [18] w celu weryfikacji zachowania powierzchni elementu wykonanego w technologii EBM w odniesieniu do elementów po SLM (Selektywna Laserowa Mikrometalurgia).

Plazmowe natryskiwanie powłok wykonano na stanowisku, które składało się z palnika plazmowego umieszczonego na robocie przemysłowym do którego materiał roboczy doprowadzany był z użyciem talerzowego podajnika proszku w osłonie argonu. Układ stanowiska do natryskiwania przedstawiony na Rys. 1.



Rys. 1. Robot przemysłowy i palnik plazmowy: 1 – robot przemysłowy, 2 – palnik plazmowy 3- 2-osiowy manipulator 4- substraty

W celu oceny wpływu przedprocesowego stanu powierzchni oraz wpływu mocy plazmy przy natryskiwaniu ceramicznych powłok, został zrealizowany plan badań, który obejmował: ocenę chropowatości metodą mikroskopii konfokalnej, pomiar grubości natrykiwanych powłok na uzyskanych obrazach SEM oraz pomiar twardości z wykorzystaniem wgłębnika Knoop'a. Podłoża zostały podzielone na dwie grupy ze względu na przedprocesową obróbkę powierzchni, materiały obu grup zostały poddane obróbce strumieniowo-ścierniej pod ciśnieniem 0.55 MPa z użyciem ścierniwa Al_2O_3 : A – w stanie surowym i B – po obróbce skrawaniem. W Tabeli 1 przedstawiono parametry procesu natryskiwania dla substratów grupy A i B dobrane na podstawie rozeznania literaturowego, wybrano parametry gwarantujące uzyskanie powłoki HAp.

Tabela 1. Podstawowe parametry natryskiwania

Badanie		Materiał	Natężenie [A]	Napięcie [V]	Przepływ gazu [plazma]		Gaz Podajnik Ar [S.C.F.H]	Liczka cykli Palnika
Nr próby	Rodzaj podłoża				Ar [S.C.F.H]	He [S.C.F.H]		
A-P1	A	Ti6Al4V	500	40	75	75	5	1
A-P5								5
A-P10								10
B-P1	B	Ti6Al4V	500	40	75	75	5	1
B-P5								5
B-P10								10

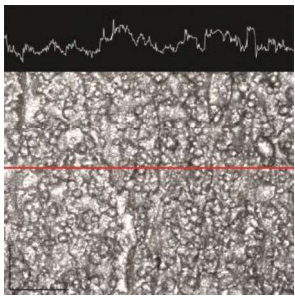
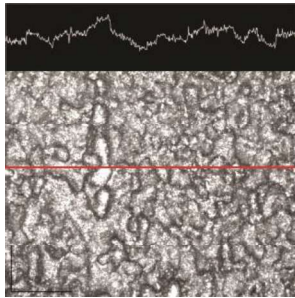
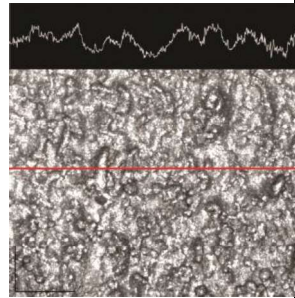
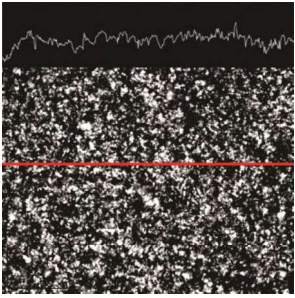
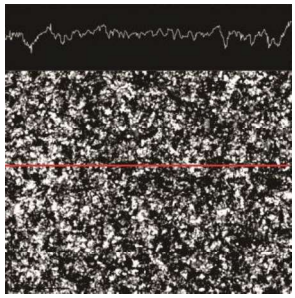
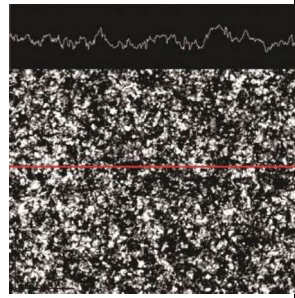
2.2. Wyniki i dyskusja

Została wykonana analiza chropowatości powierzchni próbek z obu grup w celu porównania wpływu wybranych parametrów obróbki: ciśnienia, czasu, wstępnego frezowania podłoża. Wyniki przedstawiono w Tabeli 2.

Struktura obu powierzchni podłoża (A i B) znacznie się różni (Tabela 1). Po przeprowadzonym badaniu chropowatości zaobserwowano że powierzchnia poddana frezowaniu a następnie obróbce strumieniowo-ścierniej (grupa B) charakteryzuje się dużo niższą chropowatością niż powierzchnia (grupa A) po obróbce w stanie surowym (bez obróbki ubytkowej). Jednocześnie w przypadku elementów grupy A nastąpił spadek chropowatości o 40% ($\Delta Ra = 25 \mu m$ wyjściowa chropowatość przed obróbką), co można tłumaczyć usunięciem największych cząstek proszku wtopionych w powierzchnię elementów. W grupie B różnica chropowatości od stanu wyjściowego zwiększyła się o 5% ($\Delta Ra = 2 \mu m$) co jest spowodowane deformacją i teksturowaniem powierzchni przez cząstki ścierniwa.

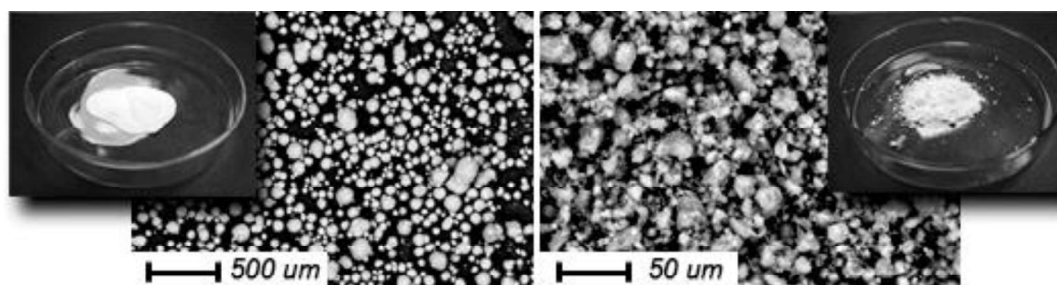
Badania chropowatości podłoża zostały przeprowadzone w celu sprawdzenia jej wpływu na przyczepność powłoki do podłoża. Według B. Surowskiej [14] przy łączeniu metalowych biomateriałów z ceramiką istotnym jest wzajemne połączenie tych dwóch materiałów, uwarunkowane między innymi stanem przygotowania podłoża. Obróbka strumieniowo-ścierna poprzez wytworzone mikrozagłębienia zwiększa rzeczywistą powierzchnię kontaktu pomiędzy oboma materiałami, a tym samym wpływa na uzyskanie zadawalającej adhezji [8].

Tabela 2. Zestawienie wyników pomiaru chropowatości i widoku powierzchni próbek poddanych obróbce strumieniowo-ścierniej przy różnych parametrach

Parametry	10 s	30 s	60 s
Grupa A			
Ciśnienie 0.55 MPa			
ΔRa	14.41	12.24	14.25
Grupa B			
Ciśnienie 0.55 MPa			
ΔRa	2.3	2.1	2.2

Przed przystąpieniem do procesu natryskiwania plazmowego wybrano dwa materiały proszkowe HAp różniące się między sobą wielkością frakcji oraz kształtem pojedynczych ziaren (Rys. 2). Wykonana analiza mikroskopowa pozwoliła określić kształt frakcji wybranych materiałów natomiast analiza sitowa pozwoliła sprawdzić rozkład wielkości frakcji. Wielkość cząstek proszku o budowie sferoidalnej znajdują się w zakresie nie wyżej

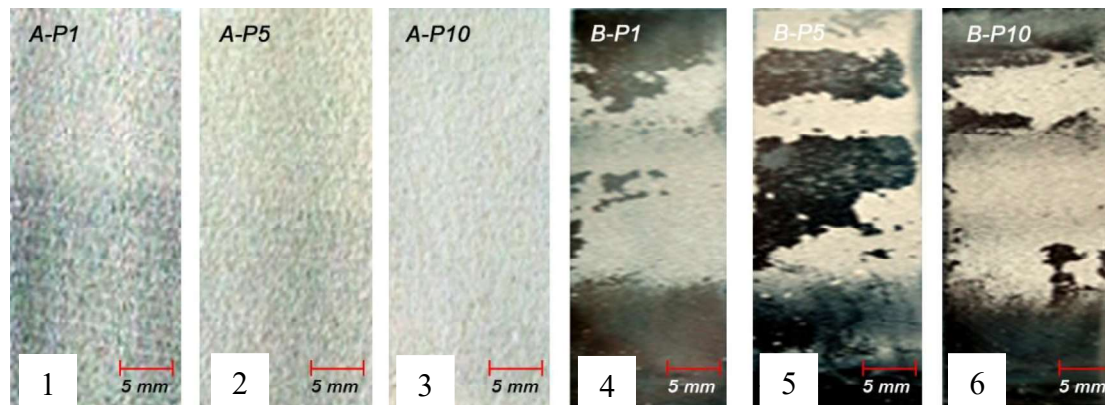
100-150 μm (Rys. 2a), natomiast cząstki materiału proszkowego o budowie płatkowej charakteryzują się wielkością frakcji 10-50 μm (Rys. 2b). Wybór dwóch tak różnych materiałów pod względem właściwości geometrycznych miał za zadanie określenie przydatności każdego materiału w procesie natryskiwania.



Rys. 2. Proszek hydroksyapatytu (HAp) o różnych kształtach: (a) o regularnym sferoidalnym z frakcją 100-150 μm ; (b) o budowie płatkowej z wielkością frakcji 10-50 μm

Zaobserwowano że proszek HAp (Rys. 2b), o budowie cząstek płatkowej, poprzez swój kształt ulegał silnym procesom adhezji co powodowało brak ciągłości procesu poprzez cykliczne i pulsacyjne zamykanie światła przewodów transportujących materiał roboczy. Wskutek takiego zjawiska w dalszych badaniach zrezygnowano z używania tego proszku.

Po wykonaniu procesu natryskiwania plazmowego stwierdzono, że podłoża o wyższej chropowatości Rys. 3a ($R_a=14 \mu\text{m}$, grupa A) charakteryzują się dobrym osadzeniem, pokrywają całą powierzchnię podłoża. Powłoki nałożone na podłoża o niższej chropowatości ($R_a=2.1 \mu\text{m}$, grupa B) nie wykazywały przyczepności, wykruszały się i odwarstwiały (Rys. 3b). Jak potwierdzają badania autorów [5,15,16] mechaniczne zakotwienie powłok zależy od chropowatości powierzchni podłoża.





Rys. 3. Zestawienie powłok nałożonych na podłoża z grupy A (1-3) oraz B (4-6).

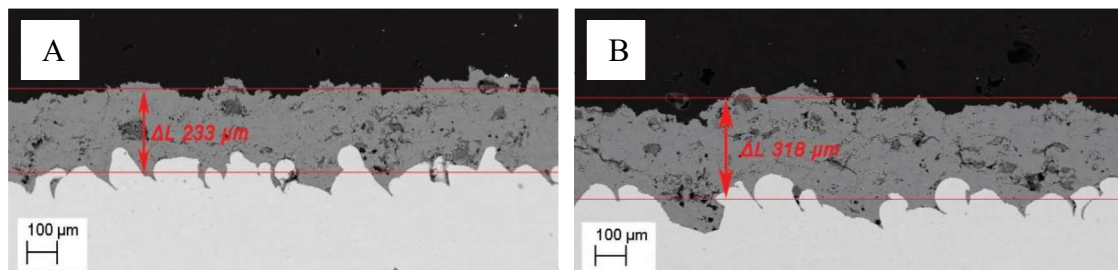
Na wytypowanych powłokach została zmierzona chropowatość, która wynosi około $R_a=4,5 \mu\text{m}$ (Tabela 3), w porównaniu do chropowatości podłoża - około $14 \mu\text{m}$ (Tabela 2). Davies [2] opisuje, że chropowatość powłoki jest miarą stopnia cząstek wewnątrz płomienia plazmy oraz wielkości cząstek stosowanych do natryskiwania plazmowego. Gross i Babovic [3] twierdzą, że częściowo stopione cząstki nie ulegają spłaszczeniu w kontakcie z powierzchnią, co wpływa na wyższą chropowatość powłoki. Przy czym z medycznego punktu widzenia chropowatość powierzchni zwiększa przyleganie osteoblastów i tym samym wzrost tkanek kości na powłoce po wszczępieniu implantu do organizmu. Dla obu rodzajów powłok zostały wykonane pomiary grubości oraz twardości (Tabela 3). Grubość natryskiwanych powłok została zmierzona na zarejestrowanych obrazach metodą SEM w trybie kontrastu materiałowego (Rys. 4).

Przeprowadzona analiza grubości powłok wskazuje, że wraz ze zwiększaniem liczby cykli natryskiwania grubość powłoki wzrasta jednak sam przyrost grubości nie jest wartością liniową (P5=233 μm ; P10=318 μm). Sun [13] w swojej pracy stwierdza że na grubość powłoki wpływa również prędkość podawania proszku oraz wydajność osadzania. Im większa prędkość podawania proszku tym grubsza powłoka, jednocześnie przy dużych odległościach zmniejsza się wydajność procesu.

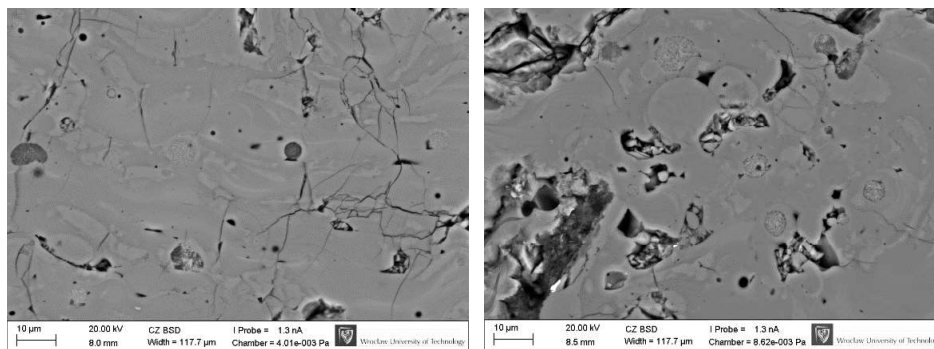
Tabela 3. Zestawienie wyników analizy własności powłok z HAp dla grupy A

Parametry (moc palnika)	20 kW	
Parametry (liczba cykli palnika)	5	10
Zdjęcia powłok, mikroskop konfokalny		
Chropowatość, uśredniona wartość parametru Ra	4.59	4.14
Twardość, HK	401.00±46.14	244.33±32.60
Grubość powłoki, μm	233	318

Również zostały wykonane próby natryskiwania plazmowego dla mocy układu powyżej 30 kW, gdy w przypadku wykorzystania proszku sferoidalnego o wielkości 100-150 μm powłoki wykazywały bardzo dobrą przyczepność oraz charakteryzowały się brakiem wykruszenia i odwarstwienia od podłoża substratu., Jednak w strukturze powłok występowały lokalne mikro pęknięcia. Zwiększenie mocy powoduje zwiększenie grubości powłok, co skutkuje pogorszeniem własności mechanicznych wraz ze wzrostem liczby defektów (mikropęknięcia, rozwarstwienia) oraz może prowadzić do degradacji HAp [9, 12]. Dla tego też wyniki nie zostały uwzględnione w przedstawionej pracy.



Rys. 4. Obrazy SEM. Pomiar grubości natrykiwanych powłok: (a) liczba cykli palnika – 5 (P5) ΔL 233 μm ; (b) – liczba cykli palnika – 10 (P10) ΔL 318 μm



Rys. 5. Obrazy SEM. Struktura natrykiwanych powłok przy zmiennym parametrze – liczba cykli palnika: (a) liczba cykli palnika – 5 (P5); (b) – liczba cykli palnika – 10 (P10)

Analiza struktury pokazuje, że natryskiwane powłoki przy większej liczbie cykli palnika (P10) charakteryzują się licznymi mikropęknięciami oraz otwartymi porami (Rys. 5). Takie defekty budowy mogą być spowodowane dłuższym czasem ekspozycji powłoki na wysoką temperaturę oraz naprężenia termiczne.

3. WNIOSKI

W celu sprawdzenia metody oraz uzyskania optymalnych parametrów natryskiwania, zbadano wpływ trzech podstawowych czynników na własności fizyko-mechaniczne natryskiwanych ceramicznych powłok: (a) kształt i frakcja materiału wsadowego powłoki, (b) przedprocesowy stan powierzchni podłoża materiału (chropowatość), (c) wpływ mocy/czasu ekspozycji plazmy.

Przedprocesowy stan powierzchni, szczególnie chropowatość podłoża, ma znaczący wpływ na jakość połączenia metal-ceramika. Duża chropowatość substratów po procesie EBM wpływa korzystnie na przyczepność powłok, sama chropowatość po procesie natryskiwania obniża się o 80% (w odniesieniu do elementów surowych – nie poddanej żadnej obróbce). Mimo wszystko korzystne jest przeprowadzenie obróbki strumieniowo ścierniej w celu oczyszczenia powierzchni od „luźnego proszku” który może powodować defekty w wytwarzaniu pokrycia substratu.

Stwierdzono, że proszek materiału wsadowego – HAp o płatkowej budowie nie nadaje się do stosowania w wybranej metodzie natryskiwania, a powłoki wykonane z jego użyciem charakteryzują się brakiem ciągłości, również proces natryskiwania ulegał przerwaniu, ze względu na pulsacyjny charakter podawania proszku.

Analiza wpływu czasu ekspozycji plazmy na substrat (przy stałej mocy) wykazała że przyrost objętość powłoki nie jest liniowy a dłuższa ekspozycja plazmy na podłoże prowadzi do zwiększenia liczby defektów wraz ze wzrostem objętości powłoki oraz obniżeniem jej twardości. Z medycznego punktu widzenia, grubsze powłoki zapewniają również lepszą ochronę kości, przed jonami metali uwalnianymi z podłoża. Niestety naprężenia szczątkowe w grubych powłokach mogą prowadzić do powstawania mikropęknięć i delaminacji [10]. Cienkie powłoki posiadają natomiast lepsze właściwości mechaniczne, jednak szybko rozpuszczają się w warunkach *in vivo*.

LITERATURA

- [1] Chlebus E.: Mechatronika- szybkie prototypowanie. Politechnika Wrocławska, Wrocław 2008.
- [2] Davies J.R. (ed.): Handbook of thermal spray technology, ASM International, 2004.
- [3] Gadow R., Killinger A., Stiegler N.: Hydroxyapatite coatings for biomedical applications deposited by different thermal spray techniques, Surface & Coatings Technology, vol. 205, 2010, p. 1157-1164.
- [4] Gua Y.W., Loha N.H.: Spark plasma sintering of hydroxyapatite powders, Biomaterials, vol. 23, issue 1, 2002, p. 37-43.
- [5] Hanumantharaju H.G., Shivanand H.K., Prashanth K.P., Jagadish S.P.: Study on hydroxyapatite coating on biomaterials by plasma spray method, IJEST 4, 2012, p. 4152-4159.
- [6] Heimann R.B., Ntosoane T.P., Pineda-Vargas C.A., Przybyłowicz W.J., Topić M.: Biomimetic formation of hydroxyapatite investigated by analytical techniques with high resolution, Mater Med., vol. 19, 2008, p. 3295-3302.

- [7] Heimann R.B., Tran H.V., Hartmann P.: Laser-Raman and Nuclear Magnetic Resonance (NMR) studies on plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: Influence of bioinert bond coats on phase composition and resorption kinetics in simulated body fluid, *Mat.-wiss. u. Werkstofftech*, 34, No. 12, 2003, p. 1163-1169.
- [8] Henriques B., Soares D., Silva F.S.: Optimization of bond strength between gold alloy and porcelain through a composite interlayer obtained by powder metallurgy. *Mater. Sci. Eng., A* 528, 2011, p. 1415-1420.
- [9] Huagang Yi, Lei Song, Xiaoguang Liu, Yanfeng Xiao, Yao Wu, Jiyong Chen, Fang Wu, Zhongwei Gu: Hydroxyapatite coatings deposited by liquid precursor plasma spraying: controlled dense and porous microstructures and osteoblastic cell responses, *Biofabrication*, vol 2, 2010, p. 1758-5082.
- [10] Kucuk A., Sun L., Berndt C. C., Gross K. A.: Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: A review, *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 58, 2001, p. 570-592.
- [11] Muralithran G., Ramesh S.: The effects of sintering temperature on the properties of hydroxyapatite, *Ceramics International*, vol. 26, issue 2, 2000, p. 221-230.
- [12] Rosu R.A., Bran I., Popescu M., Opris C.: In vitro characterization of hydroxyapatite layers deposited by APS and HVOF thermal spraying methods, *Ceramics*, vol. 56, 2012, p. 25-31.
- [13] Sun L., Berndt C. C., Grey C. P.: Phase, structural and microstructural investigations of plasma sprayed hydroxyapatite coatings, *Materials Science and Engineering A*, vol. 360, 11/15, 2003, p. 70-84.
- [14] Surowska B.: *Biomateriały metalowe oraz połączenia metal-ceramika w zastosowaniach ceramicznych*. Wydawnictwa uczelniane Lublin, 2009.
- [15] Wang J.: *Titanium Alloys - Advances in Properties Control*, Swinburne University of Technology, 2013.
- [16] Weng J., Liu X., Li X., Zhang X.: Intrinsic factors of apatite influencing its amorphization during plasma-spray coating, *Biomaterials*, vol. 16, 1995, p. 39-44.
- [17] ISO 5832-3:1996 *Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy*.
- [18] Frankiewicz M., Chlebus E., Kobiela K.: APS sprayed coatings onto the selective laser melted substrates, *Przegląd Spawalnictwa*, R. 84, nr 9, 2012, s. 27-30.
- [19] Gadow R, Killinger A., Stiegler N.: Hydroxyapatite coatings for biomedical applications deposited by different thermal spray techniques. *Surface & Coatings Technology*, vol. 205, 2010, p.1157-1164.
- [20] Jaegermann E., Ślosarczyk A.: *Gęsta i porowata ceramika korundowa w zastosowaniach medycznych*, Wydawnictwo AHG, Kraków 2007.
- [21] Hopkinson N., Hague R.J.M., Dickens P.M.: *Rapid manufacturing: an industrial revolution for the digital age*. John Wiley & Sons, 2006.
- [22] Khor K.A., Gu Y.W., Quek C.H., Cheang P.: Plasma spraying of functionally graded hydroxyapatite/Ti-6Al-4V coatings, *Surface and Coatings Technology*, vol. 168, issue 2-3, 2003, p. 195-201.

THE SURFACE CONDITIONING OF FUNCTIONAL CERAMIC COATINGS ON ELEMENTS PRODUCED BY ADDITIVE TECHNOLOGY

Abstract: Paper presents assessment of the usefulness of atmospheric plasma sprayed ceramic coatings with HAp on elements made of titanium alloy Ti6Al4V using electron beam melting (EBM). Tests included an evaluation of the effect of surface preparation on the functional properties of the produced coatings.

Daria KRAUZ¹, Anna ZIĘBOWICZ¹

Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

OCENA WŁASNOŚCI MECHANICZNYCH ORAZ STRUKTURY ELEMENTÓW SYSTEMU IMPLANTOLOGICZNEGO

Streszczenie: W implantologii zdarzają się przypadki braku osteointegracji wszczepu śródkostnego z tkanką kostną. Celem przeprowadzonych badań była ocena własności mechanicznych oraz struktury elementów systemu implantologicznego - wydzielonego z tkanek żuchwy po sześciu miesiącach od jego wszczępienia. Dla celów pracy przeprowadzono analizę składu chemicznego SEM, pomiary ultra-nanotwardości i modułu Younga oraz obserwacje mikroskopowe struktury materiału.

Słowa kluczowe: system implantologiczny, EDS, moduł Younga, ultra-nanotwardość

1. WSTĘP

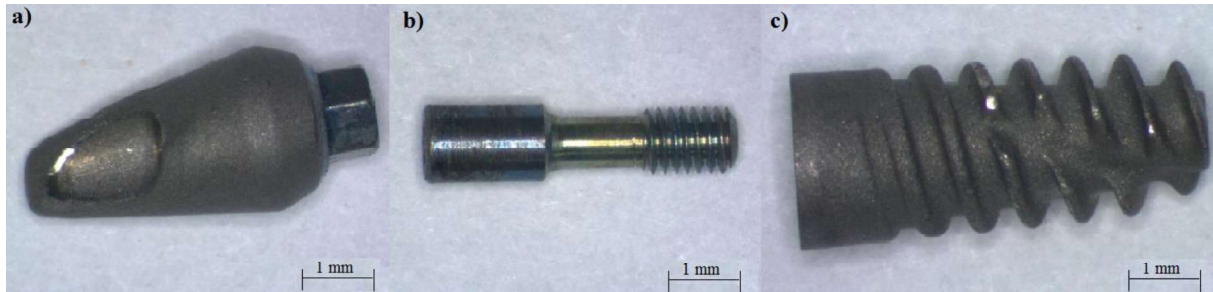
W nowoczesnej stomatologii ważną rolę odgrywa implantologia stanowiąca alternatywę dla uzupełnienia protetycznego. Jej celem jest odtworzenie i przywrócenie funkcji układu stomatognatycznego oraz poprawa estetyki wyglądu poprzez implantację do kości szczęki lub żuchwy wszczepu śródkostnego [1]. W ten sposób implant stomatologiczny na stałe zastępuje korzeń i koronę brakującego naturalnego zęba.

Leczenie implantologiczne obejmuje długi okres czasu, ze względu na konieczność osteointegracji wszczepu śródkostnego z tkanką kostną oraz dostosowanie się implantu do przenoszenia obciążeń powstających w środowisku jamy ustnej pacjenta i przekazywaniu ich na otaczające tkanki [2].

Wzrost populacji ludzi uczulonych na niektóre pierwiastki stosowane w stopach wykorzystywanych do produkcji wszczepów śródkostnych powoduje, że producenci muszą rozwijać innowacyjne techniki i technologie. Umożliwia to kreowanie nowych systemów implantologicznych z wykorzystaniem współczesnych biomateriałów charakteryzujących się większą biokompatybilnością, odpowiednią strukturą i własnościami mechanicznymi wpływającymi na osiągnięcie lepszej biomechaniki (szczególnie przenoszenia sił żucia) i stabilizacji wszczepu śródkostnego [3]. Obserwacje kliniczne i doniesienia literaturowe wskazują jednak na występowanie problemów z osteointegracją wszczepu śródkostnego z tkanką kostną. W pracy skupiono się na ocenie własności mechanicznych oraz struktury elementów systemu implantologicznego usuniętych z organizmu pacjenta po sześciomiesięcznym okresie od wszczępienia systemu.

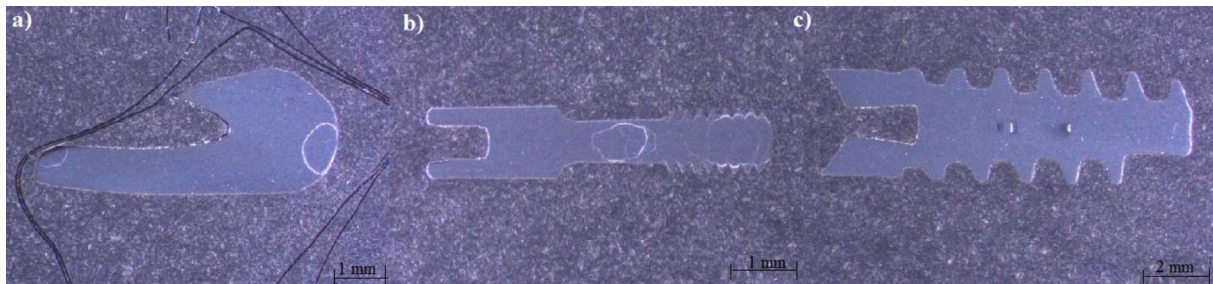
2. PRZYGOTOWANIE MATERIAŁU DO BADAŃ

Materiał badawczy stanowiły elementy (łącznik, śruba łącząca i wszczep śródkostny) wchodzące w skład systemu implantologicznego (rys. 1), które po wstępnych obserwacjach na mikroskopie stereoskopowym ZEISS SteREO Discovery.V8 zakwalifikowano do grupy implantów ICX-Implant firmy Medentis [4].



Rys. 1. Elementy systemu implantologicznego: a) łącznik (pow. 7,5 x), b) śruba łącząca (pow. 9,6 x), c) wszczep śródkostny (pow. 7,5 x)

W celu określenia struktury oraz twardości, poszczególne elementy systemu poddano cięciu, inkludowaniu przy pomocy żywicy Multifast i urządzenia firmy Struers CitoPress-20, szlifowaniu (papiery ściernic o gradacji 320, 800 i 1000) oraz polerowaniu powierzchni (zawiesina SiO₂, czas 20 min) z wykorzystaniem maszyny firmy Struers Tegramin-30 (rys. 2). Po zakończeniu tego procesu przeprowadzono trawienie w roztworze trawiącym 100 ml H₂O + 2 ml HF (40%) + 8 ml HNO₃ (czas 15-20 sekund).



Rys. 2. Zgłady metalograficzne systemu implantologicznego (pow. 7,5 x): a) łącznika, b) śruby łączącej, c) wszczepu śródkostnego

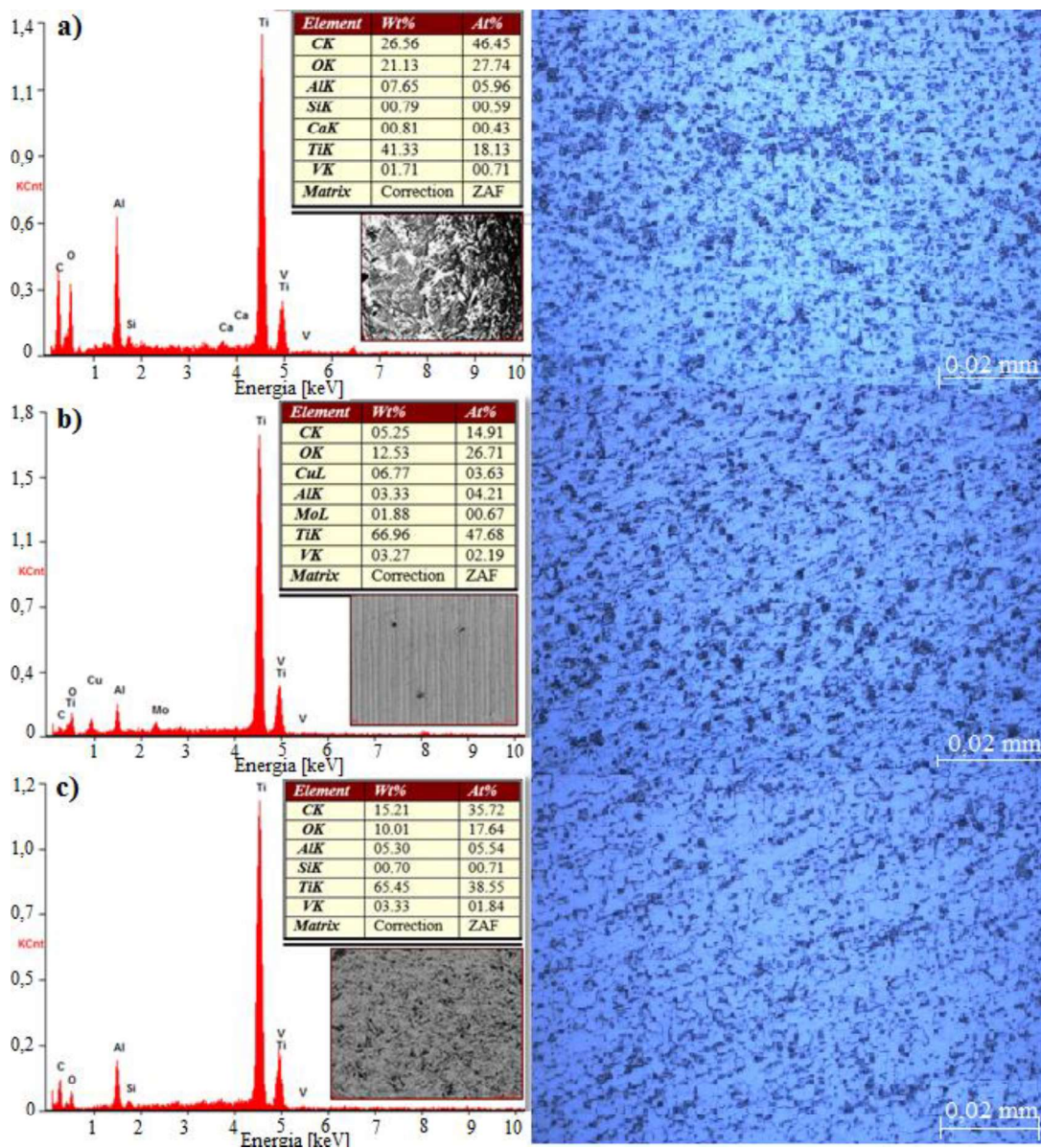
3. ANALIZA SKŁADU CHEMICZNEGO I STRUKTURY

Analiza jakościowa składu chemicznego poszczególnych elementów systemu implantologicznego została przeprowadzona z wykorzystaniem mikroskopu skaningowego firmy ZEISS Supra 35 wyposażonego w detektor SE i rozszerzonego o przystawkę EDS [5]. Analizie poddano po pięć obszarów każdego elementu. Wyniki identyfikacji pierwiastków wskazują na zastosowanie stopu tytanu (rys. 3) niezależnie od elementu systemu implantologicznego.

W celu określenia ewentualnych mechanicznych przyczyn utraty stabilności systemu obserwacjom poddano także powierzchnię wszczepu śródkostnego (SLActive) oraz śruby łączącej. Zaobserwowano prawidłowe rozwinięcie powierzchni wszczepu śródkostnego, wraz z wrosniętą tkanką kostną, świadcząca o rozpoczętym procesie osteointegracji (szczegółowe informacje na temat jakości powierzchni wszczepu śródkostnego zawarto w odrębnym opracowaniu). Natomiast powierzchnie gwintów śruby łączącej nie wykazywały

oznak zerwania, czy wykruszenia, co eliminuje braku osteointegracji w wyniku wystąpienia komplikacji natury mechanicznej [6].

Obserwacji struktury poszczególnych elementów dokonano na mikroskopie świetlnym firmy ZEISS Axio Observer Z1 w zakresie powiększeń $100 \div 1000$ (rys. 3). Obserwacje ujawniły występowanie dwóch faz α i β charakterystycznych dla dwufazowych stopów tytanu – strukturę z ciemnymi komórkowo rozmieszczonymi wydzieleniami fazy β (wzbogaconej w wanad) na tle jasnej fazy α (wzbogaconej w aluminium) [2]. Tym samym potwierdziły, wykonanie wszystkie elementów systemu implantologicznego ze stopu Ti-6Al-4V [7,8]. Uzyskana struktura wykazywała drobnoziarnistość oraz odpowiadała wymaganiom przewidzianym w normie EN-ISO 5832-3 ze względu na obecność typowej struktury dwufazowej $\alpha+\beta$ o dużym stopniu dyspersji [9].



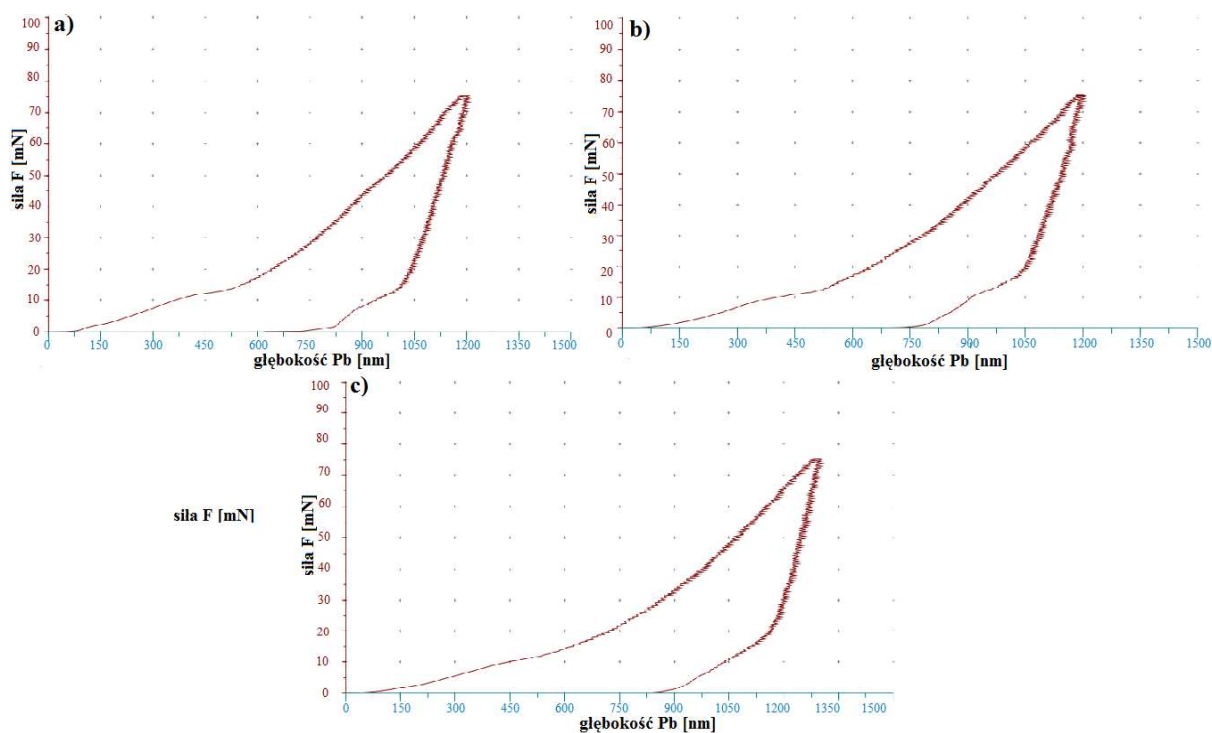
Rys. 3. Analiza składu chemicznego i obrazy struktury dwufazowej $\alpha+\beta$ (1000 x):
a) łącznika, b) śruby łączącej, c) wszczepu śródkostnego

4. BADANIA WŁASNOŚCI MECHANICZNYCH

Pomiar ultra-nanotwardości i modułu Younga przeprowadzono metodą Olivier'a i Pharr'a na platformie otwartej posiadającej UltraNanoindentation Tester firmy CSM. Przed wykonaniem pomiarów przeprowadzono kalibrację platformy otwartej. Obciążenie dobrano na podstawie rozmiarów poszczególnych elementów systemu implantologicznego i wynosiło ono 75 mN. Badanie polegało na dokonaniu trzech pomiarów dla losowo wybranych miejsc na każdej próbce z wykorzystaniem diamentowego wgłębnika Berkovicha. Była to minimalna liczba pomiarów, przy których możliwe było określenie modułu Younga i ultra-nanotwardości. Uśrednione wartości zamieszczono w tabeli 1 oraz zobrazowano graficznie (rys. 4) – zaobserwowano brak powtarzalności przeprowadzonych pomiarów.

Tabela 1. Wartości twardości i modułu Younga

Elementy systemu implantologicznego	Moduł Younga E, [GPa]	Odch.st., σ	Twardość H, [MPa]	Odch.st., σ
Łącznik	52,59	10,71	2447,96	920,22
Śruba łącząca	71,52	5,03	2979,25	78,39
Wszczep śródkostny	65,63	9,15	2315,40	536,05



Rys. 4. Wykres zależności głębokości od obciążenia a) łącznika, b) śruby łączącej, c) wszczepu śródkostnego

Analizując uzyskane wartości modułu Younga i ultra-nanotwardości zauważono różnice w uzyskanych wynikach dla poszczególnych próbek. Największymi wartościami modułu Younga 71,52 [GPa] i twardości 2979,25 [MPa] cechowała się śruba łącząca, której zadaniem było zapewnienie funkcjonalności systemu implantologicznego poprzez trwałe połączenie wszczepu śródkostnego z łącznikiem. Gdyby wartości te były niższe od wartości

twardości pozostałych elementów systemu implantologicznego, śruba mogłaby ulec pęknięciu w trakcie użytkowania, a w konsekwencji złamaniu.

Badania własności mechanicznych uzyskane przez autorów pracy [10] dla próbek wykonanych techniką DMLS ze stopu Ti-6Al-4V wykazały wartość modułu Younga wynoszącą 130 [GPa], oraz średnią wartość twardości równą 4583,6 [MPa]. Wartości te odbiegają znacząco od otrzymanych wartości dla badanych elementów systemu implantologicznego.

Pomimo zaobserwowanych różnic, struktura ujawniona we wszystkich elementach systemu (wielkość, kształt i morfologia fazy α) była prawidłowa i zgodna z zaleceniami normatywnymi [11].

5. PODSUMOWANIE

Cechy osobnicze pacjenta oraz uzyskana stabilność biomechaniczna układu wszczep śródkostny – kość wpływa w znacznym stopniu na jego pooperacyjną eksploatację. Połączenie wszczepu śródkostnego (rys. 1c) i łącznika (rys. 1a) powinno charakteryzować się dużą stabilnością i łatwością montażu oraz powinno być tak zaprojektowane, aby było odporne na deformację lub złamania podczas implantacji i w trakcie obciążenia fizjologicznego. Oba elementy mocowane są przy pomocy śruby łączącej (rys. 1b). Rolą wszczepu śródkostnego jest odtworzenie funkcji korzenia zęba pracującego w zmiennych warunkach środowiska jamy ustnej.

Do najczęściej opisywanych mechanicznych powikłań zalicza się problemy w okluzji i artykulacji, uszkodzenia powierzchni żujących prac stałych, poluzowanych i uszkodzenia śruby łączącej wszczep śródkostny, czy nawet złamanie implantu (materiał nie może być wadliwy) [6].

Ze względu na brak zaobserwowanych jakichkolwiek wymienionych powyżej powikłań, wpływ na nieudany proces osteointegracji badanego wszczepu śródkostnego z tkanką kostną najprawdopodobniej mogła mieć: słaba higiena jamy ustnej, nałogowe palenie papierosów, zła jakość kości, czy też wystąpienie alergii na pierwiastki stopu Ti-6Al-4V [12]. Potwierdzenie tego wniosku wymaga jednak dalszych badań. Biorąc pod uwagę wszystkie powyższe aspekty można także wysunąć przypuszczenie, iż wpływ na komplikację osteointegracji wszczepu śródkostnego z tkanką kostną mogły mieć także siły biomechaniczne wyzwalane przez konstrukcję protetyczną oraz indywidualne cechy organizmu pacjenta.

LITERATURA

- [1] Majewski S.W. (red.): Implantologia. Stomatologia praktyczna, wydanie I polskie, Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2004.
- [2] Craig R. G.: Materiały stomatologiczne, Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2006.
- [3] Kromka-Szydek M., Miodowska J.: Analiza MES procesu zrostu układu żuchwa-przeszczep przy zastosowaniu implantów stomatologicznych pod odbudowę uzębienia, Aktualne Problemy Biomechaniki, zeszyt nr 10, 2016, s. 25-30.
- [4] ICX Implants, <https://medentis.de>, [dostęp 05.04.2016].
- [5] Hajduga M., Zdziech T.: Wpływ środowiska jamy ustnej na uzupełnienie protetyczne metalowo-ceramiczne, Aktualne Problemy Biomechaniki, zeszyt nr 5, 2011, s. 45-52
- [6] Ziębowicz A., Bączkowski B.: Numerical analysis of the implant - abutment system, Information Technologies in Biomedicine, ITIB, vol. 7339, 2012, p. 341-350.

- [7] Marciniak J., Kaczmarek M., Ziębowicz A.: Biomateriały w stomatologii, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008.
- [8] ASTM F 136-08. Standard specification for wrought Titanium-6Aluminium-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) alloy for surgical implant applications (UNS R56401), 2008
- [9] Marciniak J.: Biomateriały, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013.
- [10] Rynkiewicz A.M., Bojko Ł., Rynkiewicz W.: Pomiary własności mikromechanicznych tytanu i jego stopu przeznaczonych na konstrukcje protetyczne, Przegląd Elektrochemiczny, vol. 5, 2014, s. 150-152.
- [11] Natali A.N.: Dental Biomechanics, Taylor&Francis Group, London 2013.
- [12] Makuch K., Koczorowski R.: Biokompatybilność tytanu oraz jego stopów wykorzystywanych w stomatologii, Dental and Medical Problems, vol. 47, 2010, s. 81-88.

EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES AND STRUCTURE OF IMPLANTOLOGICAL SYSTEM COMPONENTS

Abstract: There are some cases in implantology connected with osseointegration problem of intraosseous implant and bone tissue. Scientists are still looking for the reason of this complication, at the same time developing new methods of implants systems, that are made with more biocompatible biomaterials. The aim of the study was to evaluate the mechanical properties and structure of components dedicated for implant system. For the purposes of operating an analysis of the chemical composition (SEM), measurements of ultrahardness and Young's modulus and microscopic observations structure of the material were made.

Magdalena KROMKA-SZYDEK¹, Zygmunt DZIECHCIOWSKI², Bożena KIRKOV, Dariusz TONDERA

¹Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska

²Instytut Konstrukcji Maszyn, Zakład Napędów Hydraulicznych i Transportu Bliskiego, Politechnika Krakowska

WSTĘPNA OCENA WARUNKÓW PRACY PERSONELU MEDYCZNEGO NA ODDZIALE INTENSYWNEJ TERAPII W OPARCIU O POMIARY POZIOMU DŹWIĘKU ORAZ NATĘŻENIA OŚWIETLENIA

Streszczenie: Autorzy przeprowadzili ocenę warunków pracy personelu na oddziale intensywnej terapii. Komfort akustyczny oceniano na podstawie pomiaru poziomu hałasu, a warunki oświetleniowe poprzez pomiar natężenia oświetlenia. W trakcie pomiarów uruchomione były dwa rodzaje istotnych źródeł hałasu: respiratory oraz kardiomonitoring. Zmierzone na sali IT wartości poziomu hałasu przekraczały dopuszczalną wartość o ok. 24 dB. Na podstawie badań natężenia oświetlenia stwierdzono, że tylko w części punktów pomiarowych wartości normowe były spełnione.

Słowa kluczowe: intensywna terapia, pomiary na stanowisku pracy, hałas, oświetlenie

1. WSTĘP

Ocena narażenia na różnego rodzaju czynniki szkodliwe i uciążliwe w jednostkach służby zdrowia stanowi niezwykle istotne zagadnienie. Istnieją przepisy, które podają wartości dopuszczalne dla tych czynników, jednak pomiary narażenia na poszczególnych stanowiskach pracy w jednostkach służby zdrowia (np. dla pielęgniarki na oddziale łóżkowym) nie dla wszystkich bodźców zewnętrznych są dokonywane. Powoduje to powstawanie znaczącego problemu w zakresie niezajomości rzeczywistych warunków pracy [1] oraz w ocenie ergonomii pracy lekarzy i pielęgniarek, od których szybkości reakcji i podejmowania decyzji niejednokrotnie zależy ludzkie życie. Personel pracujący na oddziałach intensywnej terapii stanowi grupę pracowników szczególnie narażoną na wpływ czynników szkodliwych i uciążliwych w środowisku pracy (do których należą np. hałas i niewłaściwe oświetlenie).

Zróznicowany poziom dźwięku na poszczególnych oddziałach szpitalnych związany jest w znacznym stopniu z rodzajem aparatury, która się tam znajduje, a także trybem jej pracy. Na oddziałach intensywnej opieki medycznej znajduje się najczęściej aparatury pracującej w trybie wielogodzinnym. Aparaty te można podzielić na dwie główne grupy: aparaty generujące hałas ciągły (np. respirator) lub hałas przerywany (np. ssaki). Równocześnie urządzenia monitorujące pacjenta generują sygnały dźwiękowe typu alarmowego (zazwyczaj dźwięki tonalne o wysokim poziomie), informujące personel

o zaistniałych nieprawidłowościach, co w znaczący sposób wpływa na podniesienie globalnego poziomu hałasu w pomieszczeniu oddziału. Istnieje oczywiście możliwość czasowego wyłączenia lub obniżenie intensywności generowanych dźwięków, jednak w niektórych przypadkach działania takie mogą spowodować zmianę parametrów pracy urządzenia.

W badaniu przeprowadzonym przez Johns Hopkins University [2] stwierdzono, że w ciągu ostatnich pięciu dekad poziom hałasu w szpitalach stale rośnie, z 57 dB do 72 dB. Wartości te znacznie przekraczają zalecane przez WHO normy z 1995 r. dotyczące hałasu w szpitalu (35 dB) [3]. Wysoki poziom dźwięku wpływa negatywnie zarówno na pacjentów jak i pracowników szpitali. Personel medyczny, a w szczególności pielęgniarski jest narażony w swoim środowisku pracy na występowanie wielu zagrożeń, które niejednokrotnie są ze sobą powiązane i nakładają się na siebie.

Zgodnie z ustawą [4], pomieszczenia w budynkach użyteczności publicznej należy chronić przed hałasem zarówno zewnętrznym, przenikającym do pomieszczenia spoza budynku, jak i pochodzącym od instalacji i urządzeń stanowiących techniczne wyposażenie budynku. Poziom hałas oraz drgań nie może przekraczać wartości dopuszczalnych, określonych tak w odpowiednich rozporządzeniach, jak i polskich normach [5, 6, 7, 8].

Aktem prawnym dotyczącym bezpieczeństwa i higieny pracy przy narażeniu na hałas i wibracje jest Rozporządzenie Ministra Gospodarki i Pracy z dnia 5 sierpnia 2005 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy pracach związanych z narażeniem na hałas lub drgania mechaniczne [9], a także rozporządzenie w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych na stanowisku pracy z dnia 6 czerwca 2014 r. [5].

Rozkład poziomu dźwięku w danym pomieszczeniu zależy od rozmieszczenia źródeł hałasu, od usytuowania przeszkód na drodze propagacji fali dźwiękowej, ale także od właściwości akustycznych pomieszczenia. W przypadku badanego obszaru, jakim jest oddział szpitalny, przeszkodami są łóżka wraz z pacjentami oraz urządzenia medyczne. Właściwości akustyczne pomieszczenia dodatkowo kształtują materiały budowlane i wykończeniowe.

Normowanie hałasu na oddziale IT możliwe jest do przeprowadzenia w trzech aspektach: ze względu na ochronę słuchu [5], ze względu na możliwość realizacji przez pracownika jego podstawowych zadań (PN-N-01307:1994) [6], ze względu na dopuszczalne wartości poziomu dźwięku w pomieszczeniach (PN-87/B-02151/02) [7].

Ocena warunków akustycznych jest niezwykle istotna, ponieważ wiąże się z lepszym samopoczuciem personelu, a także wpływa na poprawę snu i zmniejszenie stresu wśród pacjentów. Dobre warunki akustyczne przyczyniają się również do obniżenia ryzyka pomyłek lekarskich spowodowanych złą zrozumiałością komunikatów słownych, czyli niskimi wskaźnikami odpowiedzialnymi za zrozumiałość mowy [3].

Badania tego typu są przedmiotem analiz prowadzonych w ostatnich latach na całym świecie [10, 11, 12]. Jednak pomimo zwiększonego nacisku na konieczność redukcji hałasu na oddziale intensywnej terapii, w dalszym ciągu poziom hałasu przekracza zalecenia WHO.

Oświetlenie stanowi kolejny ważny czynnik wpływający na komfort i wydajność pracy, wypadki przy pracy oraz zdrowie zarówno pracownika jak i pacjenta. Organizm człowieka niekorzystnie reaguje na niewłaściwe warunki oświetleniowe. Zapewnienie odpowiedniego oświetlenia na sali IT zgodnie z ustawą [13] oznacza, że pokoje łóżkowe powinny mieć zapewniony bezpośredni dostęp światła dziennego. W sytuacji gdy orientacja okien pomieszczeń przeznaczonych do pobytu ludzi może powodować zbyt duże ich naświetlenie, powinny być zainstalowane w tych pomieszczeniach urządzenia zabezpieczające przed nadmierną penetracją promieni słonecznych i przegrzewaniem. Równocześnie, zgodnie z Rozporządzeniem Ministra Pracy i Polityki Socjalnej z dnia 26.09.1997 r. w sprawie ogólnych przepisów bezpieczeństwa i higieny pracy [14], w pomieszczeniach stałej pracy oświetlenie dzienne na poszczególnych stanowiskach powinno być dostosowane do rodzaju

wykonywanych prac i wymaganej dokładności, oraz powinno spełniać wymagania określone w normie [15].

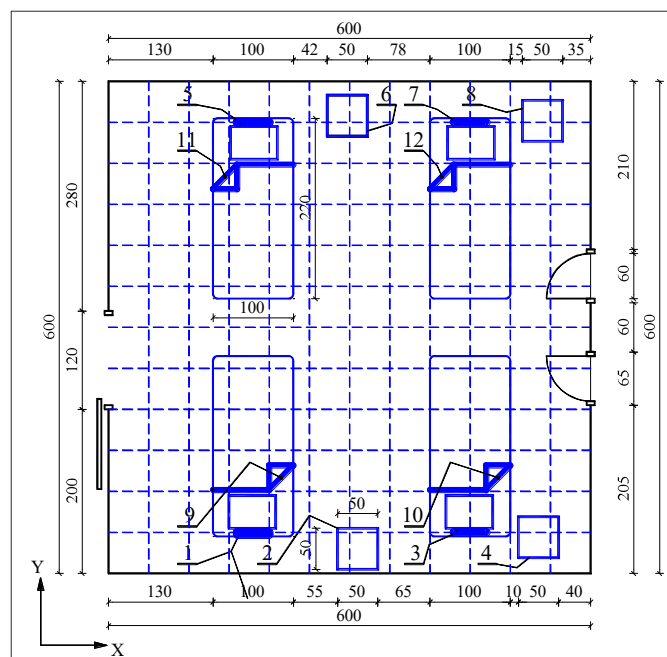
W celu uzyskania dobrego oświetlenia istotne jest aby obok wymaganych poziomów natężeń oświetlenia spełnione były dodatkowo inne potrzeby jakościowe i ilościowe. Wymagania oświetleniowe wynikają z uwzględnienia trzech podstawowych aspektów poprawnej akwizycji wzrokowej: komfortu widzenia (co wpływa na większą wydajność i wyższą jakość pracy), wydolności wzrokowej (pracownicy są w stanie wykonywać swoje zadania wzrokowe nawet w trudnych warunkach i dłuższych okresach pracy) oraz bezpieczeństwa. [16] Podstawowymi parametrami otoczenia świetlnego uwzględniającymi światło sztuczne i światło dzienne są: rozkład luminacji, natężenie oświetlenia, olśnienie, kierunkowość światła (oświetlenie w przestrzeni wnętrza), zmienność światła (poziomy i barwa światła), oddawanie barw i wygląd barwy światła, migotanie, oświetlenie elektryczne uzupełniające światło dzienne [16, 17].

2. CEL PRACY

Celem pracy było przeprowadzenie wstępnej oceny ergonomii warunków pracy personelu medycznego na oddziale intensywnej terapii (IT) w jednym ze szpitali województwa małopolskiego. W ramach pracy przeprowadzono pomiary i na ich podstawie dokonano oceny wybranych parametrów tj. rozkładu natężenia oświetlenia oraz równoważnego poziomu dźwięku, które to parametry mogą mieć istotny wpływ na zapewnienie skutecznej opieki medycznej.

3. METODYKA BADAŃ

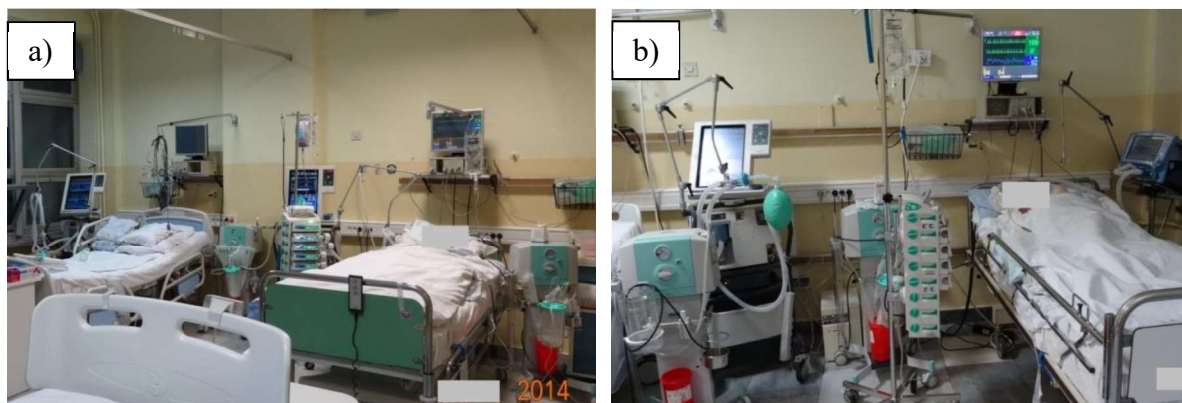
Pomiary poziomu dźwięku i natężenia oświetlenia zostały przeprowadzone w pomieszczeniu o wymiarach 6 m x 6 m (przedstawionym na rys. 1) na oddziale IT.



Rys. 1. Plan analizowanego pomieszczenia z rozkładem aparatury i sprzętu medycznego: 1,3,5,7 –kardiomonitor, 2,4,6,8 – respirator, 9,10,11,12 – łóżko szpitalne

Dla pomiarów hałasu brano pod uwagę tylko stan ustalony tzn. bez uwzględnienia pracy urządzeń w trybie alarmowym, a w przypadku pomiaru natężenia oświetlenia nie brano pod uwagę doświetlenia miejscowego stosowanego przez personel.

W analizowanym pomieszczeniu znajdowały się następujące urządzenia: defibrylator (1 szt.), respiratory (4 szt.), aparat do EKG (1 szt.), pompy infuzyjne (24 szt.), ssak chirurgiczny (4 szt.), kardiomonitor (4 szt.), łóżko elektryczne (4 szt.), materac przeciwodłężynowy z pompką elektryczną (4 szt.).



Rys. 2. Pomieszczenie oddziału IT z lokalizacją źródeł hałasu

W czasie pomiarów na sali było obecnych dwóch pacjentów, przy których uruchomione były następujące, istotne źródła hałasu: dwa respiratory, zestaw pomp infuzyjnych oraz dwa kardiomonytory, z których jeden wykazywał znaczną aktywność akustyczną (rys. 2). Pozostałe dwa stanowiska były zaopatrzone w respiratory i kardiomonytory, ale nie wspomagały i nie monitorowały one czynności życiowych pacjentów (tzw. praca na sucho).

Punkty pomiarowe zostały dobrane w zależności od rozmieszczenia łóżek pacjentów i urządzeń medycznych. W trakcie badań przestrzegano ogólnych wytycznych podczas przeprowadzania tego typu pomiarów, tj. miernik hałasu (DSA-50 Sonopan) znajdował się ok. 1,2 m nad podłogą, co odpowiada wysokości, na której zwykle znajduje się głowa osoby personelu medycznego w trakcie wykonywania podstawowych czynności podczas opieki nad pacjentem. Przed i po sesji pomiarowej miernik był kalibrowany kalibratorem akustycznym klasy 1 (KA-1 Sonopan).

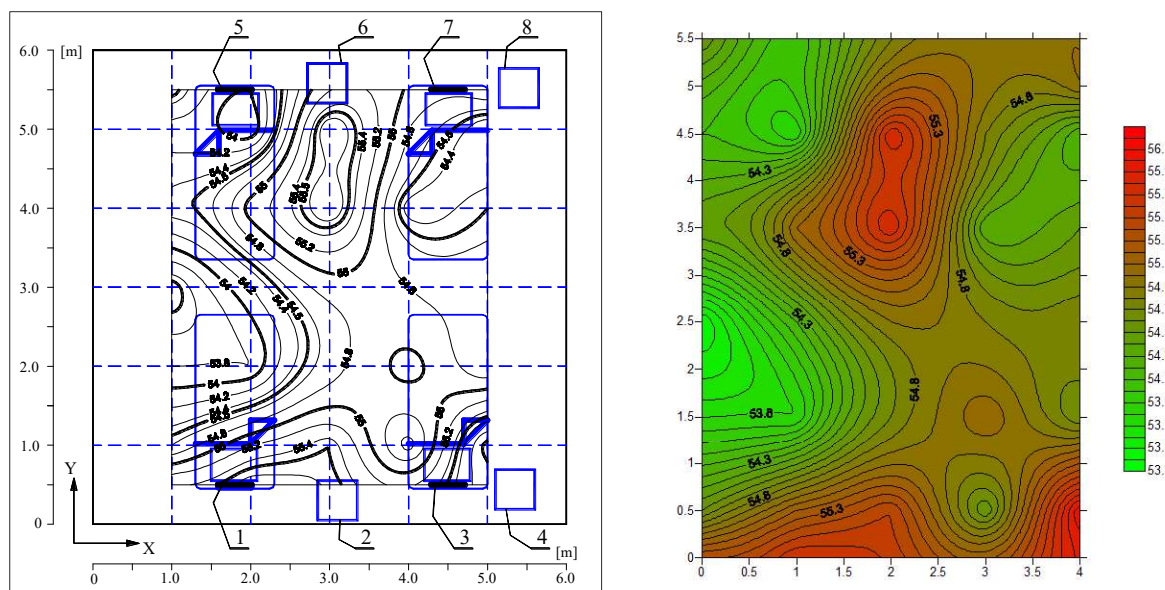
Pomiar natężenia oświetlenia w pomieszczeniu oddziału IT odbył się w godzinach nocnych, przy włączonym sztucznym oświetleniu (4 oprawy rastrowe ze świetlówkami o różnej barwie). Do wykonania pomiarów użyto miernik natężenia oświetlenia L-50 SONOPAN klasy 1. Głowica fotometryczna w czasie badania była umiejscowiona na podłodze (pomiar oświetlenia ogólnego), a także w miejscu, w którym znajduje się głowa pacjenta oraz w miejscach gdzie znajdują się urządzenia medyczne - na wysokości ok. 1,2 m nad poziomem podłogi.

4. WYNIKI POMIARÓW

Wyniki przeprowadzonych pomiarów poziomu dźwięku oraz natężenia oświetlenia przedstawiono graficznie w postaci map rozkładu na analizowanym obszarze (rys. 3 i 4). Umożliwiło to określenie przebiegu zmienności mierzonych parametrów na tle pomieszczenia (ustalenie stref koncentracji wartości danego parametru).

Mapę rozkładu poziomu dźwięku w pomieszczeniu, na tle znajdujących się tam urządzeń, pokazano na rys. 3. Można na niej zaobserwować, że równoważny poziom dźwięku L_{Aeq} w pomieszczeniu IT przyjmuje wartości w zakresie od 53,4 do 56,1 dB. Na mapie widoczne

jest również, że hałas w największym stopniu odczuwalny jest w strefie umiejscowienia urządzeń medycznych tj. respiratorów i kardiomonitorów. Otrzymane wartości przekraczają o ok. 24 dB wartości dopuszczalne zdefiniowane przez WHO [3].



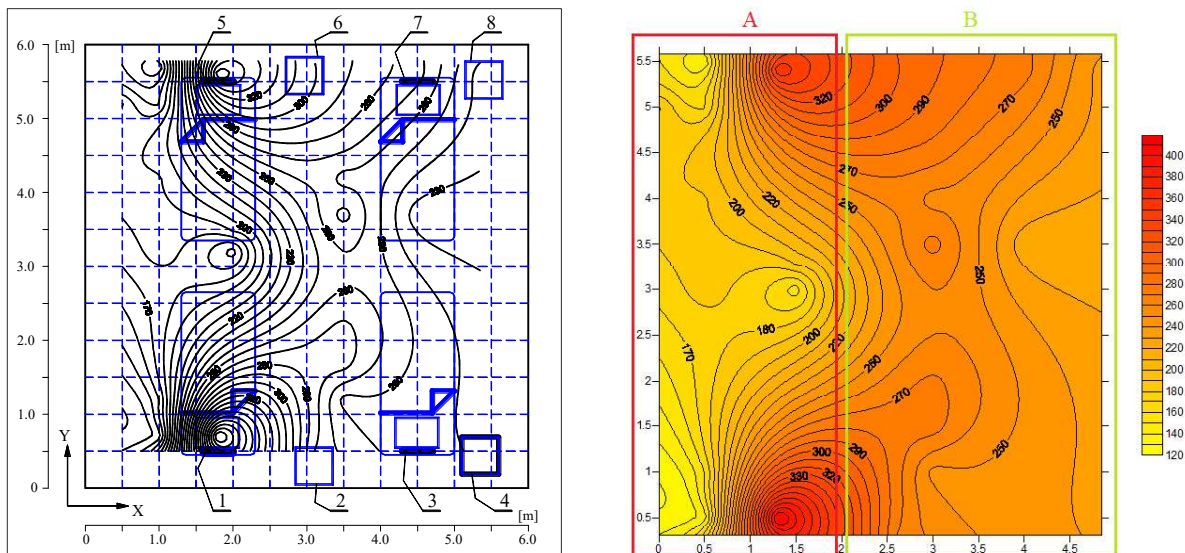
Rys. 3. Rozkładu poziomu dźwięku w analizowanym pomieszczeniu IT

Uzyskane w trakcie badań wartości natężenia oświetlenia w analizowanym pomieszczeniu (wybrane wyniki pomiarów zawarto w tabeli 1) porównane zostały z wartościami podanymi w normie PN-EN 12464-1:2004 [15]. Zgodnie z nią w pomieszczeniach oddziału intensywnej terapii oświetlenie powinno przyjmować wartości, które zależą od wykonywanych czynności: oświetlenie ogólne (OO) - 100 lx, proste badania (PB) - 300 lx, badania i zabiegi (BZ) - 1000 lx, nocna obserwacja (NO) - 200 lx, dyżurka pielęgniarek - 500 lx.

Tabela 1. Wyniki pomiarów natężenia oświetlenia w wybranych strefach pomieszczenia IT

Nr miejsca pomiar. wg rys. 1	Natężenie oświetlenia [lx]	Wymagana wartość natężenia oświetlenia [lx] dla prostych badań zgodnie z [15]				Zgodność z [15]
		OO	BP	BZ	ON	
miejsce pomiaru – respirator, panel sterowania						
2	270	100	300	1000	200	T / N / N / T
4	237	100	300	1000	200	T / N / N / T
6	300	100	300	1000	200	T / T / N / T
8	236	100	300	1000	200	T / N / N / T
miejsce pomiaru – łóżko pacjenta, obszar głowy						
9	414	100	300	1000	200	T / T / N / T
10	245	100	300	1000	200	T / N / N / T
11	358	100	300	1000	200	T / T / N / T
12	274	100	300	1000	200	T / N / N / T

T – zgodność z normą; N – brak zgodności z normą



Rys. 4. Rozkład natężenia oświetlenia w analizowanym pomieszczeniu IT

Na podstawie mapy rozkładu natężenia oświetlenia (rys. 4) można zaobserwować, że całe pomieszczenie można podzielić na dwa obszary:

- obszar A – gdzie natężenie oświetlenia nie przekracza wartości 200 lx, oprócz stref bezpośrednio przy kardiomonitorach 1 i 5, które są swoistego rodzaju źródłem światła),
- obszar B – gdzie oświetlenie jest równomierne i przyjmuje wartości pomiędzy ok. 250 do ok. 300 lx.

Widać również, że wartości natężenia oświetlenia są bardzo zróżnicowane i mieszczą się w granicach od ok. 141 lx do ok. 414 lx.

Odnosząc się do wartości normatywnych podanych w tabeli 1, można stwierdzić, że na całej powierzchni pomieszczenia spełnione są wymagania dotyczące oświetlenia ogólnego (wartość wymagana wg [15] - 100 lx), natomiast badania i zabiegi nie powinny być przeprowadzane w żadnej strefie analizowanego pomieszczenia (wartość wymagana wg [15] - 1000 lx).

5. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że wartości poziomu dźwięku w pomieszczeniu oddziału IT, zmieniały się w zakresie 53,4 dB do 56,1 dB. Podobną wartość, wynoszącą 56,2 dB, jako średnią dzienną wartość poziomu dźwięku, podaje Elliot i współ. [10]. Natomiast Cordova i współ. [11] oraz Nakamura i współ. [12] wykazują wyższą wartość średnią dla dnia ok. 65,9 dB oraz ok. 60,9 dB dla pory nocnej. WHO zaleca, by maksymalne natężenie hałasu nie przekraczało 40 dB(A) [3], natomiast z badań, którym poddane zostały zdrowe osoby, wynika, że zaburzenia snu pojawiają się przy natężeniu dźwięku powyżej 45 dB(A) [3]. Z kolei norma [7] podaje, że dopuszczalna wartość równoważnego poziomu dźwięku pochodząca od wszystkich źródeł łącznie dla pory dnia wynosi 30 dB. Zmierzone na sali intensywnej opieki medycznej wartości poziomu hałasu przekraczają więc zalecane wartości średnio o ok. 24 dB.

Istniejące warunki mogą więc negatywnie wpływać na komfort pracy personelu, zwłaszcza w ujęciu długotrwałej ekspozycji w ciągu dnia, powodować zmęczenie i brak koncentracji, a także utrudniać prawidłową komunikację z pacjentem. Hałaśliwe otoczenie powoduje wyczerpanie emocjonalne i efekt wypalenia zawodowego, szczególnie wśród personelu pielęgniarskiego. Dodatkowo silnie wiąże się ze zwiększonym stresem

i rozdrażnieniem. Praca w takim środowisku wiąże się z konieczności większej koncentracji na prawidłowym wykonaniu swoich obowiązków, a to w konsekwencji może doprowadzić do popełnienia błędów. W przypadku pacjentów natomiast podwyższony poziom natężenia dźwięku może skutkować zaburzeniami snu i odpoczynku oraz zwiększeniem dolegliwości bólowych.

Badania natężenia oświetlenia wykazały znaczne zróżnicowane wartości tego parametru w pomieszczeniu. Poziom natężenia oświetlenia przy podłodze przyjmował średnio wartość ok. 230 lx, natomiast wielkości zalecane w normie [15] dla tego parametru wynoszą 100 lx. Wartość natężenia oświetlenia, zmierzona w miejscach gdzie wykonywane są podstawowe czynności medyczne (łóżka pacjentów oraz respiratory), zmieniały się w zakresie 236 – 414 lx, podczas gdy zalecenia normowe [15] mówią o wartości minimum 300 do nawet 1000 lx.

Biorąc pod uwagę specyfikę oddziału IT można stwierdzić, iż natężenie oświetlenia przyjmuje tu zdecydowanie zbyt niskie wartości.

Podsumowując, przeprowadzona wstępna ocena warunków pracy personelu medycznego na oddziale intensywnej terapii wykazała, że warunki panujące w analizowanym pomieszczeniu odbiegają od zaleceń normowych, co może negatywnie wpływać na proces pracy. Jest to istotne ze względu na charakter tego typu oddziału, gdzie przeprowadza się zabiegi wymagające dużej odpowiedzialności i koncentracji.

Zaprezentowane wyniki stanowią część szerokiego programu badawczego obejmującego nie tylko oddziały IT w różnych szpitalach, ale również gabinety specjalistyczne (stomatologiczne). Dotychczasowe wyniki badań były udostępnione dyrekcji oraz zainteresowanym osobom. W kolejnych etapach autorzy przewidują opracowanie własnej propozycji zmian na stanowiskach pracy w jednostkach służby zdrowia, zarówno w zakresie racjonalizacji przestrzeni pracy jak i poprawy ergonomii dla personelu.

LITERATURA

- [1] Kuriata E., Felińczak A., Szachniewicz M., Pawlas K., Grzebieluch J., Kiedik D., Fal A. M.: Rozpoznawanie przez pielęgniarki szkodliwych czynników chemicznych i fizycznych na stanowiskach pracy w szpitalu, *Family Medicine & Primary Care Review*, vol. 14(1), 2012, s. 29-36.
- [2] http://www.sztuka-architektury.pl/index.php?ID_PAGE=34642
- [3] http://www.ecophon.com/globalassets/old-structure/eco-magazine/ecomag-2/eco2_pl.pdf
- [4] Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 20 grudnia 2012 r. w sprawie standardów postępowania medycznego w dziedzinie anestezjologii i intensywnej terapii dla podmiotów wykonujących działalność leczniczą (Dz.U.2013.15).
- [5] 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).
- [6] PN-N-01307:1994, Dopuszczalne wartości hałasu w środowisku pracy. Wymagania dotyczące wykonywania pomiarów.
- [7] PN-B-02151/02:1987, Akustyka budowlana. Ochrona przed hałasem pomieszczeń w budynkach. Dopuszczalne wartości poziomu dźwięku w pomieszczeniach.
- [8] PN-88 B-02171, Ocena wpływu drgań na ludzi w budynkach.
- [9] Rozporządzenie Ministra Gospodarki i Pracy z dnia 5 sierpnia 2005 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy pracach związanych z narażeniem na hałas lub drgania mechaniczne (Dz.U. 2005 nr 157 poz. 1318).
- [10] Elliott R.M., McKinley S.M., Eager D.: A pilot study of sound levels in an Australian adult general intensive care unit, *Noise Health*, vol. 12, 2011, p. 26-36.

- [11] Cordova A.C., Logishetty K., Fauerbach J., (et al.): Noise levels in a burn intensive care unit. *Burns*, vol. 39, 2013, p. 44-48.
- [12] Nakamura V., Bouletreau P., Allaouchiche B., (et al.): Results of an Anti-Noise Campaign in an Intensive Care Unit. *Anesthesiology*, vol. 96, 2002, A407.
- [13] Rozporządzenie Ministra Infrastruktury z dnia 12 kwietnia 2002 r. w sprawie warunków technicznych, jakim powinny odpowiadać budynki i ich usytuowanie (Dz. U. 2002 nr 75 poz. 690).
- [14] Rozporządzenia Ministra Pracy i Polityki Socjalnej z dnia 26 września 1997 r. w sprawie ogólnych przepisów bezpieczeństwa i higieny pracy, tekst jednolity (Dz. U. z 2003 r. Nr 169, poz. 1650 z późn. zm.).
- [15] PN-EN 12464-1:2012, Światło i oświetlenie miejsc pracy. Część 1: Miejsca pracy we wnętrzach.
- [16] Zajkowski M., Efektywność energetyczna oświetlenia szpitalnego – cz. I, *Ogólnopolski Przegląd Medyczny* 1-2/2015.
- [17] Pawlak A., Oświetlenie miejsc pracy we wnętrzach – nowa norma oświetleniowa, *Bezpieczeństwo Pracy* 10/2004.

PRELIMINARY ASSESSMENT OF THE WORKING CONDITIONS OF MEDICAL STAFF IN THE INTENSIVE CARE UNIT BASED ON MEASUREMENTS OF THE SOUND LEVEL AND ILLUMINATION

Abstract: The authors assess the working conditions of medical staff on the w Intensive Care Unit (ICU). The acoustic comfort was evaluated on the basis of sound level measurement and the lighting conditions of the illumination value. During the measurements worked most important noise sources such as respirators and patient monitors. The sound level values which have been measured in the ICU room were exceeded the permissible value of approx. 24 dB. Based on the results of measurements illumination it has been found that only part of the measurement points were met of requirements of the current legislations.

Anna KRÓL¹, Witold WALKE², Marcin BASIAGA², Paweł KARASIŃSKI³

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

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

³Katedra Optoelektroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

OCENA WŁASNOŚCI FIZYKOCHEMICZNYCH WARSTWY SiO₂ W WARUNKACH ODKSZTAŁCENIA

Streszczenie: W pracy przeprowadzono badania odporności korozyjnej, twardości oraz adhezji warstwy SiO₂ naniesionej na powierzchnię stopu Ni-Ti. Badania realizowano zarówno dla próbek nieodkształconych, jak i odkształconych. Badania odporności na korozję przeprowadzono metodą potencjodynamiczną i impedancyjną w warunkach symulujących środowisko tkankowe – roztwór Ringera. Z kolei adhezję warstwy do podłoża oceniano metodą zarysowania (scratch-test). Do wyznaczenia twardości warstwy zastosowano metodę Vickersa wykorzystując wglębnik Berkovicha. Przeprowadzone badania nie wykazały znaczących zmian własności fizykochemicznych warstw poddanych odkształceniu w stosunku do warstw nieodkształconych.

Słowa kluczowe: Ni-Ti, SiO₂, adhezja, nanotwardość, odporność na korozję, zwilżalność

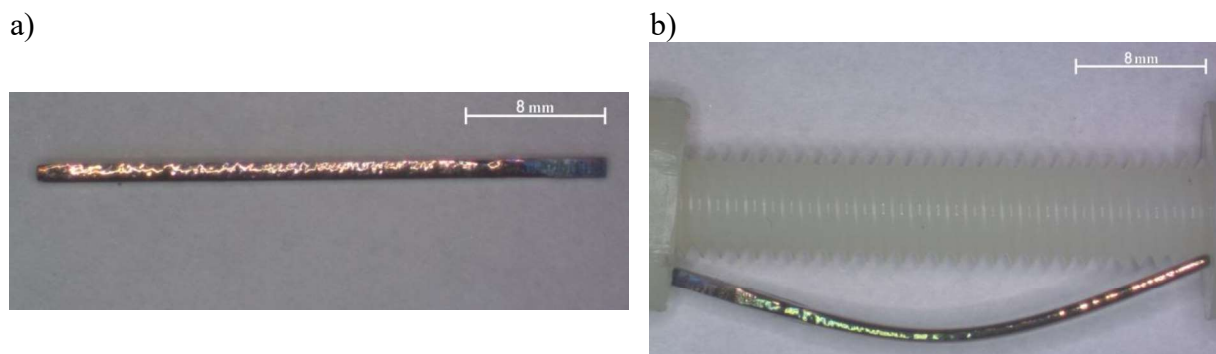
1. WSTĘP

Stopy Ni-Ti mimo wysokiej biokompatybilności i odporności korozyjnej zawierają w swoim składzie nikiel, który może być pierwiastkiem alergicznym. W celu wyeliminowania tego pierwiastka z powierzchni implantu wykonanego z Nitinolu nanosi się warstwy słabo rozpuszczalne w środowisku płynów fizjologicznych człowieka. Warstwy te mają również za zadanie ograniczenie reakcji implantu ze środowiskiem tkankowym [1,2]. Istotnym czynnikiem wpływającym na trwałość warstw w warunkach użytkowych jest ich podatność na odkształcenie zachodzące podczas procesu implantacji wszczepu wykonanego ze stopu Ni-Ti. Dlatego też badania prowadzone dla implantów wykonanych z tego rodzaju biomateriału o zmodyfikowanej powierzchni powinny uwzględniać warunki odkształcenia rzeczywistego. Ponadto, warstwa wierzchnia powinna charakteryzować się odpowiednią odpornością na korozję w kontakcie z płynami fizjologicznymi. Jednym z pierwiastków stosowanych w modyfikacji powierzchni implantów jest krzem. Posiada on wysoką biokompatybilność. Wcześniejsze doświadczenia autorów [3-5] potwierdziły również jego korzystny wpływ na poprawę hemokompatybilności implantów stosowanych w układzie krwionośnym. Stąd też w pracy autorzy zaproponowali naniesienie warstwy krzemionkowej

na powierzchnię implantów ze stopu Ni-Ti stosowanych w leczeniu schorzeń układu kostnego.

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Do badań zastosowano stop Ni-Ti (53-57 % Ti) w postaci drutu o średnicy $d = 1$ mm i długości $l = 30$ mm. W celu uzyskania zalecanej chropowatości powierzchni $Ra < 0,16 \mu\text{m}$ próbki poddano procesowi polerowania elektrochemicznego, a następnie naniesiono warstwę SiO_2 metodą zol-żel ($v = 1,6$ cm/min, $T = 430$ °C, $t = 60$ min). W procesie tym zastosowano związki krzemionko-podobne: tetraetoksylan $\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$ tzw. TEOS, i tetrametoksylan $\text{Si}(\text{OCH}_3)_4$ tzw. TMOS. Pozostałą część składników stanowiły alkohol etylowy (EtOH) oraz woda, natomiast stosowanym katalizatorem był kwas solny (HCl). Wszystkie próbki przed badaniami zostały oczyszczone w płuczce ultradźwiękowej, w alkoholu etylowym 96% przez $t = 30$ min, a następnie poddane procesowi sterylizacji parą wodną pod ciśnieniem w autoklawie HMT 230 FA firmy HMC EUROPE ($T = 135$ °C, $t = 12$ min, $p = 0,1$ bar). Następnie próbki podzielono na dwie grupy (1 – próbki nieodkształcone; 2 – próbki odkształcone zgodnie z odkształceniem zadawanym podczas wszczepiania klamer ($\varepsilon = 11$ %)) – rys. 1.



Rys. 1. Postać próbek do badań: a) nieodkształcona, b) odkształcona

Tak przygotowane próbki poddano badaniom własności mechanicznych, odporności korozyjnej oraz zwilżalności powierzchni.

2.1. Badania własności mechanicznych

W ramach badań własności mechanicznych przeprowadzono pomiary nanotwardości i adhezji warstwy do podłoża. Pomiary nanotwardości warstwy SiO_2 wykonano metodą Vickersa z wykorzystaniem platformy UltraNanoindentation firmy CSM. Pomiar przebiegał z użyciem węgelnika Berkovicha (metoda Olivera&Phara). Prędkość narastania obciążenia wynosiła $v = 10$ mN/min, czasy wytrzymywania próbki pod maksymalnym naciskiem $t = 5$ s obciążenie siłą $F = 5$ mN. Adhezja warstwy SiO_2 do podłoża wyznaczana była metodą zarysowania (scrath-test), przy użyciu platformy otwartej wyposażonej w Micro-Combi-Tester firmy CSM zgodnie z normą PN-EN ISO 6507. Chcąc wyznaczyć wartości sił krytycznych Lc_1 oraz Lc_2 zarejestrowano podczas pomiaru parametry tj.: zmiana sygnału emisji akustycznej AE, siły tarcia F_T i współczynnika tarcia μ głębokość penetracji P_d oraz profil powierzchni P_f . Badania przeprowadzono przy narastającej sile $FN = 0,03 \div 20$ N oraz parametrach pracy: szybkość obciążania 10 N/min, prędkość przesuwu stolika 10 mm/min, długość rysy ~ 3 mm.

2.2. Badania potencjodynamiczne

W ramach badań odporności na korozję przeprowadzono pomiary potencjodynamiczne. Badania realizowano zgodnie z normą ASTM F2129 na stanowisku pomiarowym, w którego skład wchodził: potencjostat PGP-201 firmy Radiometer Analytical SAS, cela elektrochemiczna wraz z zestawem elektrod: odniesienia NEK typu KP-113, platynowa elektroda pomocnicza PtP-201. Po ustaleniu potencjału otwarcia E_{OCP} rejestrowano krzywe polaryzacji. Rejestrację krzywych rozpoczynano od wartości $E_{START} = E_{OCP} - 100$ mV z szybkością zmian potencjału 0,16 mV/s. Rejestrację krzywych prowadzono do uzyskania wartości gęstości prądu 1 mA/cm², a następnie zmieniono kierunek polaryzacji – rejestrując tym samym krzywą powrotną. Wyznaczone krzywe polaryzacji stanowiły podstawę do określenia charakterystycznych wielkości: E_{kor} (V) – potencjał korozyjny, R_p (Ω·cm²) – opór polaryzacyjny (metoda Sterna) oraz i_{kor} (A/cm²) gęstość prądu korozyjnego. Badania prowadzone były w roztworze Ringera ($T = 37 \pm 1^\circ\text{C}$, $pH = 6,8 \pm 0,2$).

2.3. Badania impedancyjne

W celu określenia właściwości elektrochemicznych powierzchni przeprowadzono badania elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej (EIS) zgodnie z normami PN-EN ISO 10993-15:2005 oraz ASTM F746 - 04(2014) z wykorzystaniem systemu pomiarowego Auto Lab PGSTAT 302N wyposażonego w moduł FRA2. W badaniach zastosowano ten sam rodzaj elektrod. Badania zostały przeprowadzone w zakresie częstotliwości 10⁴ - 10³ Hz. Amplituda napięcia sinusoidalnego sygnału wzbudzającego wynosiła 10 mV. Podczas badań wyznaczono impedancyjne widma układu na których podstawie dopasowano układy zastępcze metodą najmniejszych kwadratów oraz wyznaczono liczbowe wartości oporności R i pojemności C. Badania prowadzone były w roztworze Ringera (T = 37 ± 1°C, pH = 6,8 ± 0,2).

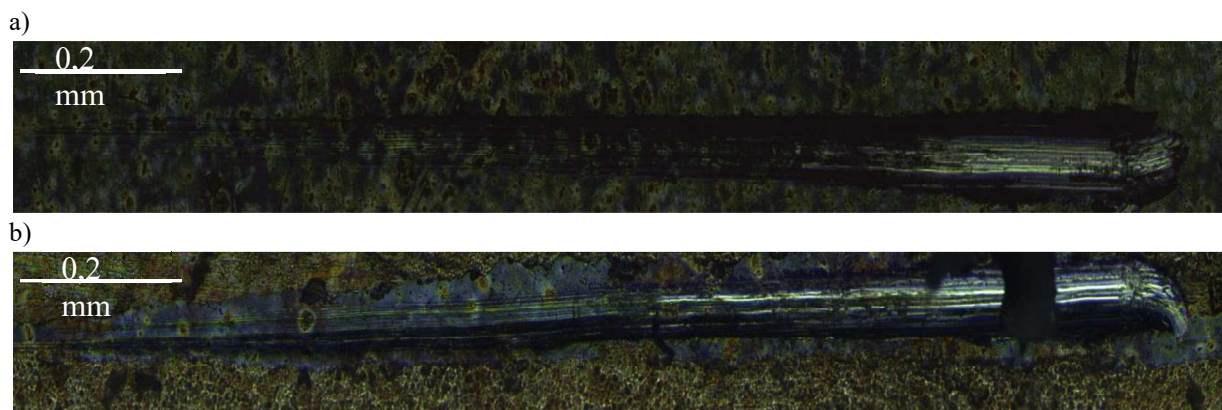
2.4. Pomiar kąta zwilżania

Pomiary kąta zwilżania wykonano z użyciem wody destylowanej (θ_w) (prod. Poch S.A.). Pomiar kroplę cieczy naniesioną na powierzchnię próbek został wykonany w temperaturze pokojowej ($T = 21^\circ\text{C}$) na stanowisku badawczym składającym się z goniometru SurfTens Universal firmy OEG oraz komputera z oprogramowaniem SurfTens 4.5 do analizy zarejestrowanego obrazu kropli. Pomiar rozpoczynano po 20 sekundach od momentu naniesienia kropli o pojemności 0,1 µl. Czas trwania jednego pomiaru wynosił 60 sekund z częstotliwością próbkowania 1 Hz.

3. WYNIKI BADAŃ

2.1. Wyniki badań własności mechanicznych

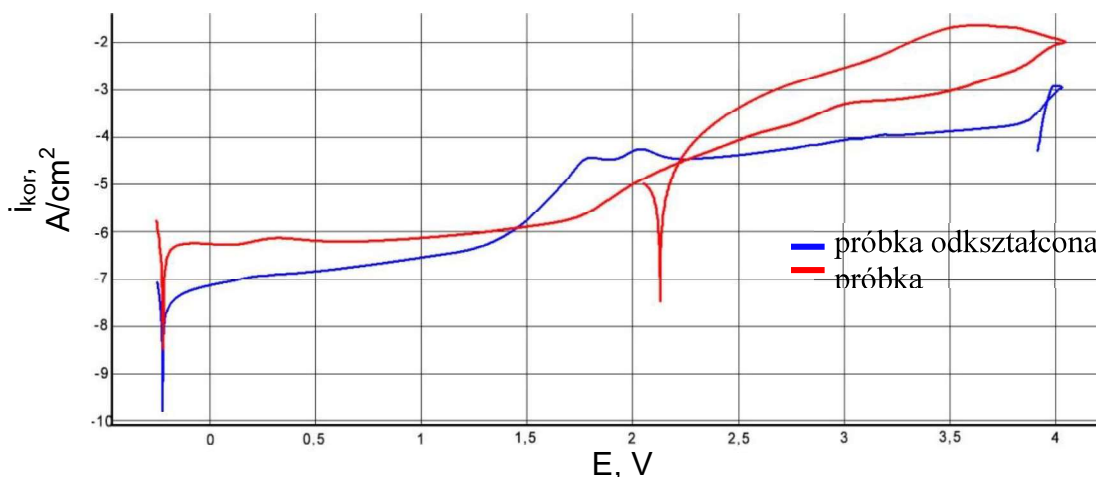
Uzyskane w ramach badań mechanicznych uśrednione wyniki pomiaru nanotwardości dla próbek odkształconych i nieodkształconych wynosiły odpowiednio: $H_{IT} = 1150 \pm 10$ MPa; $H_{IT} = 890 \pm 10$ MPa. Wykonano po 5 pomiarów dla każdego rodzaju próbek. W przypadku próbek odkształconych pomiary realizowano po wewnętrznej stronie zagięcia. Z kolei całkowita delaminacja warstwy SiO₂ następowała średnio przy wartości $L_{C2} = 11,9$ N dla próbek odkształconych i $L_{C2} = 15,3$ N dla próbek nieodkształconych. Postać zarysowania uzyskanego podczas badania scratch-test została przedstawiona na rys. 2.



Rys. 2. Postać zarysowania powstałego podczas badań scratch test: a) próbka nieodkształcona, b) próbka odkształcona

2.2. Wyniki badań potencjodynamicznych

Krzywe polaryzacji zarejestrowane dla próbek Ni-Ti z warstwą SiO₂ przed i po odkształceniu przedstawiono na rys. 3. Natomiast charakterystyczne wielkości opisujące odporność na korozję wżerową zestawiono w tabeli 1.



Rys. 3. Przykładowe krzywe polaryzacji stopu Ni-Ti dla próbek nieodkształconych i odkształconych

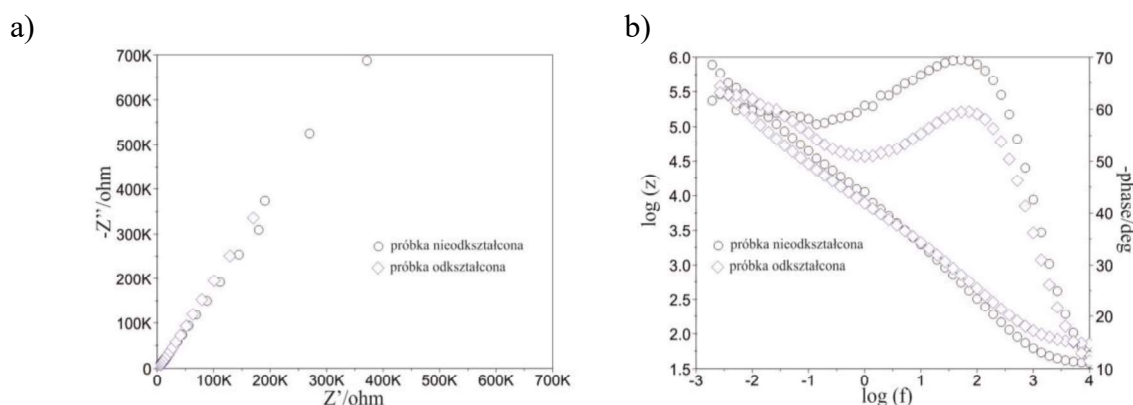
Tabela 1. Wyniki badań potencjodynamicznych

Rodzaj próbki	E_{kor} , mV	R_p , $k\Omega \cdot cm^2$	i_{kor} , $\mu\Omega/cm^2$
Nieodkształcona	-133	77	0,338
Odkształcona	-226	736	0,035

Niezależnie od rodzaju próbek nie stwierdzono obecności pętli histerezy świadczącej o inicjacji i rozwoju korozji wżerowej w zakresie zmian potencjału do wartości $E = +4000$ mV.

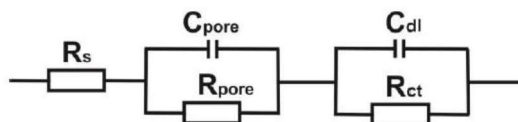
2.3. Wyniki badań impedancyjnych

Zarejestrowane widma impedancyjne dla próbek nieodkształconych oraz odkształconych przedstawiono na rys. 4 i 5, natomiast wartości parametrów zestawiono w tabeli 2.



Rys. 4. Widma impedancyjne zarejestrowane dla próbek nieodkształconych i odkształconych: a) diagram Nyquista, b) diagram Bode

Charakterystykę impedancji granicy faz warstwy SiO₂ – roztwór dokonano poprzez aproksymację danych eksperymentalnych EIS za pomocą fizycznego modelu elektrycznego obwodu zastępczego – rys. 5. Model ten opisuje tworzenie się dwóch pętli na diagramie Nyquista. Pętla rejestrowania przy wysokich częstotliwościach, której średnica zależy od potencjału odpowiada aktywności warstewki tlenkowej (SiO₂).



Rys. 5. Elektryczny obwód zastępczy dla układu korozyjnego Ni-Ti z warstwą SiO₂ - roztwór Ringer'a [5]

Na rys. 5 R_s oznacza opór roztworu Ringera, R_{pore} – rezystancję elektrolitu w porach, a C_{pore} – pojemność warstwy podwójnej (porowatej, wierzchniej), z kolei R_{ct} i C_{dl} – opór i pojemność warstwy tlenkowej. Zastosowanie dwóch elementów stałofazowych w elektrycznym obwodzie zastępczym korzystnie wpłynęło na jakość dopasowania krzywych wyznaczonych eksperymentalnie.

Tabela 2. Wyniki badań impedancyjnych

Rodzaj próbki	R_s , Ω	R_{pore} , $k\Omega$	C_{pore} , μF	R_{ct} , $M\Omega$	C_{dl} , μF
Nieodkształcona	26	9	356	4	381
Odkształcona	26	4	339	8	526

2.4. Wyniki pomiarów kąta zwilżania

Wartości kąta zwilżania niezależnie od rodzajów próbek wynosiły odpowiednio: dla próbki nieodkształconej: $\theta_w = 49,7^\circ$; dla próbki odkształconej $\theta_w = 49,2^\circ$.

3. PODSUMOWANIE WYNIKÓW BADAŃ

Otrzymane podczas badań wyniki wykazały jednoznacznie, że 11% odkształcenie implantu jest bezpieczne i nie wpływa na pogorszenie własności elektrochemicznych, a co za tym idzie biokompatybilności warstwy SiO₂ co jest zjawiskiem korzystnym. Adhezja warstwy w przypadku próbek po odkształceniu uległa nieznacznemu obniżeniu, natomiast uzyskane wartości obciążeń krytycznych wykazały bardzo dobre przyleganie warstwy SiO₂ do powierzchni stopu Ni-Ti przed i po odkształceniu w stosunku do innych podłoży

metalowych, takich jak stal Cr-Ni-Mo czy stop Ti-6Al-7Nb [4]. Odształcenie spowodowało również wzrost twardości co świadczy o lokalnym umocnieniu warstwy SiO₂ w miejscu zagięcia – nie powodowało to jednak obniżenia odporności korozyjnej drutów oraz zmiany wartości kąta który nie przekroczył 90° co wskazuje na charakter hydrofilowy powierzchni.

LITERATURA

- [1] Yang S., Zhou F., Xiao T., Xu D., Li Z., Xiao Z., Xiao Z.: Surface modification with SiO₂ coating on biomedical TiNi shape memory alloy by sol-gel method. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, vol. 25, 2015, p. 3723-3728.
- [2] Smieszek A., Donesz-Sikorska A., Grzesiak J., Krzak J., Marycz K.: Biological effects of sol-gel derived ZrO₂ and SiO₂/ZrO₂ coatings on stainless steel surface – In vitro model using mesenchymal stem cells. Journal of Biomaterials Applications, vol. 29, 2014, p. 699-714.
- [3] Walke W., Paszenda Z., Karasiński P., Marciniak J., Basiaga M.: Investigations of mechanical properties of SiO₂ coatings deposited by sol-gel method on cpTi and Ti-6Al-7Nb alloy. Journal of Materials: Design and Applications, vol. 230, 2015, p. 799-804.
- [4] Walke W., Paszenda Z., Basiaga M., Karasiński P., Kaczmarek M.: EIS study of SiO₂ oxide film on 316L stainless steel for cardiac implants. Information technologies in biomedicine, vol. 4, 2014, p. 403-410.
- [5] Król A., Walke W., Basiaga M.: Ocena wybranych własności użytkowych warstwy SiO₂ naniesionej na powierzchnię stopu Ni-Ti. Aktualne problemy biomechaniki, Zeszyt nr 9, 2015, s. 61-66.

THE EVALUATION OF THE PHYSICAL AND CHEMICAL PROPERTIES OF SiO₂ LAYER IN THE CONDITION OF DEFORMATION

Abstract: The project preformed researches corrosion resistance, hardness and adhesion of SiO₂ layer on Ni-Ti alloy. Researches were realized on deformed and not deformed specimen. Corrosion resistance research was performed by using potentiodynamic and impedance methods in conditions which simulate tissue environment – Ringer solution. Adhesion layer to metal substrate was evaluate by scratch test method. To get the hardness of layer the Vickers method with indenter Berkovich was used. The studies which were done did not show significant changes of physical-chemical properties for deformed and not deformed specimen.

Sylwia ŁAGAN¹, Natalia DUL²

¹Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

²Studenckie Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej CANCRICAT przy Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

OCENA ZMIAN WYBRANYCH WŁAŚCIWOŚCI PROTEZ GŁOSU PRZECHOWYWANYCH W ROZTWORZE SOLI FIZJOLOGICZNEJ NA PODSTAWIE BADAŃ KĄTA ZWILŻANIA

Streszczenie: Obiektem badań jest proteza głosowa stała, zakładana przez lekarza, wykonana z dimetylpolysiloksanu, materiału biokompatybilnego, stosowana jako połączenie między tchawicą a przełykiem po całkowitej laryngektomii. Ocenie laboratoryjnej poddano parametry kąta zwilżania warstwy wierzchniej protezy oraz swobodnej energii powierzchniowej metodą Owens'a-Wendt'a po 10-ciu i 17-stu tygodniach przechowywania w roztworze soli fizjologicznej (0,9% NaCl), w temperaturze 40°C.

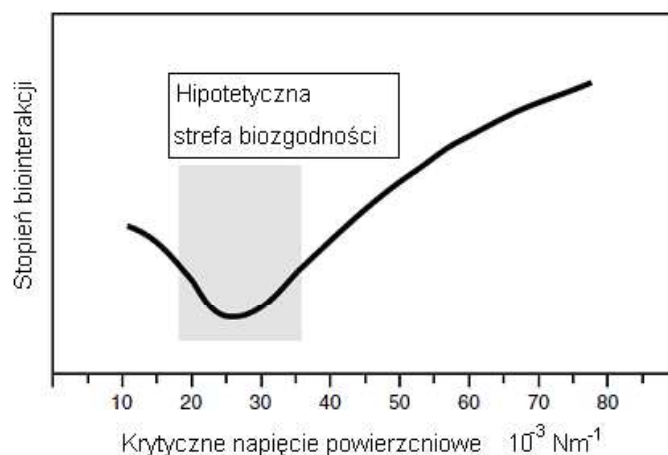
Słowa kluczowe: proteza głosowa, zwilżalność, swobodna energia powierzchniowa (SEP), metoda Owens'a-Wendt'a, bioreaktywność, wykres Zismana

1. WSTĘP

Wykorzystanie wielu materiałów polimerowych na wyroby medyczne, a szczególnie implanty, determinowane jest poprzez właściwości warstwy wierzchniej materiału, z którego są one wykonane. Warstwa wierzchnia, charakteryzująca się często odmienną strukturą od rdzenia materiału poddawana jest działaniu różnych czynników w zależności od przeznaczenia wyrobu. Przez kontakt z warstwą wierzchnią organizm żywy reaguje na biomateriał. W dobie rozwoju inżynierii biomateriałów, w tym inżynierii powierzchni, koniecznym staje się ocena bioreaktywności materiału w kontakcie z żywym organizmem. Agresywne środowisko biologiczne działające długoterminowo na materiał implantu może powodować destabilizację układu biologiczno-chemicznego i biomechanicznego a efekty zmian dla organizmu stać się mogą niebezpieczne [5]. Do najważniejszych parametrów materiału implantacyjnego, które mogą korelować z bioreaktywnością należą takie parametry jak: hydrofilowość/hydrofobowość, obecność grup funkcyjnych, chropowatość [1,2]. Definicja bioreaktywności wg Ratnera określa zdolność materiału do wywołania określonej odpowiedzi tkanki/komórki [8]. Do podstawowych reakcji na zaimplantowany materiał zalicza się: adsorpcję białek, adhezję bakterii, fagocytozę, hemolizę, aktywację płytek, adhezję płytek, biodegradację [3,4,5]. Oddziaływania pomiędzy powierzchnią materiału

implantacyjnego a środowiskiem biologicznym *in vitro* lub *in vivo* ściśle związane są z właściwościami warstwy wierzchniej materiału takimi jak: topografia, skład chemiczny, zwilżalność i energia powierzchniowa [6,7,10]. Swobodna energia powierzchniowa SEP (z ang. *SFE Surface Free Energy*) wykorzystywana jest do oceny stopnia oddziaływania pomiędzy warstwą wierzchnią materiału a organizmem żywym. Wysokie wartości energii powierzchniowej sprzyjają adsorpcji białek i będącej jej następstwem adhezji komórek, odwrotne zjawisko występuje dla materiałów z niską wartością energii powierzchniowej. Według zaproponowanej przez Roberta Baier'a hipotezy [1], powierzchnia materiału z tzw. krytyczną energią powierzchniową (γ_C) na poziomie $20\div 30$ [10^{-3} N/m] charakteryzuje się atrombogennością i została określona jako hipotetyczna strefa biokompatybilności, rozumianej jako strefa minimalnej adhezji komórek (rys. 1). Natomiast materiały charakteryzujące się krytyczną energią powierzchniową powyżej 40 [10^{-3} N/m] sprzyjają adhezji komórek.

Należy jednak pamiętać, iż w badaniach laboratoryjnych *in vitro* symuluje się warunki środowiska naturalnego, zatem obarczone one są pewnym błędem. Jednakże koszt oraz względy etyczne badań klinicznych *in vivo*, szczególnie na wczesnym etapie, kieruje uwagę badaczy ku badaniom laboratoryjnym. Dlatego w niniejszej pracy podjęto próbę oceny możliwości wyznaczenia poziomu bioreaktywności materiału silikonowego przeznaczonego na implanty długoterminowe na przykładzie protezy głosu w warunkach symulowanego środowiska biologicznego. W oparciu o uzyskane wyniki przeprowadzono analizę aspektu bezpiecznego przebywania w organizmie protezy, z uwagi na możliwość zmiany parametrów fizycznych i ryzyko osadzania bakterii wywołujących stany zapalne, przez które istnieje konieczność częstego czyszczenia protezy, a nawet jej wymiany.



Rys. 1. Relacja między biokompatybilnością i krytycznym napięciem powierzchniowym ciała stałego [1,8]

2. MATERIAŁ I METODY

Obiektem badań była proteza głosowa Provox2, wykonana z dimetylpolysiloksanu, która jest jedną z najczęściej stosowanych w Polsce. Zaleca się ją po całkowitej laryngektomii krtani. Wszczepialna proteza głosowa Provox2 ma na celu polepszenie komfortu pacjenta i szybszą naukę mowy. Celem pracy była ocena zmian zwilżalności warstwy wierzchniej oraz oznaczenie swobodnej energii powierzchniowej dwóch protez głosowych Provox2 różniących się rozmiarem (wg oznaczeń producenta: 6 i 12.5). Protezy przechowywano w warunkach symulowanego środowiska biologicznego, w roztworze soli fizjologicznej (0,9% NaCl), w temperaturze 40°C , przez okres 122 dni (jest to średni zalecany czas przebywania w ciele pacjenta protezy).

Pomiar kąta zwilżania cieczą naniesioną na warstwę wierzchnią protezy został wykonany na stanowisku badawczym złożonym z aparatu Advex Instruments wyposażonego w kamerę do wykonywania zdjęć kropli cieczy nanoszonych na powierzchnię materiału i programu See System do analizy zarejestrowanych obrazów. Krople cieczy pomiarowych o objętości 0,5 [μl] były nanoszone na powierzchnię badanych próbek przy użyciu mikropipety Vitrum. Dla każdej cieczy wykonano pomiar 10-ciu kropli. W badaniach wykorzystano metodę oznaczania swobodnej energii powierzchniowej materiału protezy głosowej na podstawie modelu obliczeniowego Owens'a-Wendt'a, wymagającego zastosowania dwóch cieczy, na potrzeby tej pracy: wody destylowanej i diiodometanu. Do oceny wartości krytycznej energii powierzchniowej wykorzystano wykres Zismana. W trakcie badań wykonywano również pomiar zmiany masy jako wyznacznik destabilizacji parametrów fizycznych na skutek obecności środowiska mokrego (wchłaniania cieczy inkubacyjnej oraz adhezję składników organicznych). Przeprowadzono również wywiad z dwoma pacjentami z zaimplantowanymi protezami głosowymi.

2.1. Model Owensa-Wendta

Zastosowany w analizach model Owens'a-Wendt'a wymaga stosowania dwóch cieczy, jednej polarnej, drugiej dyspersyjnej oraz wykorzystania następujących wzorów analitycznych (1) i (2):

$$\gamma_S = \gamma_S^d + \gamma_S^p \quad (1)$$

γ_S^d - składowa dyspersyjna (Lifshitz-Van der Walls'a {LW})

γ_S^p - składowa polarna (Lewis kwas-zasada {AB})

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

W równaniu (2) występują dwie niewiadome (γ_S^d oraz γ_S^p), zatem nie wystarcza ono do wyznaczenia wartości swobodnej energii powierzchniowej. Dlatego w pomiarach kąta zwilżania wykorzystuje się dwie ciecze, co prowadzi do uzyskania układu równań liniowych ze współczynnikami o stałych wartościach. Pomiarzy kąta zwilżania wykorzystano do określenia wartości krytycznej energii powierzchniowej metodą Zismana. Przyjęte do obliczeń wartości swobodnych energii powierzchniowych (SEP) oraz ich składowe: polarną i dyspersyjną dla wykorzystanych metod podano w tabeli 1.

Tabela 1. Wartości SEP i poszczególnych ich składowych dla wykorzystanych cieczy pomiarowych [1]

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

2.2. Metoda Zismana

W pomiarach metodą Zismana wykorzystuje się kilka cieczy z danego szeregu homologicznego, a na podstawie wyników doświadczalnych generuje się wykres w układzie współrzędnych, w którym oś odciętych stanowi wartość γ_L wykorzystanych cieczy, natomiast na osi rzędnych definiuje się funkcję *cosinus* kątów zwilżania θ_i . Metoda ta polega na ekstrapolacji wyników pomiarów kąta zwilżania warstwy wierzchniej materiału cieczami

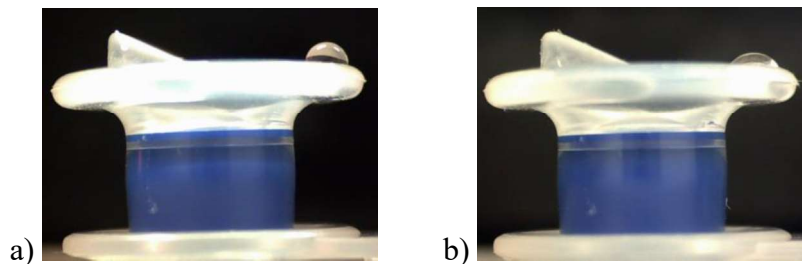
z szeregu homologicznego do punktu $\cos\theta = 1$ wyznacza się γ_C wyznaczając tzw. krytyczną swobodną energię powierzchniową γ_C . Dokonując odpowiednich przekształceń można opisać zależność między swobodną energią powierzchniową γ_S a krytyczną swobodną energią powierzchniową γ_C zależnością (3):

$$\gamma_S = \frac{(b \cdot \gamma_C + 1)^2}{4b} \quad (3)$$

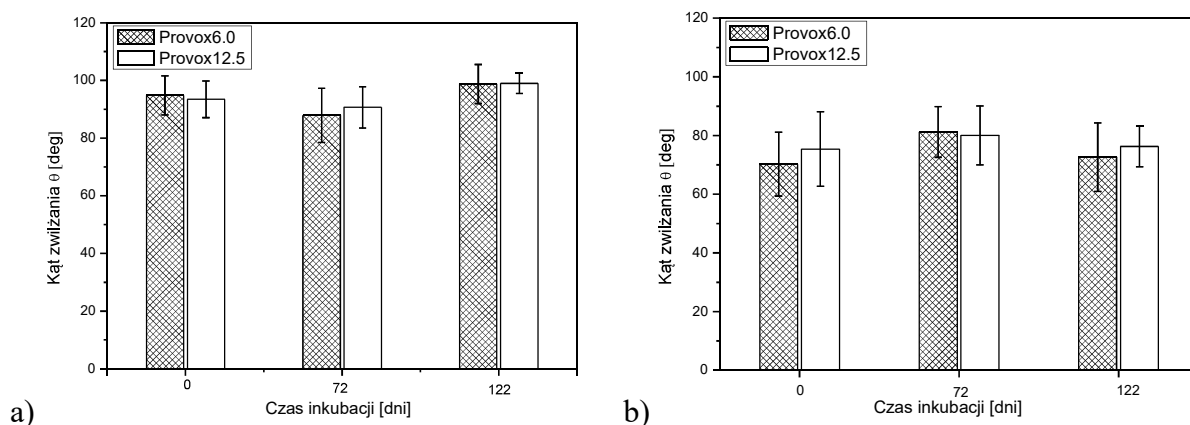
gdzie: γ_S - swobodna energia powierzchniowa ciała stałego, [mJ/m²],
 γ_C - krytyczna swobodna energia powierzchniowa, [mJ/m²],
 $b = \tan\alpha$ - kąt nachylenia prostej aproksymującej wyniki pomiarów [rad].

3. WYNIKI

Efektom zrealizowanych badań było otrzymanie wartości kąta zwilżania powierzchni protez głośowych Provox2. Przykładowe zdjęcia kropli wody destylowanej oraz diiodometanu naniesionych na powierzchnię implantu przedstawiono na rysunku 2. Wykonano pomiary po wyjęciu protezy z opakowania (pomiar referencyjny - 0 dni) oraz po 10-ciu i 17-stu tygodniach (72 dni i 122 dni) przechowywania w roztworze soli fizjologicznej o temperaturze 40 °C. Wyniki zmian wartości kątów zwilżania warstwy wierzchniej protezy przedstawia rysunek 3.



Rys. 2 Zdjęcie kropli na powierzchni protezy: a) wody destylowanej, b) diiodometanu

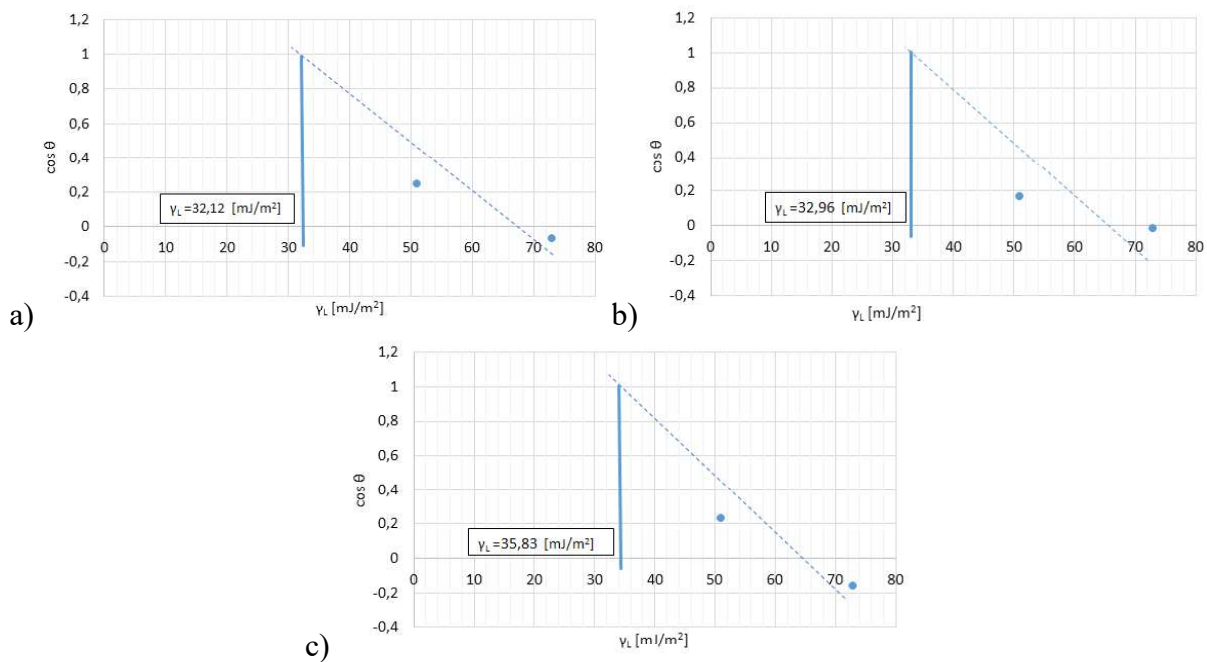


Rys. 3 Zmiana kąta zwilżania protezy głośowej cieczami pomiarowymi:
a) woda destylowana, b) diiodometan

Z otrzymanych wartości z pomiarów kąta zwilżania wyliczono wartości swobodnej energii powierzchniowej na podstawie modelu obliczeniowego Owens'a-Wendt'a (tabela 2), a także wyznaczono wartości krytycznej swobodnej energii powierzchniowej w oparciu o wykres Zisman'a, które posłużyły do oceny bioreaktywności protez (rys.4).

Tabela 2. Swobodna energia powierzchniowa obliczona na podstawie pomiarów kąta zwilżania przed i po inkubacji

Proteza	γ_s [mJ/m ²]		
	Czas przechowywania [dni]		
	0	72	122
Provox2 6.0	25,2±7,6	23,6±8,9	23,1±8,0
Provox2 12.5	23,4±8,7	22,8±8,4	21,4±9,1



Rys. 4. Zmiana wartości krytycznej energii powierzchniowej w oparciu o wykres Zismana dla protezy głosowej Provox 2 12.5: a) przed inkubacją, b) po 72 dniach inkubacji, c) po 122 dniach inkubacji

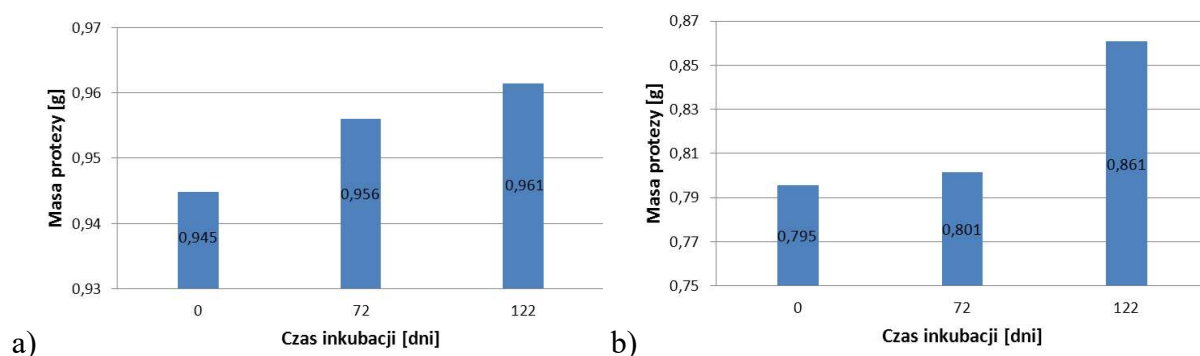
Widoczna jest niewielka zmiana wartości krytycznej energii powierzchniowej, pozostająca jednak w zakresie hipotetycznej biogodności materiału, co świadczy o stabilizacji bioreaktywności, jednak tendencja wzrostowa sugerować może przekroczenie sugerowanej granicy 40 [10^{-3} N/m] co będzie sprzyjać adhezji komórek, dlatego koniecznym jest przedłużenie badań aby określić bezpieczny czas użytkowania protezy.

Analiza wyników została odniesiona do informacji uzyskanych z przeprowadzonego wywiadu z dwoma pacjentami (M1, 62 lata, okres posiadania protezy: 2 miesiące oraz M2, 59 lat, okres posiadania protezy: 5 miesięcy) po całkowitej laryngektomii krtani, spowodowanej nowotworem krtani, z wszczepionymi protezami Provox2. Ogólnie mężczyźni byli zadowoleni z noszenia protezy i jej funkcji, jednak wskazywali na pewne dolegliwości związane z protezą, które wpływają na jakość życia tj.: konieczność częstego czyszczenia z powodu zapychania się protezy przez ślinę, konieczność rozdrabniania potraw w celu ograniczenia bólu podczas przelatywania, pojawianie się ropienia. Pacjent 2 był przygotowywany do wymiany protezy, ponieważ na obecnej tworzył się stan zapalny.



Rys. 5. Wygląd protez głosowych po przechowywaniu przez 122 dni: a) Provox2 12.5, b) Provox2 6.0

Na rysunku 5 przedstawiono protezę głosową Provox2 po 122 dniach inkubacji, widoczne jest odkształcenie się paska zabezpieczającego przed wypadnięciem, które może skutkować obluzowaniem się w ciele pacjenta lub wypadnięciem protezy. W wyniku przeprowadzonych analiz, badań i obserwacji można wnioskować na temat wpływu symulowanego środowiska biologicznego na zmianę parametrów protezy. Przechowywanie protezy w podwyższonej temperaturze w środowisku soli fizjologicznej spowodowało przyrost masy o 8% dla protezy Provox2 12.5 i 2% dla protezy Provox2 6.0 po 17-tu tygodniach przechowywania (rys. 6). Świadczy to o możliwości reakcji materiału w formie chłonności.



Rys. 6. Rozkład zmiany masy protezy głosu: a) Provox2 12.5, b) Provox2 6.0

4. WNIOSKI

Powierzchnie protez Provox2 wykazują charakter silnie hydrofobowy, co wpływa na ograniczenie adhezji komórek. Zaobserwowane zmiany wartości kąta zwilżania oraz swobodnej energii powierzchniowej mogą służyć do oceny wpływu środowiska wodnego na zmiany właściwości warstwy wierzchniej protezy oraz oceny postępu procesu degradacji.

Protezy głosowe Provox2 wykonane z dimetylopolisiloksanu, polimeru silikonowego, który charakteryzuje się wysoką odpornością na temperatury, zużycie chemiczne i utlenianie są przezroczyste, zgodne biologicznie, obojętne i nietoksyczne. Jednak niezależnie od tych cech, w praktyce klinicznej obserwuje się, że kilka miesięcy po założeniu protezy głosowe wykazują wyraźne oznaki pogorszenia właściwości. Stają się szorstkie i nieprzezroczyste, kształt ich ulega deformacji, zwiększają swoją objętość. Destabilizacja parametrów związana jest ze zmiennymi warunkami środowiska pracy protezy i powoduje, że protezy głosowe Provox2 wymagają okresowej wymiany, ze względu na pogarszające się parametry fizyczne

utrudniające prawidłowe utrzymanie funkcji mowy pacjenta jak również ewentualnego wycieku płynu z tchawicy do przełyku przez przetokę, w efekcie zmniejszonego przylegania protezy.

Procedury związane z utrzymaniem czystości protezy narażają silikon na zużycie mechaniczne (czyszczenie specjalną szczoteczką). Erozja silikonu wynika również z adhezji drobnoustrojów, które są w stanie przeniknąć przez strukturę materiału. W związku z tym, silikon, w kontakcie z biofilmem, przechodzi proces degeneracji strukturalnej i traci właściwości takie jak elastyczność i jednorodność struktury.

Zmiany kształtu i utrata przezroczystości zostały zaobserwowane w protezach Provox2 również w pracy [5], ponadto stały kontakt z bakteriami żywności oraz powszechnie występującymi zarówno w układzie pokarmowym jak i dróg oddechowych, powodował wzrost biofilmu, który jest antagonizowany przez układ immunologiczny, powodując wytwarzanie rodników beztlenowych, w szczególności uwalnianych przez monocyty i neutrofile, zdolnych do wywołania chemicznej reakcji łańcuchowej w procesie utleniania. Istnieją możliwości hamowania wzrostu biofilmu bakteryjnego przez wprowadzenie substancji przeciwbakteryjnych na powierzchni lub w samej matrycy silikonowej za pomocą techniki powlekania metali (np. srebra, złota, tytanu). Ponadto rozwój biofilmu może być hamowany za pomocą zabiegów profilaktycznych, takich jak stosowanie probiotyków [3,4,9].

W celu oznaczenia odległych wyników należy wydłużyć czas przechowywania oraz wykorzystać różnorodne media o pH zbliżonym do organizmu ludzkiego. Zaobserwowany wzrost wartości krytycznej energii powierzchniowej sugeruje możliwość aktywacji adhezji mikroorganizmów, proliferację komórek na powierzchni materiału i wzrost bioreaktywności.

LITERATURA

- [1] Baier R.E.: The role of surface energy in thrombogenesis. *Bull. N.Y. Acad. Med.*, vol. 48(2), 1972, p. 257–272.
- [2] Barshilia H.C., Mohan D.K., Selvakumar N., Rajam K.S.: Effect of substrate roughness on the apparent surface free energy of sputter deposited superhydrophobic polytetrafluoroethylene thin films, *Applied Physics Letters*, vol. 95, 033116, 2009.
- [3] Bertl, K., Zatorska, B., Leonhard, M., Matejka, M., Schneider-Stickler, B.: Anaerobic and microaerophilic pathogens in the biofilm formation on voice prostheses: A pilot study, *The Laryngoscope*, vol. 122, 2012, p. 1035–1039.
- [4] Bertl, K., Zijngge, V., Zatorska, B., Leonhard, M., Schneider–Stickler B., Harmsen, H. J. M.: Oral cavity anaerobic pathogens in biofilm formation on voice prostheses, *Head Neck*, vol. 37, 2015, p. 524–529.
- [5] Fusconi M., Taddei A.R., Gallo A., Conte M., Virgilio A., Greco A, Lo Vasco V.R., Macr G.F., Roma R., Volpini F., Benincasa A.T., Vincentiis M.: Degradation of Silicone Rubber Causes Provox2 Voice Prosthesis Malfunctioning, *Journal of Voice*, vol. 28(2), 2014, p. 250–254.
- [6] Kajzer A., Kajzer W., Dzielicki J., Matejczyk D.: The study of physicochemical properties of stabilizing plates removed from the body after treatment of pectus excavatum, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 17, no. 2, 2015, DOI: 10.5277/ABB-00140-2014-02 35-44.
- [7] Liber-Kneć A., Łagan S.: Zastosowanie pomiarów kąta zwilżania i swobodnej energii powierzchniowej do charakterystyki powierzchni polimerów wykorzystywanych w medycynie, *Polimery w Medycynie*, nr 44, vol. 1, 2014, s. 29–37.
- [8] Ratner B.D., (et al.): *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, Elsevier 2004, New York.

- [9] Tan Y., Leonhard M., Moser D., Ma S. Schneider-Stickler B.: Long-term antibiofilm activity of carboxymethyl chitosan on mixed biofilm on silicone, *The Laryngoscope*, 2016, doi:10.1002/lary.26096.
- [10] Żenkiewicz M.: Methods for the calculation of surface free energy of solids, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, vol. 24, issue 1, 2007, p. 137–145.

ASSESSMENT OF CHANGE SELECTED PROPERTIES OF THE VOICE PROSTHESIS STORAGE IN A SOLUTION PHYSIOLOGICAL SALINE OF THE BASIS OF THE CONTACT ANGLE MEASUREMENTS

Abstract: The object of the research is the voice prosthesis fixed, assumed by a doctor, made of dimethylpolysiloksanu, biocompatible material, used as a connection between the trachea and the esophagus after total laryngectomy. Laboratory parameters were assessed contact angle of the surface layer of the prosthesis and the surface free energy by Owens-Wendt equation after 10 and 17 weeks of storage hundred saline solution (0.9% NaCl) at 40 °C.

Agnieszka MATERAC¹, Adam NIESŁONY¹

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

PORÓWNANIE METODY KLEJENIA ORAZ PRZYKRĘCANIA KORONY ZĘBA DO ŁĄCZNIKA IMPLANTU STOMATOLOGICZNEGO PRZY POMOCY ANALIZY MES

Streszczenie: Istnieją dwie metody osadzania sztucznej korony zęba na łączniku. Wyróżniamy klejenie (cementowanie), które jest kosztowną metodą, ale pozostawia bardzo zadowalający efekt końcowy leczenia oraz przykręcanie korony zęba – tańsze, jednak problematyczne i pozostawia ślady lakowania na koronie. W artykule przedstawiono porównanie wytrzymałości poszczególnych połączeń przeprowadzone przy pomocy Metody Elementów Skończonych. Uproszczone modele zostały poddane sile równej 100N oraz 500N.

Słowa kluczowe: cement, klejenie, przykręcanie korony, łącznik, implant stomatologiczny

1. WSTĘP

W obecnych czasach estetyka stawiana jest na wysokim miejscu w naszym życiu. To właśnie poczucie estetyki prowadzi pacjentów w kierunku uzupełniania ubytków jamy ustnej. Pomimo wysokiej ceny najczęściej wybieraną metodą zastępowania braku uzębienia są implanty stomatologiczne. Wysoka cena zabiegu jednak nie gwarantuje stuprocentowego powodzenia leczenia implantacyjnego. Najczęstsze problemy stanowią te, które związane są z procesami osteointegracji (procesy zrastania się tytanowej śruby implantu z kością, w której śruba została osadzona), stabilizacji konstrukcji implantu oraz mocowaniem sztucznej korony zęba na łączniku implantu. Wciąż brak efektywnych wyników badań wytrzymałościowych, szczególnie nad ostatnim zagadnieniem.

Wyróżnia się dwa rodzaje połączenia korony zęba do konstrukcji implantu stomatologicznego, które spotyka się w implantologii stomatologicznej: przykręcanie oraz klejenie zwane również cementowaniem. Metody te różnią się od siebie: wykorzystywanymi materiałami do tego celu, kształtem elementów łączonych, metodyką, ale także efektem końcowym i estetycznym oraz wytrzymałością połączenia [3].

W pracy przedstawiono analizę wytrzymałości omawianych połączeń korony zęba do łącznika implantu. Celem jest porównanie tych dwóch połączeń. Do analizy zastosowano Metodę Elementów Skończonych, typowe kształty połączenia oraz prostą koronę zęba bez nawisów.

2. METODY MOCOWANIA KORONY ZĘBA NA ŁĄCZNIKU IMPLANTU

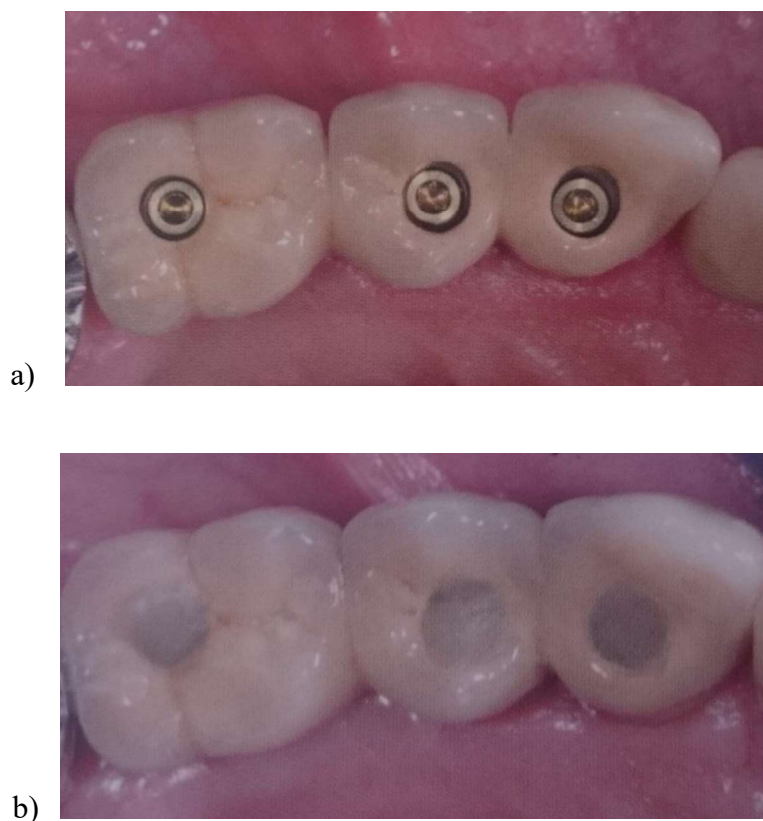
Sposób połączenia korony z metalowym łącznikiem jest jednym z bardziej istotnych czynników wpływającym na efekt końcowy i powodzenie całego zabiegu uzupełnienia ubytków. To dobrze dopasowana korona stanowi kwintesencję leczenia implantacyjnego opartego o aspekty estetyczne. Potrzebne są jeszcze stosowne badania, aby uzupełnić je o aspekty wytrzymałościowe. Każdy z dwóch omawianych sposobów połączenia posiada swoje wady i zalety.

2.1. Przykręcanie korony zęba

Połączenie śrubowe jest połączeniem nieskomplikowanym i charakteryzuje się zazwyczaj mniejszym wydatkiem pieniężnym dla pacjenta. Jednocześnie jest bardziej wytrzymałe na siły okluzyjne występujące w jamie ustnej pacjenta.

Metoda przykręcania korony zęba polega na zamontowaniu w implancie standardowego łącznika lub takiego z pochyłem 15°, 20° lub 30°. Na łączniku umieszcza się sztuczną koronę zęba z odpowiednim otworem dla śruby, którą skręcane są te dwa elementy. Na koniec otwory zostają zalakowane [2, 3].

Niestety efekt końcowy nie należy do najbardziej estetycznych (rys. 1), a w razie problemów związanych z barwą czy wielkością korony zęba, zalakowane połączenie utrudnia usunięcie korony i ponowne jej założenie [3]. Ze względu na estetykę metody najczęściej stosuje się ją na górne tylne zęby tam, gdzie nie będą widoczne lakowane otwory podczas codziennego funkcjonowania jamy ustnej pacjenta.



Rys. 1. Efekt metody przykręcania korony zęba: a) przed lakowaniem otworów, b) efekt końcowy po lakowaniu [3]

2.2. Przyklejanie korony zęba (cementowanie)

Klejenie jest najbardziej popularną i najczęściej stosowaną metodą. Jest droższa niż przykręcanie korony, ale zapewnia znacznie korzystniejszy efekt estetyczny (rys. 2). Przede wszystkim po jej zastosowaniu nie zostają widoczne miejsca lakowania otworów. Ponadto, klej ułatwia dostęp do łącznika i korony w razie konieczności jej usunięcia.



Rys. 2. Efekt końcowy metody klejenia korony zęba [3]

Wytrzymałość połączenia niestety nie jest tak wysoka jak w przypadku poprzedniej metody [3]. Prowadzi to do dość częstego wypadania korony z konstrukcji implantu na skutek dużego i zmiennego obciążenia złącza. Negatywny wpływ również ma środowisko biologiczne jamy ustnej, które oddziałuje na strukturę implantu oraz wytrzymałość materiałów protetycznych [4]. Dla powodzenia tej metody znaczenie ma także kształt, wielkość korony, jak i również zastosowanie nawisów.

3. MATERIAŁY I METODY BADAŃ

3.1. Materiały wykorzystane do badań

Głównymi materiałami stosowanymi w implantologii stomatologicznej są tytan, stале nierdzewne lub stop kobaltowo-chromowy, porcelana stomatologiczna oraz cementy kompozytowe. Taki rodzaj cementu posiada najlepsze właściwości mechaniczne spośród cementów stosowanych do klejenia. Charakteryzuje się w szczególności największą wytrzymałością na ściskanie i rozciąganie, co jest bardzo ważnym aspektem w prawidłowym funkcjonowaniu uzupełnień jamy ustnej przy jej codziennej pracy. Ponadto są niezwykle estetyczne na skutek barwy zbliżonej do koloru tkanek zębów, a co najważniejsze – zapewniają największą siłę połączenia z tkankami i materiałami oraz szczelność [7, 9]. Cementy stosowane są także na odbudowę ubytku w zębie pacjenta lub przy osadzeniu innych uzupełnień protetycznych.

Do badań wykorzystany został najpopularniejszy i powszechnie stosowany klej o handlowej nazwie RelyX Unicem. Klej RelyX Unicem jest cementem na bazie tlenku cynku bez eugenolu w swoim składzie, dzięki czemu może być stosowany jako klej mocujący koronę zęba na łączniku, a także jako materiał do wykonywania precyzyjnych uzupełnień ubytków w naturalnym zębie. Te możliwości zapewnia przede wszystkim mocne wiązanie kleju z materiałem oraz kremowa barwa cementu, która odpowiada naturalnej barwie uzębienia ludzi [1].

Stop kobaltowo-chromowy stosuje się w implantologii stomatologicznej na wszystkie metalowe elementy implantu: śrubę mocującą konstrukcję i śrubę mocującą koronę oraz

łącznik. Stop jest wysoko odporny na korozję, a także nie jest inwazyjny dla środowiska w jamie ustnej organizmu.

Tabela 1. Własności materiałów użytych do analizy [6-7]

Material	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona
Tytan Ti-6Al-4V	110 000	0,32
Stop kobaltowo-chromowy	220 000	0,30
Porcelana stomatologiczna	612 000	0,19
Klej RelyX Unicem	39 000	0,35

Tab. 1 zawiera zestawienie stałych materiałowych wykorzystanych w analizie przy pomocy Metody Elementów Skończonych.

3.2. Metoda Elementów Skończonych

Do analizy Metodą Elementów Skończonych przygotowane zostały uproszczone modele poszczególnych elementów konstrukcji. Powstaną z nich dwa modele całościowe implantów stomatologicznych:

- model z koroną zęba przyklejaną do łącznika,
- model, do którego korona zęba jest przykręcona.

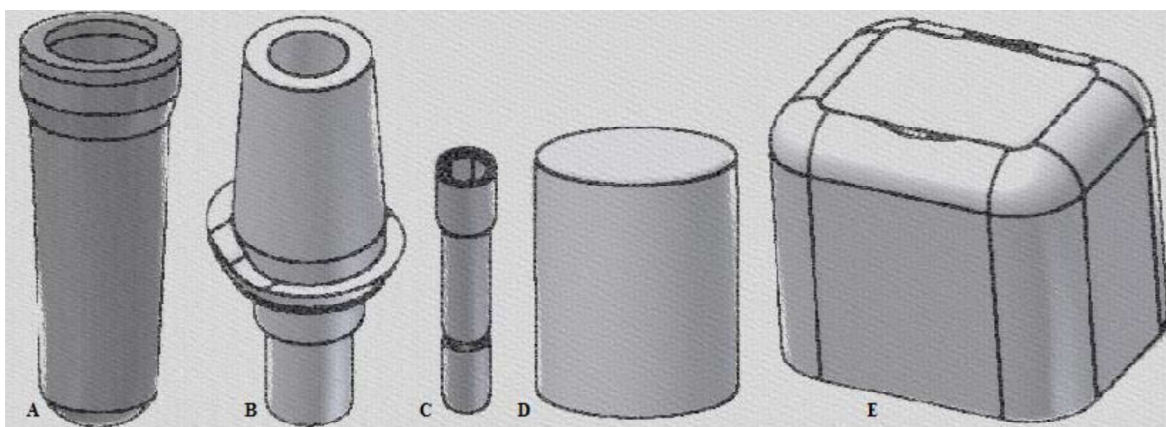
Pierwszy model składać się będzie z uproszczonego modelu:

- śruby implantu (o długości $l=16$ mm i $\phi 6$ mm),
- łącznika (o wymiarach $l=17$, największej średnicy $\phi 7,8$ i średnicy górnej $\phi 4,8$),
- śruby mocującej łącznik (o wymiarach $l=14$ i $\phi 2,2$),
- warstwy kleju (o grubości 0,02),
- korony zęba (o długości $l=9,8$, szerokości $b=8$ i wysokości $h=9,5$).

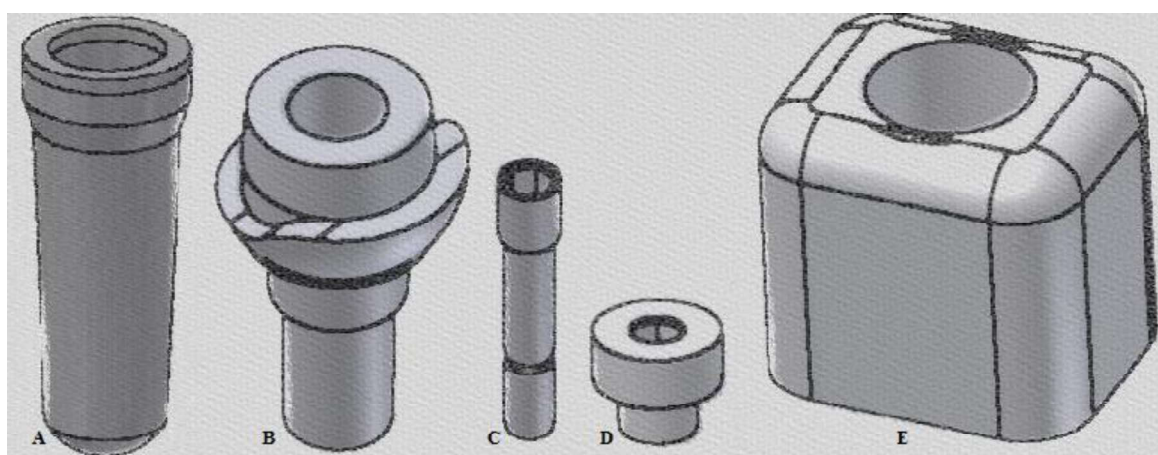
Składowe drugiego modelu to:

- śruba implantu (o długości $l=16$ mm i $\phi 6$ mm),
- łącznik (o wymiarach $l=12$, największej średnicy $\phi 7,8$ i średnicy górnej $\phi 5,9$),
- śruba mocująca łącznik (o wymiarach $l=14$ i $\phi 2,2$),
- śruba mocująca koronę (o wymiarach $l=4$ i $\phi 2,9$),
- korona zęba z otworem na śrubę (o wymiarach $l=9,8$, $b=8$ i $h=9,5$ z otworem $\phi 4,8$).

Wszystkie elementy zostały zaprojektowane w programie Autodesk Inventor Professional na podstawie rzeczywistego implantu stomatologicznego firmy CAMLOG[®]. Długość i średnica śruby dla obu modeli to odpowiednio $l=16$ mm i $\phi 6$ mm. Takie wielkości śrub stosuje się na zęby trzonowe. Wymiary korony zęba dla obu modeli opracowano na podstawie zdjęć tomograficznych pacjenta, który posiada ubytek w żuchwie w miejscu zęba numer 36 bez widocznego ubytku w kości pacjenta. Wykorzystane modele do analizy MES przedstawione zostały na rys. 3 i rys. 4.



Rys. 3. Uproszczone elementy konstrukcji dla implantu z połączeniem klejonym, gdzie: A – śruba implantu, B – łącznik, C – śruba mocująca łącznik, D – warstwa kleju, E – korona zęba



Rys. 4. Uproszczone elementy konstrukcji dla implantu z przykręcanym połączeniem, gdzie: A – śruba implantu, B – łącznik, C – śruba mocująca łącznik, D – śruba mocująca koronę z otworem na śrubę, E – korona zęba

Modele zostały poddane działaniu następujących sił [5]:

- 100 N – średnia siła najczęściej przytaczana w literaturze działająca na implant,
- 500 N – maksymalna siła zgryzu wytwarzana przez osoby posiadające parafunkcje zgryzu.

Osoby posiadające parafunkcje zgryzu (np. bruksizm) z założenia nie są klasyfikowane do leczenia implantacyjnego. Jednak w zależności od stopnia zaawansowania choroby, ostateczną decyzję podejmuje lekarz prowadzący zabieg.

Analiza MES została przeprowadzona przy pomocy programu FEMAP przy wykorzystaniu modułu obliczeniowego NX Nastran. Program również podzielił poszczególne elementy konstrukcji na elementy skończone.

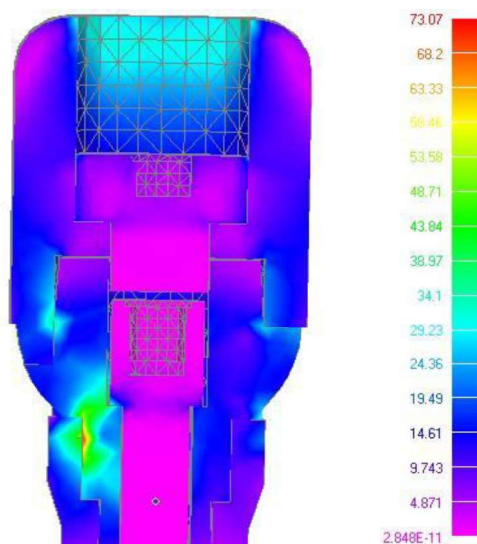
Śrubie implantu odebrano wszystkie stopnie swobody symulując jej umieszczenie w kości pacjenta i utwierdzono na jej powierzchni. Przy pomocy śruby mocującej umiejscowiono łącznik na implancie. Dla pierwszego modelu - połączenia klejonego, na łączniku osadzono zamodelowaną warstwę kleju i koronę zęba. Dla drugiego modelu natomiast - metody przykręcania, koronę z otworem osadzono za pomocą małej śruby mocującej. W obu przypadkach obciążenie zadano prostopadle do górnej powierzchni korony zęba, a także zastosowany został kontakt pomiędzy poszczególnymi elementami konstrukcji.

Każdemu elementowi zostały nadane odpowiednie własności materiałowe odpowiadające stałym materiałowym zawartym w tabeli 1. Własności materiałowe tytanu nadane zostały śrubom implantowym, własności stopu kobaltowo-chromowego nadano wszystkim

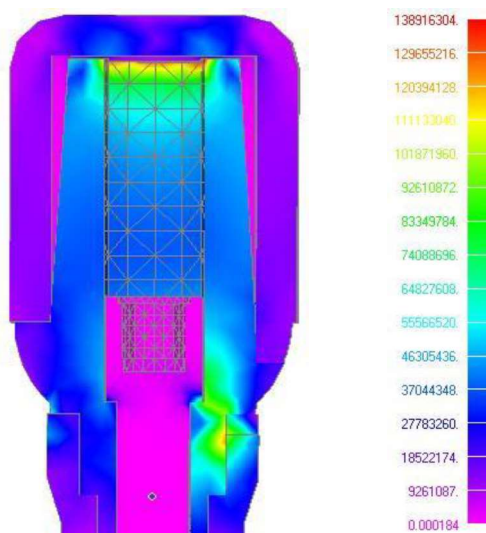
metalowym elementom: łącznikom, śrubom mocującym łącznik i śrubie mocującej koronę. Warstwa kleju otrzymała własności kleju RelyX, a korony zębów porcelany stomatologicznej.

4. WYNIKI ANALIZY

Na rys. 5 oraz rys. 6 przedstawiono przykładowe wyniki przeprowadzonej symulacji dla połączenia śrubowego oraz połączenia klejonego.



Rys. 5. Naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa dla połączenia śrubowego korony zęba przy obciążeniu równym 500N podane w megapascalach



Rys. 6. Naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa dla połączenia klejonego korony zęba z łącznikiem i przy obciążeniu równym 100N podane w pascalach

5. PODSUMOWANIE

Porównanie dwóch typów połączeń wykorzystywanych do osadzenia korony zęba na łączniku implantu stomatologicznego przy pomocy Metody Elementów Skończonych

pozwoiliła określić wartości maksymalne naprężeń występujących w połączeniu. Wielkości uzyskane w obu przypadkach dla standardowej korony nie różnią się od siebie znacznie.

Tabela 2. Wyniki analizy

Zadana siła	Wartości maksymalne naprężenia według hipotezy Hubera-Misesa	
	połączenie przykręcane	połączenie klejone
100N	15 MPa	14 MPa
500N	73 MPa	68 MPa

Wartości maksymalne naprężenia w obu metodach połączenia występują przy połączeniu implantu z łącznikiem. Wynika to z kształtu podstawy łącznika stosowanego przez firmę CAMLOG®. Taki łącznik został użyty do analizy. Wyniki analizy dla obu metod zostały zamieszczone w tabeli 2. Maksymalne naprężenia dla klejenia to 14MPa i 68MPa dla obciążenia równego odpowiednio 100N i 500N. Dla przykręcania korony wynosiły odpowiednio 15MPa oraz 73MPa.

Analiza wykazała, że wielkości maksymalne naprężeń dla obu przypadków nie różnią się znacznie od siebie. Wyniki sugerują jednakowe korzyści wytrzymałościowe zarówno dla metody przykręcania korony zęba, jak i dla metody klejenia. Badania odnosiły się do standardowej (pod względem wielkości) korony zęba. Stosowanie korony zęba przekraczającej standardowe procedury może znacząco wpłynąć na wytrzymałość konstrukcji implantu. Wartości maksymalne naprężeń dla klejonej korony zęba z nawisem są dziesięciokrotnie większe od wartości maksymalnych naprężeń klejonej korony standardowych rozmiarów [8].

LITERATURA

- [1] 3M ESPE: Materiały produktów firmy – RelyX.
- [2] CAMLOG: CONELOG® Implant System. Katalog produktów, 2012.
- [3] CAMLOG: Zbiór przypadków klinicznych. Zeszyt 1: Implantacje z wykorzystaniem systemów CAMLOG®.
- [4] Hajduga M., Zdziech T.: Wpływ środowiska jamy ustnej na uzupełnienie protetyczne metalowo-ceramiczne. *Mechanika w Medycynie*, 2010, s. 71-77.
- [5] Idzior-Haufa M., Hędzek W., Rzątownski Sz., Gajdus P., Rychlik M.: Ocena wybranych właściwości mechanicznych połączenia kładkowego wspartego na dwóch implantach – badania wstępne. *Protetyka Stomatologiczna*, nr 6, 2013, s. 441-449.
- [6] Kayabasi O., Yüzbasioglu E., Erzincali F.: Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, no 37, 2006, p.649-658.
- [7] Marzec-Gawron M., Michalska S., Dejak B.: Properties of contemporary resin cements and their adhesion to enamel and dentin. *Protetyka Stomatologiczna*, nr 3, 2012, s.173-180.
- [8] Materac A., Niesłony A.: Analiza stanu naprężenia w połączeniu łącznik-korona dla korony zęba z nawisem. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 9, 2015, s. 79-82
- [9] MIK A.: Cementy w medycynie. *Laboratoria.net*, 2013.

COMPARATIVE ANALYSIS OF ADHESIVE METHOD AND TOOTH CROWN SCREWING TO THE ABUTMENT OF DENTAL IMPLANT

Abstract: There are two methods of tooth crown deposition on the abutment. Adhesive (cementation) is an expensive method, but in the end the result of treatment is very satisfactory. Tooth crown screwing is cheaper, but more problematic and it remains the traces of sealant on the crown. The article presents a strength comparative of selected connections made using the Finite Element Method. Simplified models were subjected to a force equal to 100N and 500N.

Natalia MORAWSKA¹, Wiktoria WOJNICZ¹, Michał STAWICKI¹

¹Katedra Mechaniki i Mechatroniki, Politechnika Gdańska, Gdańsk

ZASTOSOWANIE EMG DO ANALIZY WYBRANYCH RUCHÓW KOŃCZYNY GÓRNEJ

Streszczenie: Celem badań było przeprowadzenie pomiarów sygnału mioelektrycznego czterech mięśni powierzchniowych lewej kończyny górnej, biorących udział w ruchach zginania-prostowania w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej. Rejestrację elektromiogramów (EMG) odprowadzono z: głowy długiej oraz bocznej mięśnia trójgłowego ramienia, głowy długiej mięśnia dwugłowego ramienia i mięśnia ramiennie-promieniowego. Wykazano, iż metoda może zostać wykorzystana do oceny funkcjonowania wybranych mięśni.

Słowa kluczowe: elektromiografia powierzchniowa, sygnał bioelektryczny, mięsień

1. WSTĘP

Elektromiografia powierzchniowa to podstawowe badanie elektroneurofizjologiczne, które służy do rejestracji elektrycznych potencjałów mięśni powierzchniowych. Umożliwia ocenę rozległości procesu chorobowego w wielu grupach mięśni powierzchniowych, a także służy do oceny pracy różnych grup mięśni [1].

Celem badania było sprawdzenie możliwości zastosowania elektromiografii powierzchniowej sEMG (ang. *surface electromyography*) do oceny funkcjonowania wybranych mięśni w wybranym ruchu kończyny górnej. Ruch zrealizowano poprzez zginanie kończyny górnej w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej ciała w zakresie 0-160° bez obciążenia zewnętrznego, gdzie 0° jest pozycją maksymalnego wyprost, zaś 160° – pozycją maksymalnego zgięcia lewej kończyny górnej w stawie łokciowym.

2. METODYKA BADAŃ ORAZ OBRÓBKI SYGNAŁU EMG

Badaniu poddano zdrową osobę płci męskiej w wieku 27 lat o mezomorficznym typie sylwetki, uprawiającą wysiłek fizyczny w umiarkowanym stopniu z częstotliwością 2 – 3 razy w tygodniu. Podczas badania, osoba badana znajdowała się w pozycji siedzącej. Tułów, kończyny dolne oraz prawa kończyna górna były unieruchomione. Przedramię znajdowało się w pozycji neutralnej. Osoba badana wykonywała płaskie ruchy zginania-prostowania w stawie łokciowym, przy jednoczesnym świadomym hamowaniu ruchów obręczy barkowej oraz w stawie ramiennym, stawie nadgarstkowym oraz w stawach ręki.

2.1. Charakterystyka sygnału mioelektrycznego

Komórki mięśniowe, jak i inne komórki organizmu człowieka, ulegające pobudzeniu, posiadają spoczynkowy potencjał elektryczny o wartości w przedziale od -70 mV do -80 mV [1]. Wynika to z różnej koncentracji jonów po obu stronach błony komórkowej: mniejszej koncentracji jonów K^+ oraz większej koncentracji Na^+ i Cl^- na zewnątrz komórki, w porównaniu do jej wnętrza. Różnica ta jest zachowana dzięki aktywności pompy sodowo-potasowej [2].

Wskutek przekroczenia określonego progu stężenia jonów wewnątrz komórki na błonie komórkowej pojawia się potencjał czynnościowy o szybko zmieniającej się wartości w przedziale od -80 mV do +30 mV. Zostaje wtedy wygenerowany krótkotrwały skurcz jednostkowy. Pomimo, iż pojedyncze potencjały czynnościowe włókien mięśniowych są niewielkie, dzięki ich sumowaniu czasowo-przestrzennemu w jednostkach motorycznych MU (ang. *motor unit*) możliwy jest proces makroskopowego skurczu mięśnia [1].

Sygnał mioelektryczny charakteryzuje się amplitudą o bardzo niskiej wartości (0,05 – 10 000) μV , która zależy od ilości jednostek motorycznych, biorących udział w skurczu mięśnia. Częstotliwość sygnału elektromiograficznego na połączeniu nerwowo-mięśniowym waha się w przedziale 3 ÷ 500 Hz [3].

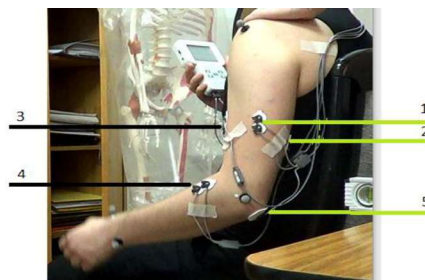
2.2. Wykorzystany sprzęt pomiarowy

Ze względu na ilość wybranych mięśni oraz założeniu, iż maksymalna częstotliwość sygnału elektromiograficznego wynosi 500 Hz, do badań wykorzystano 4-kanałowy rejestrator Noraxon MyoTrace 400 o częstotliwości próbkowania 1000 Hz oraz 500-krotnym wzmocnieniu. Do zarejestrowania i przetwarzania sygnału mioelektrycznego wykorzystano oprogramowanie MyoResearch XP. Do rejestracji zostały wykorzystane podwójne elektrody firmy Noraxon (Noraxon Dual EMG Electrode), których odległość środków dwóch okręgów wynosi 20 mm. Badanie analizy ruchu zostało zrealizowane za pomocą systemu Templo Contemplas.

2.3. Przygotowanie do badania oraz jego przebieg

Przed przystąpieniem do badań, skórę osoby badanej odpowiednio przygotowano: usunięto wierzchnią warstwę naskórka przy pomocy peelingu mechanicznego oraz oczyszczono 96% alkoholem etylowym.

Podczas przeprowadzania badań zarejestrowano sygnały potencjałów czynnościowych na brzuścach mięśni lewej kończyny górnej: głowy bocznej oraz długiej mięśnia trójgłowego ramienia (1, 2), głowy długiej mięśnia dwugłowego ramienia (3) oraz mięśnia ramiennie-promieniowego (4). Elektrode referencyjną umieszczono na wyrostku łokciowym (5). Umieszczenie elektrod przedstawia rys. 1.

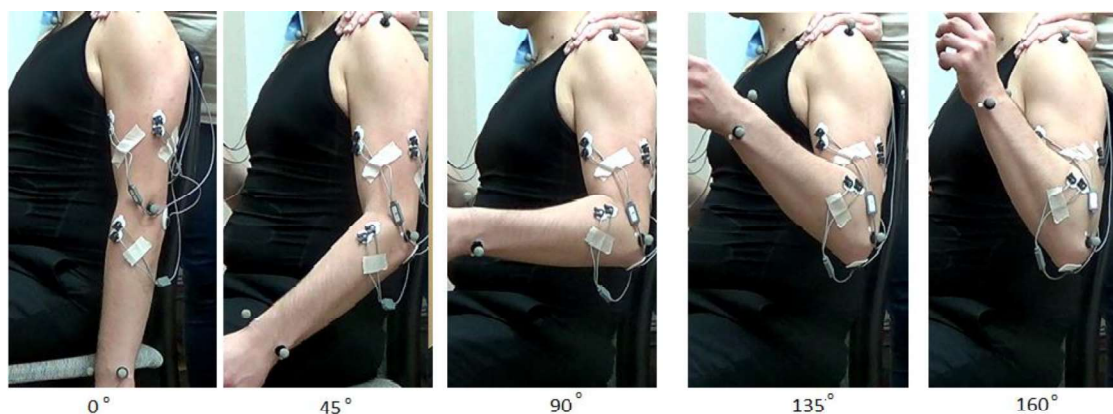


Rys. 1. Rozmieszczenie elektrod rejestrujących sygnał EMG: 1 - głowa boczna mięśnia trójgłowego ramienia, 2 – głowa długa mięśnia trójgłowego ramienia, 3 – głowa długa mięśnia dwugłowego ramienia, 4 – mięsień ramiennie-promieniowy

Zakres badań obejmował przeprowadzenie 3 ćwiczeń w 2 seriach, trwających po 30 s, z zachowaniem 2 min. przerwy pomiędzy seriami. Pierwsze ćwiczenie polegało na pełnej relaksacji mięśni, bowiem drugie na maksymalnym izometrycznym skurczu mięśni. Podczas trzeciego ćwiczenia polecono badanemu wykonanie izokinetycznego ruchu zginania-prostowania kończyny górnej ze średnimi częstotliwościami: 0,26 Hz, 0,56 Hz, 1 Hz w zakresie od pełnego wyprostowania do pełnego zgięcia kończyny górnej w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej.

2.3.1. Relaksacja mięśni. Pomiar maksymalnego skurczu dowolnego MVC

Badanie rozpoczęto od pełnej relaksacji mięśni w swobodnej, siedzącej pozycji anatomicznej. Relaksacja mięśnia, z fizjologicznego punktu widzenia, jest to wygaśnięcie potencjału czynnościowego włókien mięśniowych, budujących dany mięsień, powodując ustanie uwalniania jonów wapnia Ca^{2+} . Następnie zmierzono amplitudy sygnału podczas maksymalnego skurczu dowolnego, które przedstawiono w tabeli 1. Największe wartości dla każdego z mięśni posłużyły w dalszej części badania do normalizacji uzyskanych danych i zostały pogrubione w tabeli 1. Pomiary wykonano dla różnych kątów: 0°, 45°, 90°, 135° oraz 160° (rys. 2).



Rys. 2. Pozycje lewej kończyny górnej, w których zmierzono amplitudę sygnału EMG podczas wykonywania maksymalnego dowolnego skurczu MVC wybranych mięśni

Tabela 1. Największe wartości amplitud sygnału EMG [μV] podczas maksymalnego skurczu dowolnego w każdym z badanych położenia lewej kończyny górnej

Kąt [°] względem wyprostowania	0	45	90	135	160
Mięsień					
M. trójgłowy ramienia – gł. boczna	64,926	98,258	52,674	612,674	110,117
M. trójgłowy ramienia – gł. długa	154,028	164,520	162,148	206,578	216,614
M. dwugłowy ramienia – gł. długa	36,465	68,016	36,465	113,471	2612,76
M. ramiennie – promieniowy	134,413	282,150	254,992	192,101	182,525

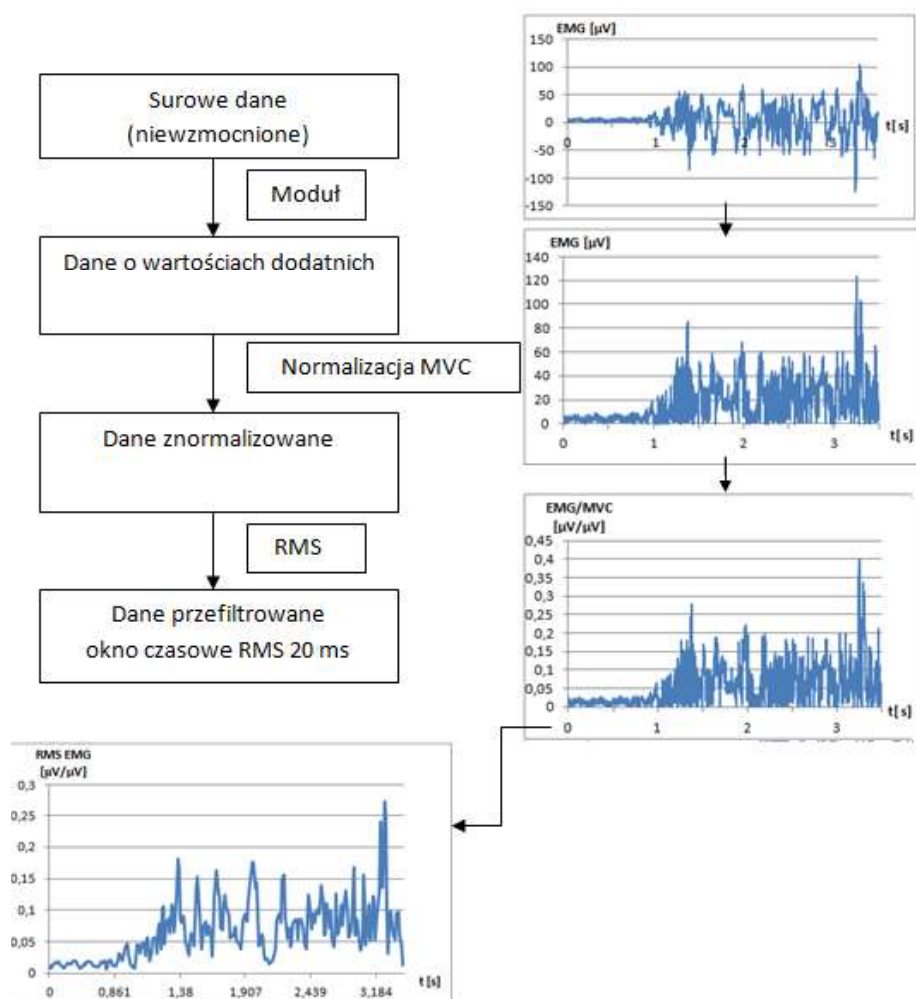
2.3.2. Jednostajny ruch lewej kończyny górnej

Tę część eksperymentu również wykonano bez obciążenia zewnętrznego. Średni czas wykonania jednego pełnego cyklu zginania stawu łokciowego wyniósł odpowiednio: 3,87 s w ruchu wolnym, 1,79 s w ruchu o umiarkowanej prędkości oraz 1,00 s w ruchu szybkim. W celu ujednoczenia prędkości wykonywania ruchu zastosowano metronom.

Pomiar zbierano jednocześnie z czterech kanałów przez okres 30 s.

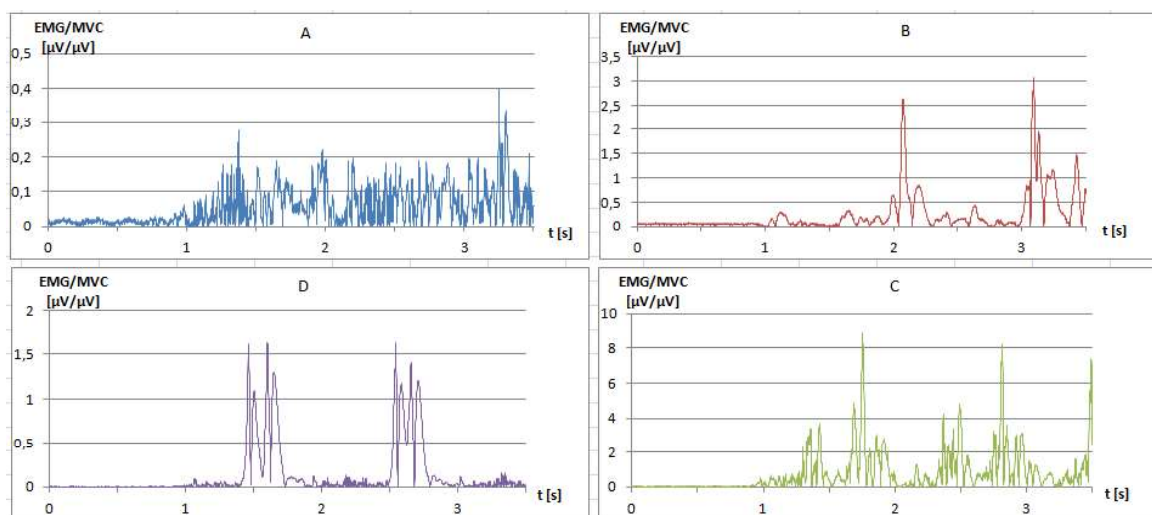
3. WYNIKI

W celu oceny funkcjonowania poszczególnych mięśni lewej kończyny górnej oraz sprawdzenia możliwości zastosowania elektromiografii powierzchniowej do analizy ruchu dokonano odpowiedniej obróbki sygnałów, zobrazowanej na schemacie (rys. 3).



Rys. 3. Schemat postępowania podczas obróbki sygnału EMG wraz z uzyskanymi elektromiogramami

Wyniki badań podano w postaci wykresów znormalizowanej aktywności mięśnia w czasie (rys. 4). Pozwalają one ocenić funkcjonowanie mięśni w wykonywaniu omawianego ruchu. Funkcjonowanie jest traktowane jako wzrost potencjału czynnościowego, który świadczy o aktywności mięśnia. Oceny tej pozwala dokonać analiza porównawcza udziału poszczególnych mięśni w wykonywanym ruchu.



Rys. 4. Przebiegi przetworzonych sygnałów EMG wybranych mięśni lewej kończyny górnej (podczas wykonywania izokinetycznego ruchu szybkiego (średni czas wykonania pełnego cyklu ruchu: 1 s.):
A: głowa boczna mięśnia trójgłowego ramienia, **B:** głowa długa mięśnia trójgłowego ramienia,
C: głowy długa mięśnia dwugłowego ramienia, **D:** mięsień ramiennie–promieniowy

4. DYSKUSJA

Ze względu na zastosowanie metronomu oczekiwano powtarzalności sygnału elektromiograficznego dla każdego badanego mięśnia między kolejnymi powtórzeniami. Jednak uzyskano przebiegi odmienne. Potwierdza to fakt, iż skurcz jest skutkiem losowego nakładania się potencjałów czynnościowych jednostki motorycznej.

Zaobserwowano związek czasowy pomiędzy funkcjonowaniem mięśni: zginaczy i prostowników. Podczas wykonywanego ruchu aktywność mięśni zwiększała się naprzemiennie w zależności od kąta zginania. Wynika to z wyuczonej motoryki kończyny górnej badanego.

Należy zwrócić uwagę, iż istotnym błędem podczas obróbki danych aktywności mięśniowej może okazać się zastosowanie niewłaściwie dobranego okna czasowego podczas filtracji danych. Wynika to z faktu, iż nieodpowiednie uśrednienie danych zwiększa ryzyko pominięcia istotnego fragmentu elektromiogramu, co może powodować nieprawidłową analizę uzyskanych wyników.

5. WNIOSKI

Ważnym aspektem badań naukowych jest zapewnienie, aby procedura pomiaru była spójna i jednakowa za każdym razem. Uzyskane wyniki potwierdzają możliwość wykorzystania elektromiografii powierzchniowej jako metody oceny funkcjonowania wybranych mięśni powierzchniowych w postaci analizy porównawczej. Jednak należy podkreślić, że w celu dogłębszej analizy oraz określenia odpowiednich kryteriów oceny należy poszerzyć grupę badaną.

Należałoby zwrócić uwagę, iż sposób normalizacji MVC nie jest w pełni miarodajny. Amplituda sygnału w trakcie maksymalnego dowolnego skurczu mięśnia podczas statycznego napięcia zdaje się być nawet kilkukrotnie większa od amplitud sygnału, zarejestrowanych podczas wykonywania szybkiego ruchu kończyną górną. Spowodowane jest to trudnością wykonania maksymalnego skurczu pojedynczego mięśnia. Dlatego istnieje

konieczność przeprowadzania dalszych badań przy użyciu elektromiografii powierzchniowej w celu stworzenia nowego algorytmu postępowania podczas normalizacji wyników.

Ponadto, analiza i dokładne poznanie procesów funkcjonowania mięśni pozwala zwiększyć postępy leczenia i rehabilitacji chorych oraz zapobiegać uszkodzeniom, wynikającym np. ze złej ergonomii stanowiska pracy.

LITERATURA

- [1] Konrad P.: ABC EMG – praktycznie wprowadzenie dla elektromiografii kinezyologicznej, Noraxon INC. USA, Technomex Sp. z o.o., Gliwice 2007.
- [2] Emeryk-Szajewski B.: Krótka historia powstania i rozwoju elektromiografii i elektroneurografii, [w:] Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M. (red): Neurofizjologia kliniczna, t. 1, Medycyna Praktyczna, Kraków 2008, s. 47-54.
- [3] Augustyniak P.: Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych, AGH Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Kraków 2001.

APPLICATION OF EMG FOR THE ANALYSIS OF CHOSEN MOVEMENT OF UPPER LIMB

Abstract: The aim of the study was to perform measurements of the sEMG signal for the analysis of the four surface muscles of the left upper limb participating in the flexion-extension movements at the elbow in the sagittal plane. Electromyography signal was measured and registered from the long head and lateral head of the triceps of the arm, the long head of the biceps and muscle brachioradialis. It has been shown that this method can be used to evaluate functioning of selected muscles.

Patryk SIEMIANOWSKI¹, Katarzyna MIKOŁAJCZYK¹, Tomasz TOPOLIŃSKI²

¹ Koło Naukowe „BioMed”, Zakład Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. J. Śniadeckich, Bydgoszcz

² Zakład Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. J. Śniadeckich, Bydgoszcz

USPRAWNIENIE PROCESU KONTROLNO - DIAGNOSTYCZNEGO U PACJENTA RESPIRATOROZALEŻNEGO - PROTOTYP URZĄDZENIA DO ZDALNEGO MONITORINGU CHOREGO

Streszczenie: Niniejsza praca przedstawia możliwości usprawnienia aspektu kontrolno-diagnostycznego pacjentów wentylowanych mechanicznie w warunkach domowych z wykorzystaniem autorskiego systemu pod nazwą „Asystor Wentylacji Pacjenta”. Pozwala on, w sposób nieograniczony miejscem ani czasem, na dostęp do aktualnych parametrów i wskaźników oddechowych rekonwalescenta oraz bieżącą kontrolę pracy wykorzystywanego w leczeniu respiratora. Ponadto pozwala zrozumieć najistotniejsze korzyści wynikające z zastosowania elementów telemedycyny w terapii pacjenta respiratorozależnego.

Słowa kluczowe: badanie prototypu, telemedycyna, wentylacja mechaniczna, zdalny nadzór medyczny, respirator

1. WSTĘP

Przewlekłe choroby układu oddechowego stanowią jedną z trzech najczęściej występujących przyczyn zgonu na świecie. Pozostałe to choroby układu krążenia i nowotwory. Z powodu chorób płuc umiera blisko 10 mln osób rocznie [1, 6]. W Europie w 2012 roku średnio występowały 83 zgony na 100 000 mieszkańców spowodowane tego typu chorobami. W tej grupie schorzeń najczęściej występowały astma i przewlekła obturacyjna choroba płuc (POChP) [5]. Druga z nich polega na postępującym zwiększeniu oporu w przepływie powietrza przez dolne drogi oddechowe z objawami kaszlu i duszności. Na jej występowanie ma wpływ wiek, zanieczyszczenie powietrza przez pyły i gazy powstałe w czasie spalania paliw ropopochodnych i węgla a także palenie tytoniu. Obecne standardy leczenia obejmują farmakoterapię, przewlekłe leczenie tlenem, a w okresie braku reakcji na powyższe sposoby leczenia rozważa się stosowanie wentylacji mechanicznej nieinwazyjnej (NIV) lub rzadziej inwazyjnej (INV) przy pomocy respiratora. Szacuje się, że obecnie wentylacja mechaniczna prowadzona jest w Polsce długoterminowo w warunkach domowych dla blisko 3000 pacjentów, a w najbliższej dekadzie liczba ta może wzrosnąć do ponad 8000 osób [3, 4]. Z uwagi na postępujący charakter POChP istotnym problemem jest dynamiczne dopasowanie sposobu wentylacji mechanicznej oraz monitorowanie efektów tego leczenia w czasie rzeczywistym. Obecny system opieki nad pacjentem wentylowanym mechanicznie polega na regularnych cotygodniowych wizytach personelu medycznego – lekarza,

pielęgniarki i fizjoterapeuty, a także okresowych przeglądach technicznych wykorzystywanej w terapii aparatury [7]. Zdefiniowanie odpowiedniego mechanizmu pozwalającego na systematyczną kontrolę i spersonalizowaną, cykliczną diagnostykę wtórną chorego wymaga zapoznania się z potrzebami medycznymi pacjenta oraz obowiązującymi regulacjami prawnymi. W związku z wysokimi kosztami jednostkowymi oraz skalą występowania zjawiska, konieczny staje się rozwój metod pozwalających na prowadzenie zdalnego nadzoru medycznego

Prawidłowa interpretacja wskaźników wymiany gazowej rejestrowanych przez respirator decyduje o skuteczności realizowanej, stale dostosowywanej względem zmiennej kondycji chorego, terapii. Dostępne na rynku rozwiązania, które z jednej strony pozwalają na rejestrację jedynie podstawowych parametrów życiowych, a z drugiej są niekompatybilne z aparaturą wykorzystywaną w zaawansowanym leczeniu inwazyjnym, nie stanowią podstawy do zaspokojenia stale rosnących potrzeb i oczekiwań pacjentów [2].

Celem niniejszej pracy jest przedstawienie autorskiej koncepcji systemu „Asystor Wentylacji Pacjenta”, służącego do zdalnego nadzoru nad przebiegiem terapii z wykorzystaniem wentylacji mechanicznej. Ponadto rozważono zalety wdrożenia pełnowymiarowej wersji zaproponowanego rozwiązania poprzez dokonanie analizy przeprowadzonych prób niezawodności prototypu oraz podjęto dyskusję na temat wpływu innowacyjnej metody na sektor ochrony zdrowia, bezpośredniego świadczeniodawcę oraz pacjenta leczonego z wykorzystaniem respiratora.

2. MATERIAŁ I METODA

2.1. System zdalnego nadzoru medycznego „Asystor Wentylacji Pacjenta”

„Asystor Wentylacji Pacjenta” (AWP) (rys. 1) jest narzędziem z grupy środków zdalnego nadzoru medycznego, którego głównym założeniem jest usprawnienie aspektu kontrolno-diagnostycznego osób leczonych z wykorzystaniem wentylacji mechanicznej poprzez funkcjonalizację mechanizmu zarządzania jednostką medyczną. System złożony z dwóch wzajemnie uzupełniających się części – hardware i software- podzielony został względem poziomu uprawnień dostępowych na Aplikację Poziomu Pacjenta (APP) oraz Aplikację Poziomu Administratora (APA).



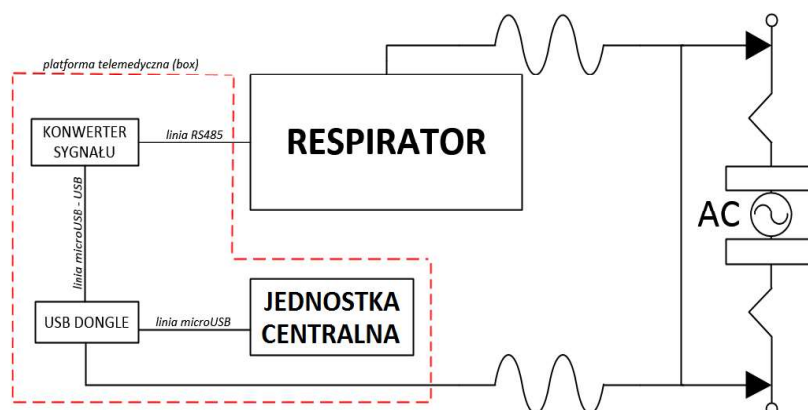
Rys. 1. Wizualizacja prototypu urządzenia – „Asystor Wentylacji Pacjenta” [opracowanie własne]

2.2. Proces pozyskiwania danych z AWP

Dane medyczne pozyskiwane były na drodze przewodowego połączenia AWP (przy użyciu linii RS485) z aparaturą medyczną pacjenta – respiratorem. Następnie przy

wykorzystaniu bezprzewodowego łącza internetowego były eksportowane w miejsce tymczasowego magazynowania, tj. na wirtualny dysk, na którym zapisano niezbędne do testów dane wejściowe oraz skatalogowano przewidziane interakcje. Schemat komunikacji poszczególnych elementów systemu telemedycznego AWP przedstawiono na rys. 2

Proces walidacji zróżnicowano względem synchronizowanego urządzenia, tzn. podzielono go na część związaną z wykorzystaniem aparatury inwazyjnej VENTiLogic LS SN: >10000 (50 testów) oraz nieinwazyjnej VENTI-motion 2 SN: >10000 (50 testów) firmy Weinmann Geräte für Medizin GmbH (Heinen + Löwenstein). Badanie przepustowości połączenia odbywało się dwukrotnie w czasie każdego z 25 dni eksperymentu na aparaturze z poziomem eksploatacji powyżej 3000 godzin.



Rys. 2. Architektura komunikacji poszczególnych elementów Systemu AWP [opracowanie własne]

Analiza prototypowego układu przebiegała etapowo z wykorzystaniem zastępczego obwodu cyrkulacji pacjenta: EasyLung – Weinmann Geräte für Medizin GmbH i obejmowała testy w zakresie funkcji import-eksport i video-obraz. Importowane z dysku dane wejściowej rozpoczynały każdorazowo ciąg przyczynowo-skutkowy ostatecznie generując informacje wynikowe zależne od analizowanej funkcjonalności. Miały one odpowiednio postać zapisu przebiegu wentylacji lub wyświetlonego komunikatu.

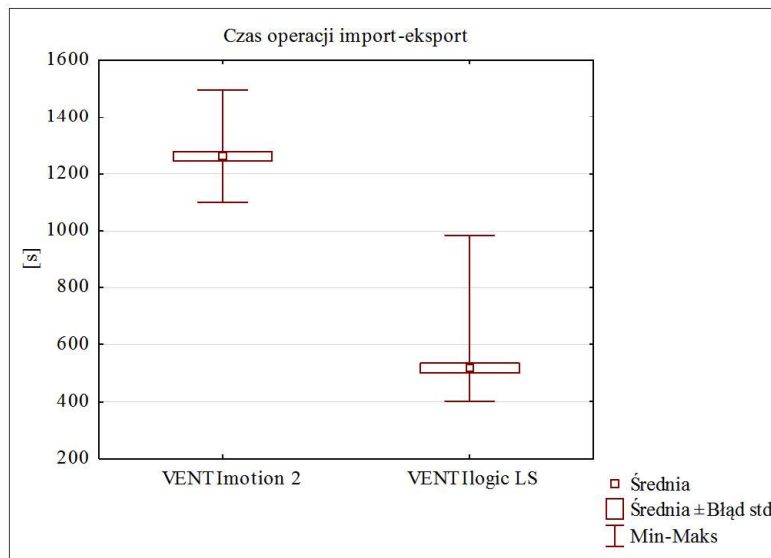
3. WYNIKI I DYSKUSJA

Wynik każdej próby niezawodności prototypu stanowił sparametryzowany, indywidualny protokół badania – zbiorczy wynik dokumentacji pomiarowej przedstawiono w tab. 1.

Tabela 1. Wartości wynikowe badania prototypu AWP dla aparatury VENTI-motion 2 i VENTILogic LS

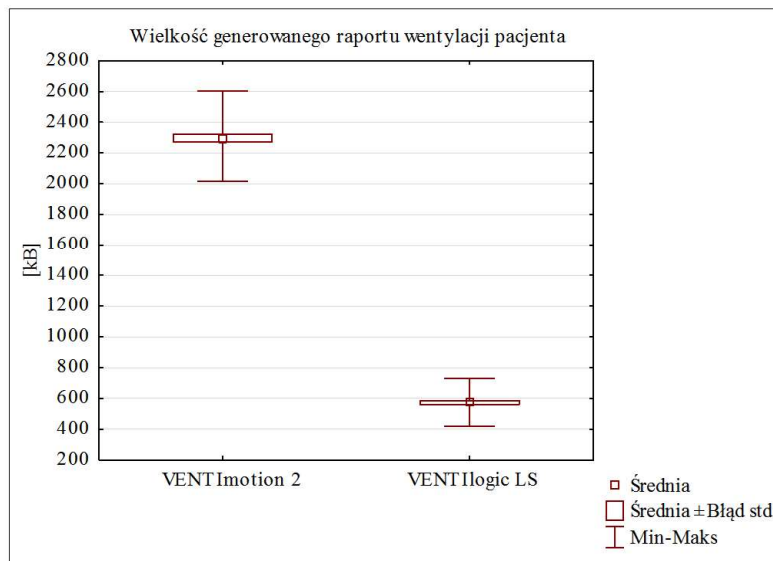
Wykorzystywane urządzenie terapeutyczne	Średni czas operacji import-export	Średni rozmiar importowanego pliku
Respirator VENTI-motion 2	1130,57 [s]	2112,89 [kB]
Respirator VENTILogic LS	497,45 [s]	550,33 [kB]

Najwyższe wartości graniczne poprawności funkcji video-obraz oraz import-export uzyskano w testach prototypu z urządzeniem VENTILogic LS. Analiza otrzymanych wartości wykazała ponad dwukrotnie większy średni czas realizacji procesu import-export dla aparatury VENTI-motion 2. Szczegółowa interpretacja wygenerowanych przebiegów wentylacji wykazała ścisłą zależność czasu operacji od rozmiaru pobieranego pakietu danych określonego rodzajem wykorzystywanego w próbie urządzenia terapeutycznego.



Rys. 3. Wykres czasu operacji import-eksport w zależności od wykorzystanego urządzenia [opracowanie własne]

Rys. 3. przedstawia wykres czasu operacji import-eksport w zależności od wykorzystanego urządzenia. Można z niego odczytać, że zarówno średni, jak i maksymalny oraz minimalny czas był znacząco dłuższy dla VENTImotion 2, niż dla VENTIllogic LS.



Rys. 4. Wykres zależności między wykorzystanym urządzeniem, a wielkością generowanego raportu [opracowanie własne]

Z wykresu przedstawionego na rys. 4. można odczytać, że wielkość raportu, w kB, generowanego dla urządzenia VENTImotion 2 jest przeciętnie trzykrotnie większa niż dla urządzenia VENTIllogic LS. Analizując zarówno wykres z rys. 3., jak i ten z rys. 4. można zauważyć, że urządzenie VENTImotion 2 generuje większe pliki, które są przesyłane w dłuższym okresie czasu. Wynika to ze specyfiki sprzętu (respirator nieinwazyjny) oraz faktu, że urządzenie do terapii inwazyjnej posiada wbudowaną kartę SD, na której zapisywana jest większość wyników (tylko ok. 1/10 zebranych danych jest wysyłana na dysk wirtualny).

4. PODSUMOWANIE

Istotą procesu miareczkowania jest nieustanna optymalizacja parametrów pracy urządzenia medycznego wykorzystywanego w respiratoroterapii w skutek bieżącego monitoringu wskaźników oddechowych rekonwalescenta.

Międzynarodowe badania analizujące skalę umieralności pacjentów wentylowanych mechanicznie w szpitalu w ciągu 28 dni od momentu włączenia pokazują, że wśród 5183 pacjentów, zakwalifikowanych do terapii respiratorem w warunkach domowych było 4718 chorych, 1876 opuściło szpital po rozpoczęciu terapii, a zgon stwierdzono u 1590 z nich (30,7%) [8], [9]. Natomiast dane własne (Pallmed sp. z o. o.) z roku 2015 pokazują, że przyjętych do opieki było 186 pacjentów, wśród nowej grupy pacjentów wystąpiło 30 zgonów, z czego 12 nastąpiło przed upływem dwóch miesięcy od rozpoczęcia terapii. Nie są to satysfakcjonujące statystyki.

Na podstawie uzyskanych wyników oraz danych udostępnionych przez jeden z największych w Polsce podmiotów medycznych świadczących usługi w zakresie wentylacji mechanicznej – Pallmed sp. z o. o. można stwierdzić, że wdrożenie pełnowymiarowej wersji systemu „Asystor Wentylacji Pacjenta” pozwoliłoby na usprawnienie aspektu kontrolno-diagnostycznego zarówno w obszarze miareczkowania, jak i wtórnej diagnostyki rekonwalescenta.

Prototyp AWP pozwala na generowanie informacji o bieżącej kondycji wentylowanego pacjenta, co stanowi podstawę do wczesnej interwencji specjalistycznej w przypadku zarejestrowania jakichkolwiek odchyłeń w prowadzonej terapii.

Od stycznia 2014 do kwietnia 2015 roku w Pallmed sp. z o. o. utylizacji poddano 205 sztuk aparatury medycznej (średni koszt jednostkowy: 1 807,00 zł). W większości przypadków przyczyną kasacji urządzenia było nieprawidłowe jego użytkowanie. W tym samym okresie zarejestrowano ponad 150 nadprogramowych wizyt personelu medycznego i 577 interwencji z powodu awarii i/lub wymiany serwisowej aparatury medycznej chorego. Ponadto z powodu niewłaściwej eksploatacji sprzętu medycznego w roku 2014 wymieniono 302 egzemplarze podzespołów w respiratorach na łączną kwotę 130 000,00 zł. Oznacza to, że wdrożenie nowatorskiej metody pozwoliłoby na osiągnięcie oszczędności zarówno dla bezpośredniego świadczeniodawcy, jak i sektora ochrony zdrowia (np. poprzez redukcję liczby i czasu trwania hospitalizacji). Ponadto poprawie mogłyby ulec komfort i bezpieczeństwo samego pacjenta, co jest głównym celem udzielania wszystkich świadczeń medycznych.

LITERATURA

- [1] Agha Z., Schapira R.M., Maker A.H.: Cost effectiveness of telemedicine for the delivery of outpatient pulmonary care to a rural population, *Telemedicine Journal and E-Health*, vol. 8, 2002, p. 281-291.
- [2] Aldashev A.A., Sarybaev A.S., Sydykov A.S., et. al.: Characterization of high-altitude pulmonary hypertension in the Kyrgyz: association with angiotensin-converting enzyme genotype, *American Journal of Respiratory Critical Care Medicine*, vol. 166, 2002, p. 1396-1402.
- [3] Barbosa M.M., Lamounier J.A., Oliveira E.C., (et. al.): Pulmonary hypertension in schistosomiasis mansoni, *Transactions of the Royal Society of Tropical Medicine and Hygiene*, vol. 90, 1996, p. 663-665.
- [4] Bauchau V., Durham S.R.: Epidemiological characterization of the intermittent and persistent types of allergic rhinitis, *Allergy*, vol. 60, 2005, p. 350-353.

- [5] Bauchau V., Durham S.R.: Prevalence and rate of diagnosis of allergic rhinitis in Europe, *European Respiratory Journal*, vol. 24, 2004, p. 758-764.
- [6] Janson C., Anto J., Burney P., et. al.: The European Community Respiratory Health Survey: what are the main results so far? *European Community Respiratory Health Survey II*, *European Respiratory Journal*, vol. 18, 2001, p. 598-611.
- [7] Machado R.F., Gladwin M.T.: Chronic sickle cell lung disease: new insights into the diagnosis, pathogenesis and treatment of pulmonary hypertension, *British Journal of Haematology*, vol. 129, 2005, p. 449-464.
- [8] Esteban A.: Characteristics and Outcomes in Adult Patients Receiving Mechanical Ventilation, *The Journal of the American Medical Association*, vol. 287(3), 2002, p. 345-355.
- [9] Govoni L., Farre R., Pedotti A., Montserrat J.M., Dellaca R.L., An Improved Telemedicine System for Remote Titration and Optimization of Home Mechanical Ventilation, *Biomedical Engineering Conference (CIBEC) 2010, 5th Cairo International*.

IMPROVEMENT OF THE CONTROL AND DIAGNOSTIC OF VENTILATOR-DEPENDENT PATIENT – A PROTOTYPE DEVICE FOR REMOTE PATIENT MONITORING

Abstract: This paper presents the possibility of improving the aspect of control and diagnostics patients, who are long-term mechanically ventilated at home with use of a proprietary system called "Asystem Wentylacji Pacjenta". It allows unlimited, by time or place, access to the current parameters and indicators of respiratory process and current control of work of a respirator which is used in the treatment. In addition, it allows us to understand the most important benefits of using elements of telemedicine in the treatment of a patient who used the respirator.

Grzegorz SŁAWIŃSKI¹, Piotr MALESA¹, Tadeusz NIEZGODA¹

¹Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej, Wojskowa Akademia Techniczna, Warszawa

NUMERYCZNE BADANIA MAT ENERGOCHŁONNYCH JAKO ELEMENT ZWIĘKSZAJĄCY BEZPIECZEŃSTWO ZAŁOGI POJAZDU WOJSKOWEGO

Streszczenie: W pracy zostały przedstawione wyniki modelowania oraz symulacji numerycznych paneli energochłonnych absorbujących energię pochodzącą od wybuchu. Przedstawiono syntetyczny sposób analizy zagadnienia od opracowania geometrii po przygotowanie modelu numerycznego. Wyniki w postaci sił obciążających charakterystyczne punkty pomiarowe manekina Hybryd III 50th w wersji Fast oraz pozostałe charakterystyki przedstawiono w formie wykresów.

Słowa kluczowe: bezpieczeństwo żołnierzy, maty energochłonne, MES, LS-Dyna

1. WSTĘP

Niniejsza praca w głównej mierze stanowi studium modelowania elementów chroniących zdrowie i życie załogi pojazdów wojskowych. Głównym celem pracy były symulacje numeryczne paneli absorbujących energię pochodzącą z detonacji różnego rodzaju ładunków wybuchowych.

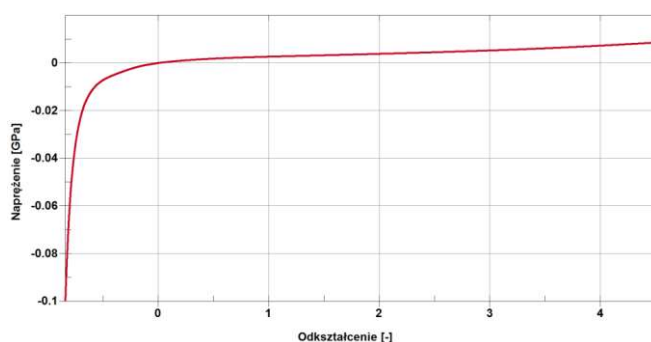
W obecnie nowoprojektowanych, czy też będących na wyposażeniu wojska pojazdach wojskowych szczególnie nacisk kładzie się na bezpieczeństwo przewożonych nimi załóg. Aby sprostać temu wymaganiu stosuje się wiele systemów ochrony załogi, których głównym zadaniem jest redukcja obciążeń pochodzących od wybuchu i działających na przebywających w jego wnętrzu żołnierzach. Dowodem na to może być gwałtowny wzrost ofert rynkowych systemów ochrony pasażerów dla pojazdów bojowych oraz liczne publikacje związane tą tematyką [1,2,3]. Przystawione rozwiązania opisują koncepcję zastosowania mat ochronnych pozwalających na zredukowanie sił oddziaływujących na nogi załoganta umieszczone bezpośrednio na podłodze. Wykonany został model geometryczny opisywanej maty, który następnie poddano dyskretyzacji oraz opisano przy pomocy danych materiałowych wyznaczonych na podstawie badań eksperymentalnych. Symulacje numeryczne zostały przeprowadzone z wykorzystaniem algorytmu CONWEP przy pomocy kodu obliczeniowego LS-Dyna.

2. ANALIZY NUMERYCZNE PANELI ENERGOCHŁONNYCH

Materiały takie jak guma zdolne do bardzo dużych odkształceń zaliczane są do materiałów hipersprężystych, wymagających odpowiednich modeli konstytutywnych oraz wiarygodnego ich doboru w konkretnym przypadku. Hipersprężystość oznacza zdolność materiału do ulegania dużemu odkształceniu sprężystemu pod wpływem małych sił, bez utraty pierwotnych właściwości. Materiał hipersprężysty wykazuje zachowanie nieliniowe, co oznacza, że jego deformacja nie jest wprost proporcjonalna do przyłożonego obciążenia. W analizowanym problemie jako materiał, z którego wykonano matę energochłonną wybrano elastomer Asmaprene Q 55. Parametry wytrzymałościowe niezbędne do opisu modelu numerycznego zostały zbadane na drodze eksperymentu a następnie przypisane przy pomocy modelu materiału SIMPLIFIED_RUBBER/FOAM_WITH_FAILURE (Tabela 1). Należy zauważyć, że zaplecze sprzętowe, którym dysponowano pozwalało na badanie charakterystyki w warunkach statycznych i quasi statycznych. Planowane jest uzupełnienie pracy o szersze badania w późniejszym czasie.

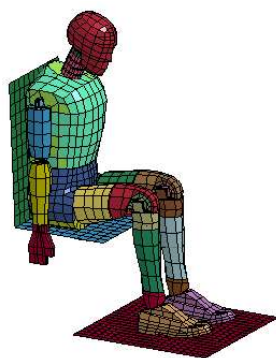
**Tabela 1. Dane materiałowe elastomeru Asmaprene Q 55
(MAT_SIMPLIFIED_RUBBER_FOAM_WITH_FAILURE)**

Parametr	Jednostka	Wartość
Density	kg/mm ³	1.25e-6
Linear bulk modulus	GPa	0.2333
PR/BETA	-	0.45
Material failure paramete K	-	100
Material failure paramete GAMA1	-	0
Material failure paramete GAMA2	-	0.02
Damage parameter EH	-	0.001
Specimen gauge length	-	1
Specimen width	-	1
Specimen thickness	-	1

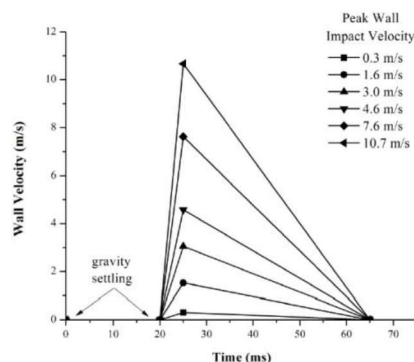


Rys. 1. Charakterystyka napężenia w funkcji odkształcenia użyta do opisu modelu

Do badania przydatności stosowania mat energochłłonnych wykorzystano model manekina Hybryd III 50th w wersji Fast. Poprawność jego funkcjonowania sprawdzono w odniesieniu do pracy Nilakantana [4]. Siedzisko na którym siedział manekin zostało utwierdzone. Wymuszenie w postaci przemieszczenia płyty na której spoczywały nogi zrealizowano z zadaną przy pomocy krzywej (Rys. 3) prędkością, której maksymalna wartość wynosiła 10,7 m/s.

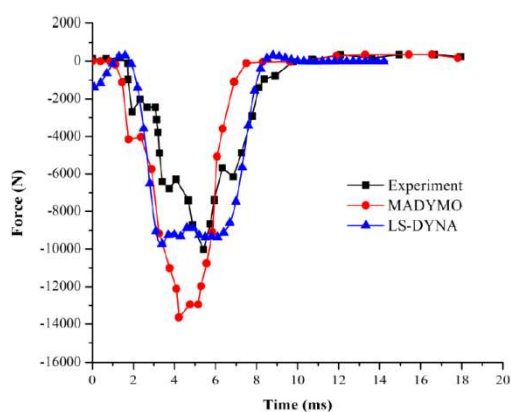


Rys. 2. Widok aksonometryczny modelu manekina użytego w analizach numerycznych

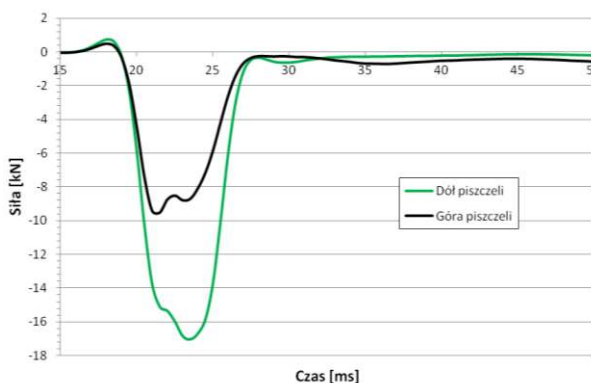


Rys. 3. Wykres zmiany prędkości w funkcji czasu opisujący obciążenie podłogi

W wynikach badań zamieszczonych w literaturze uzyskano wartość siły w piszczelach manekina równą 10 kN dla badań eksperymentalnych, w symulacji Ls-Dyna 9 kN, natomiast w symulacji Madymo 14 kN. Analizy wykonane na potrzeby opisywanego zagadnienia wykazały wystąpienie siły o wartości około 10 kN. Przesunięcie charakterystyki w czasie wyniku z uwzględnienia na wykresie czasu swobodnego opadania nóg manekina na podłogę.



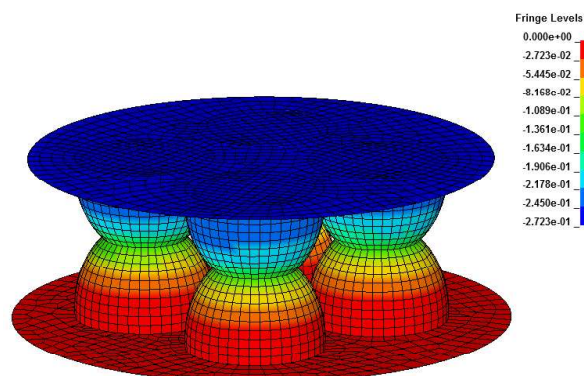
Rys. 4. Wykres siły obciążającej kość piszczelową w funkcji czasu – wyniki z literatury



Rys. 5. Wykres siły obciążającej kość piszczelową w funkcji czasu - wyniki z analizy numerycznej

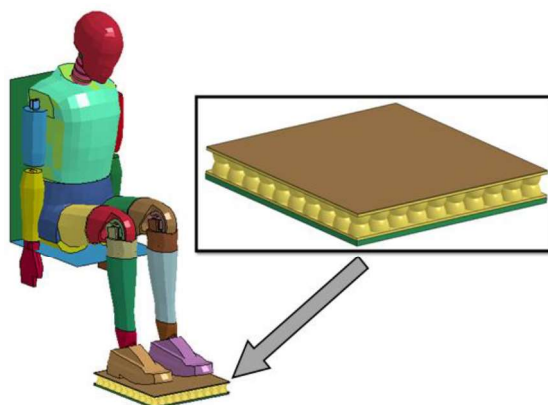
Po sprawdzeniu poprawności działania modelu numerycznego manekina przystąpiono do budowy geometrii paneli energochłonnych a następnie jej dyskretyzacji. Struktura składała się z szeregu półeliptycznych profili, których wysokość wynosiła 36 mm, maksymalna średnica 30 mm a minimalna 18 mm. Grubość struktury ustalono na 4 mm.

Pierwsza z analiz miała na celu sprawdzenie zachowania badanej maty przy zadanym obciążeniu w postaci ciśnienia symulującego masę załoganta tj. 80 kg. Maksymalne ugięcie segmentu maty zbudowanego z 4 półeliptycznych tulejek wyniosło 0,27 mm co obrazuje poniższy rysunek (Rys. 6).



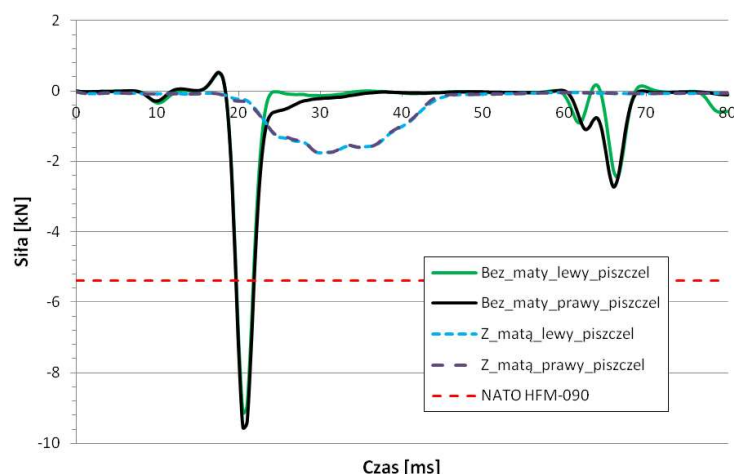
Rys. 6. Mapa przemieszczeń elementów struktury cienkościennej przy obciążeniu odwzorowującym człowieka o masie 80 kg

Kolejnym krokiem było numeryczne badanie wpływu maty energochłonnej na wartości sił uzyskiwanych w piszczelach manekina. Górna powierzchnia maty została wzmocniona płytą aluminiową o grubości 2 mm, której celem było jej usztywnienie oraz wypełnienie otworów w wewnętrznej części maty. Od dołu przytwierdzono płytę o grubości 8 mm wykonaną ze stali. Do zespolenia wszystkich elementów składowych maty wykorzystano funkcję kontaktu `Tied_nodes_to_surface_offset`, która symuluje fizyczną spójność ww. warstw. Algorytm kontaktu utrzymuje niezmienną odległość pomiędzy wybraną grupą węzłów, a powierzchnią elementów. Sprawilo to zwiększenie sztywności maty a co więcej doprowadziło do tego, że deformacji ulegają również te elementy cienkościenne, które nie znajdują w bezpośrednim obszarze nacisku stóp. W modelu referencyjnym bez maty pod nogami manekina umieszczono jedynie stalową płytę o grubości 8 mm. Biorąc pod uwagę, że badania dotyczą ochrony nóg załoganta nie uwzględniano zabezpieczenia manekina pasami bezpieczeństwa. Siedzisko pozostało w dalszym ciągu utwierdzone na stałe.

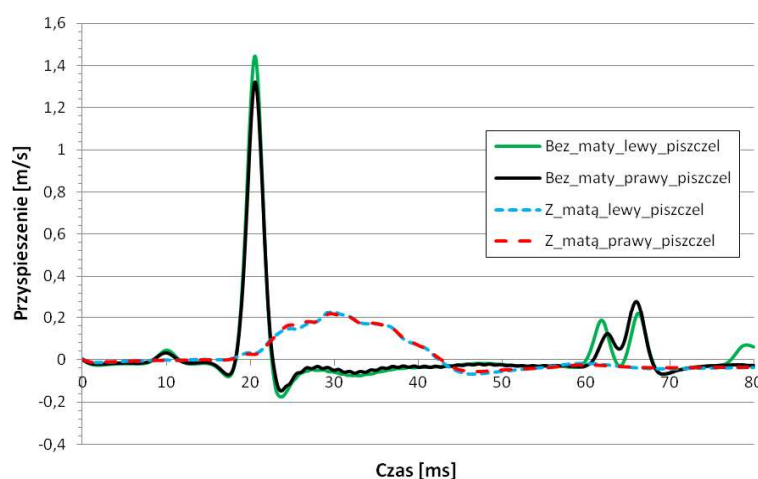


Rys. 7. Widok analizowanego modelu numerycznego

Bieżące analizy numeryczne zostały przeprowadzone z wykorzystaniem algorytmu CONWEP, przy pomocy którego zadano masę ładunku sferycznego TNT wynoszącą 6 kg oraz punkt detonacji znajdujący się centralnie pod nogami załoganta w odległości 430 mm od dolnej płyty dla modelu z zastosowaną matą ochronną. Wymuszenie realizowano poprzez ciśnienie pochodzące od wybuchu ładunku działające na spód płyty. Na krawędziach płyty zostały przyjęte warunki brzegowe umożliwiające jej przemieszczenie jedynie w kierunku pionowym. Czas trwania analizy został ustalony na 80 ms przy czym pierwsze 20 ms przeznaczono na swobodne usadzenie manekina na siedzisku oraz kontakt jego nóg z podłożem. Wyniki w postaci charakterystyki zmiany siły w funkcji czasu dla modelu bez oraz z zastosowaną matą przedstawiono na rysunku 8.



Rys. 8. Wykres siły obciążającej kość piszczelową w funkcji czasu dla modelu referencyjnego bez maty oraz z zastosowaną matą energochłonną. Zastosowano filtr BW o częstotliwości 180 Hz



Rys. 9. Wykres siły obciążającej kość piszczelową w funkcji czasu dla modelu referencyjnego bez maty oraz z zastosowaną matą energochłonną. Zastosowano filtr BW o częstotliwości 180 Hz

3. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Analizowane modele numeryczne zostały przygotowane z dość dużym przybliżeniem bez uwzględniania wielu istotnych czynników mających niewątpliwie wpływ na przebieg procesu wybuchu i propagacji fali uderzeniowej. Walidacja modelu numerycznego na podstawie dostępnych zasobów literaturowych pozwoliła na sprawdzenie jego poprawności. Wymuszenie płyty, którego używano na etapie walidacji powodowało zbyt duże przemieszczenia podłogi dlatego we właściwych analizach numerycznych zdecydowano się na realizowanie wymuszenia bezpośrednio przy użyciu ciśnienia generowanego z wykorzystaniem algorytmu CONWEP. Uzyskane rezultaty dla modelu numerycznego, w którym zaimplementowano maty energochłonne mają odzwierciedlenie jedynie w odniesieniu do wyników dla modelu referencyjnego i w takim kryterium należy je rozpatrywać. Zmierzone na podstawie analiz numerycznych charakterystyki siły w funkcji czasu oraz przyspieszenia w funkcji czasu pozwalają zauważyć pięciokrotną redukcję wielkości badanych parametrów w przypadku zastosowania mat energochłonnych. Zastosowane rozwiązanie pozwala spełnić kryteria bezpieczeństwa zawarte w dokumencie NATO HFM-090 [5].

Praca została wykonana w ramach projektu Nr DOBR-BIO4/022/13149/2013, finansowanego przez NCBiR.

LITERATURA

- [1] Gzik M., Wolański W, Gzik-Zroska B., Jozzko K., Burkacki M., Suchoń S.: Risk Factors Influencing Lower Limbs Injuries During IED Blast, Information Technologies in Medicine, Volume 472 of the series Advances in Intelligent Systems and Computing, p. 299-305
- [2] 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, Volume 60, 2015
- [3] Krzystała E., Męzyk A., Kciuk S.: Analiza zagrożenia załogi w wyniku wybuchu ładunku pod kołowym pojazdem opancerzonym, Zeszyty naukowe WSOWL, nr 1 (159), 2011.
- [4] Nilakantan G., Tabiei A.: Computational Assessment of Occupant Injury Caused by Mine Blasts under neath Infantry Vehicles, Int. J. Vehicle Structures & Systems, vol. 1(1-3), 2009, p. 50-58.
- [5] <http://www.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/a473218.pdf>

NUMERICAL STUDY OF ENERGY-ABSORBING MATS AS AN ELEMENT INCREASING THE SAFETY OF THE MILITARY VEHICLE CREW

Abstract: This study presents the results of numerical simulations of an energy absorbing panels as an element increasing the safety of the military vehicle crew. The simulations are made by a finite element method in LS-Dyna. A numerical Hybrid III 50th dummy is used to simulate the tibia axial compressive forces and accelerations. Simulations results are compared with literature data to validate the Hybrid III dummy. Forces and accelerations results are presented in the form of a charts.

Irina SMOLINA¹, Patrycja SZYMCZYK¹, Edward CHLEBUS¹

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

INFLUENCE OF SINTERING TEMPERATURE AND COMPRESSION SPEED ON PROPERTIES OF HYDROXYAPATITE DISKS

Abstract: The present article is dedicated to an investigation of a production method of hydroxyapatite (HA) disks with a study of an influence of compression speed (5, 10 and 15 mm/min) and sintering temperature (900 °C and 1200 °C) on structure and properties of those disks. Measurements of density, mass loss and shrinkage as well as scanning electron microscopy (SEM) and light optical microscopy (LM) observations were performed. The aim of this study is to define optimal process parameters, which are applicable for using as a substrate for in vitro experiments.

Key words: hydroxyapatite, bio-ceramics, pellets, dense disks, structure, heat treatment

1. INTRODUCTION

Hydroxyapatite demonstrates exceptional biocompatibility, bioresorbability, and tolerance to physiological tissues. Moreover it is referred to as an “intelligent” material due to its ability to respond and adapt to physiochemical environments [1, 19]. Hydroxyapatite finds extensive application in the biomedical sphere: as a coating for a variety of prosthesis and implants [4, 6, 11, 20], as component in bone-forming cells, for bone remodeling [3, 13, 15] and bone grafts [13, 14], tissue engineering scaffolds and eye ball prosthesis [13]. In case of biological studies, hydroxyapatite is used for tooth enamel modelling [2]. Samples for biological studies [7] are produced in form of small disks or pellets. There are few commercial producers of pellets in the USA and Western Europe, one example is Clarkson Chromatography Products, Inc. (USA).

2. RESULTS AND DISCUSSION

2.1. Materials and methods

The HA disks were produced 9.6 mm in diameter and 2.4 mm in high, using a commercially available HA powder with heterogeneous globular-shaped particles of 50 to 200 μm (Fig. 1) and exhibiting a quasi-stoichiometric composition with a Ca/P molar ratio of 1.68. For the investigation, three set of samples were produced each with a different compression speed: 5, 10 and 15 mm/min respectively.

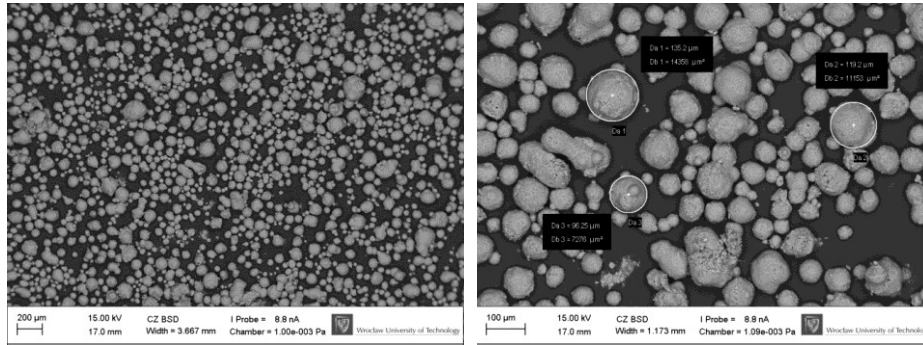


Fig. 1. SEM micrograph showing the particle size distribution of hydroxyapatite

Heat treatment (HT) was performed using high temperature laboratory furnace Czylok FCF 11/160 M without protective atmosphere for the two sintering temperatures: 900°C and 1200°C. For each temperature, a sample group contained 5 pellets with 3 compression speeds. This way 6 sets of the test samples were obtained (at 3 different compression speeds and with 2 different temperatures).

The choice of temperatures for sintering laid on an analytical research [8, 10, 12, 16, 18]. The key factors in the decision were (a) presence of HA phase – analytically proved for every presented temperature (from 900 °C to 1250 °C); (b) interrelation between density and linear shrinkage, (c) mechanical properties as hardness and strength.

The non-destructive 3D analysis of the internal structure (μ CT), microscopic observation (LM, SEM) and chemical composition analysis (SEM-EDS, FTIR), evaluation of density and shrinkage (gravimetric analysis) were carried out for clarifying the influence of compression speed and heat treatment on the structure and properties of the HA disks.

2.2. Results and discussion

The micro CT analysis–includes control of porosity level, compression stress marks and cracks) revealed that the closed porosity within the samples was absent or less than 0,001%. Samples had numerous technological defects (scratches due of compression) on the surface as well as are exhibited the footprints of compression stress (Fig. 2).

Visual inspection of the surface showed that the change in compression speed did not influence the surface structure of the disks. Due to the sintering at a higher temperature (1200 °C), the surface color of the pellets changed to shades of gray and blue. According to [5, 9] this might happen in result of an oxidation of Mn^{2+} ions (trace element in the hydroxyapatite) into Mn^{5+} and the formation of MnO_4^{3-} ions. That oxidation of Mn leads to the color changing, from white to grey-blue.

Pellets sintered at 1200 °C were characterized by a cell-type structure (Fig. 3, right image), with grain sizes from 600 nm to $\approx 3 \mu m$.

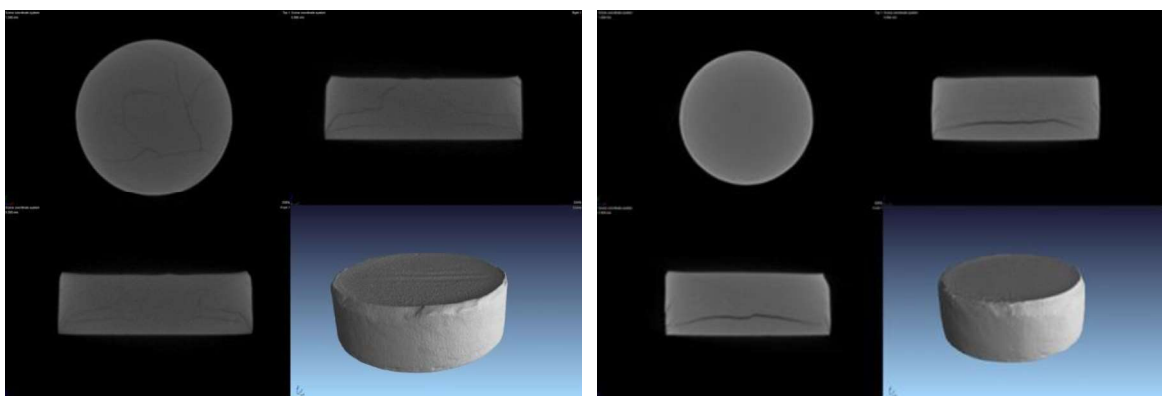


Fig. 2. The results of non-destructive inner structure analyze by computer microtomography (μ CT): left - pellet sintered at 900° C, 10 mm/min; right - 1200° C, 10 mm/min

The EDS-SEM analysis showed the presence of typical HA elements (Ca, P, O) in samples of each group (Table 1). The FTIR analysis proved that unheated HA disks, as well as samples after HT at 900 °C, contained hydroxyapatite. Moreover, samples after HT showed more stable (without unstable OH-groups) and structured hydroxyapatite. In the literature could be find data about contaminants in the pellets due to use of spray [17], which is prevent pellets from the sticking with the mold and consequent breaking. In this study, we are avoiding to use any kind of lubrication for keep the pellets free of contamination.

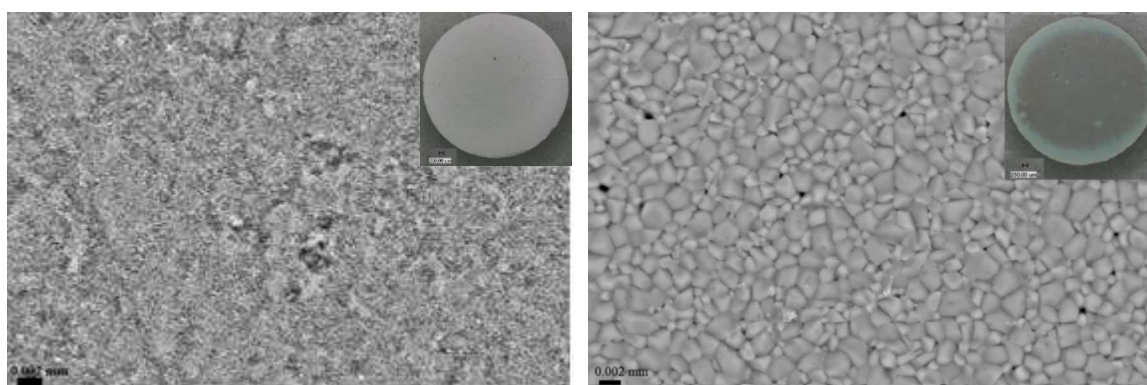


Fig. 3. Structure of the pellet's surface, SEM. Left – 900° C, 10 mm/min; right - 1200° C, 10 mm/min

Table 1. Comparing EDX-analysis results of test samples

Elements by EDX, in wt.%	Ca	P	O	Trace elements
Temperature / Compression speed	900 °C			
5 mm/min	42.97	16.39	40.64	Mg \approx 1.5
10 mm/min	42.86	16.39	40.75	Cl \approx 2; Mg \approx 0.15
15 mm/min	41.12	16.03	42.85	Cl \approx 1.4; Mg \approx 0.12
Temperature / Compression speed	1200 °C			
5 mm/min	41.67	15.93	42.39	-
10 mm/min	42.86	16.45	40.69	-
15 mm/min	42.30	16.33	41.37	Optionally, S \approx 2.92;

The results of a gravimetric analysis (Fig. 4 a, b) are prove that the properties of the pellets do not meaningfully influenced by compression speed in compare with an influence of sintering temperature. The higher sintering temperature results in higher density and shrinkage.

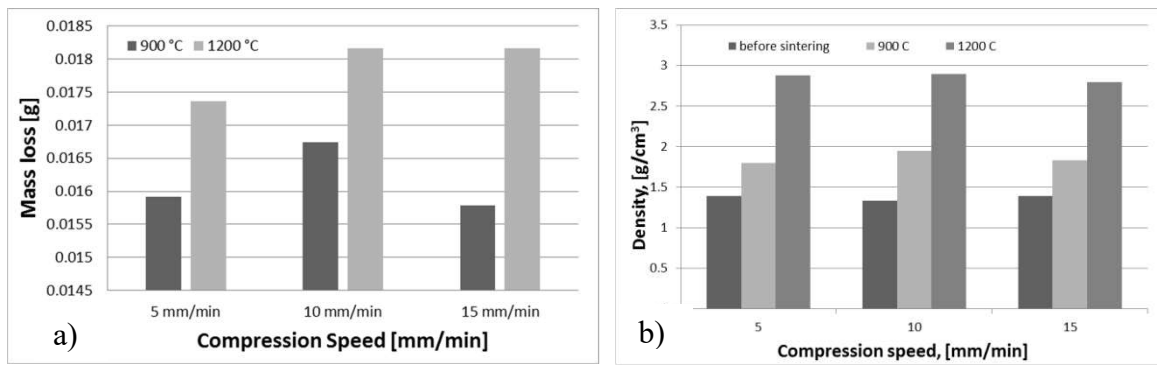


Fig. 4. (a) Mass loss of hydroxyapatite disks after heat treatment; (b) Mutual influence of compression speed and sintering temperature on density of HA pellets

Data in literature about the relative density of hydroxyapatite disks after sintering are quite contradicting. For example, in [12] the authors claimed that relative density of the test samples after sintering at 1200 °C were $\approx 96\%$; contrary to authors of [8] who reported a relative density of $\approx 78\text{--}80\%$ for samples sintered at the same temperature. The relative density from samples presented in this research after sintering at 1200 °C were $\approx 86\text{--}88\%$ (density calculated based on geometric measurements) and up to 91–92% (density evaluation based on volume extrapolation by means of μCT). Those results were comparable with values from analytical study [8, 10, 12, 16, 18], where disks sintered at 1150 °C had a similar density (88%). Such difference could appear due to high level of defects – inner cracks (result of compression stress) and surface defects. It was easy to notice that relative density increased 1.5 times and shrinkage increased 2 times for samples sintered at 1200 °C in compare with samples sintered at 900 °C.

The dependence between sintering temperature, compression speed and its influence of the density of pellets is presented on Fig. 4, b. It is clearly seen, that tendency is the same for various compression speed.

The changes of relative density (Table 2) due to heat treatment and shrinkage were evaluated based on measurements of weight, height and diameter of the test samples. The results presented in Table 2 are following prove that compression speed does not meaningfully influenced on the properties of the pellets in compare with influence of sintering temperature.

Table 2. Changes of relative density and shrinkage (based on geometric measurements)

Compression speed	Relative density, ρ/ρ_0 , %			Shrinkage, %	
	Before sintering	900 °C	1200 °C	After 900 °C	After 1200 °C
5 mm/min	44.13	54.81	86.84	7.73	15.55
10 mm/min	42.12	54.80	88.35	7.79	18.23
15 mm/min	44.17	56.01	87.71	11.05	23.94

The applicability for *in vitro* experiments of HA disks was proved in Medical University of Wrocław [7].

3. CONCLUSIONS

The method of obtaining hydroxyapatite pellets is presented. They are applicable for biological studies, which were proving by *in vitro* experiment [7]. No meaningful influence of compression speed on the structure and properties of hydroxyapatite disks were noticed. The higher temperature of sintering (1200 °C) results in

- (a) appearing of a cell structure in samples (similar to the commercially produced samples) with cell/grain size up to 2..2.5 μm ;
- (b) surface discoloration of the samples (grey and blue shades) due to oxidation of a trace element – manganese;
- (c) higher density and shrinkage.

REFERENCES

- [1] Berndt C.C., Hasan Md. Fahad, Tietz U. and Schmitz K.-P.: Chapter 9. A Review of Hydroxyapatite Coatings Manufactured by Thermal Spray, *Advances in Calcium Phosphate Biomaterials*, Springer Series in Biomaterials Science and Engineering vol. 2, 2014, p. 267-329.
- [2] Blumhagen A., Singh P., Mustapha A., Chen M., Wang Y., Yu Q.: Plasma deactivation of oral bacteria seeded on hydroxyapatite disks as tooth enamel analogue, *American Journal of Dentistry*, vol. 27(2), 2014, p. 84-90.
- [3] Didomenico Lawrence A.: Bone remodelling using a novel, injectable bioceramic (CERAMENTTM) in foot and ankle reconstruction with long term follow-up, Case series review.
- [4] Dybała B., Lipowicz A.: Building customised medical biomodels, including scaffolds, in rapid prototyping technologies – a review, *Production Engineering "Knowledge – Vision - Framework Programmes"*, 2006, s. 69-74.
- [5] Gittings J.P., Bowen C.R., Dent A.C.E., Turner I.G., Baxter F.R., Chaudhuri J.B.: Electrical characterization of hydroxyapatite-based bioceramics, *Acta Biomaterialia*, vol. 5, 2009, p. 743-754.
- [6] Jaffe W.L., Scott D.F.: Total Hip Arthroplasty with Hydroxyapatite-Coated Prostheses, *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 78, 1996, p. 1918-34.
- [7] Junka A.F., Szymczyk P., Smutnicka D., Kos M., Smolina I., Bartoszewicz M., Chlebus E., Turniak M., Sedghizadeh P.: Microbial Biofilms Are Able to Destroy Hydroxyapatite in the Absence of Host Immunity In Vitro, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 73, issue 3, 2015, p. 451-464.
- [8] Landuyt P. Van, Li F., Keustermans J.P., Streydio J.M., Delannay F.: The influence of high sintering temperatures on the mechanical properties of hydroxyapatite, *Journal of Materials Science Materials in medicine*, vol. 6 (1), 1995, p. 8-13.
- [9] Li Y., Klein C.P.A.T., Zhang X., de Groot K.: Relationship between the colour change of hydroxyapatite and the trace element manganese, *Biomaterials*, vol. 12, issue 13, 1993, p. 969-972.
- [10] Mohseni E., Zalnezhad E., Bushroa A.R.: Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti-6Al-4V implant: A review paper, *International Journal of Adhesion and Adhesives*, vol. 48, January 2014, p. 238-257.
- [11] Muralithran G., Ramesh S. The effects of sintering temperature on the properties of hydroxyapatite, *Ceramics International*, vol. 26, issue 2, 2000, p. 221-230.
- [12] Nasser Y. Mastafa: Characterization, thermal stability and sintering of hydroxyapatite powders prepared by different routes, *Materials Chemistry and Physics*, vol. 94, issues 2-3, 2005, p. 333-341.

- [13] Pazarhoglu S.S., Berk M., Kupeli G., Kocak D., Salman S.: Sintering effect on mechanical properties of composites of bovine hydroxyapatite (BHA) - 5% (Al₂O₃-TiO₂), Usak University Journal of Material Sciences 1, 2012, p. 23-27.
- [14] Rumpel E., Wolf E., Kauschke E., Bienengraber V., Bayerlein T., Gedrange T., Proff P.: The biodegradation of hydroxyapatite bone graft substitutes in vivo, Foli Morphol., vol. 65, no. 1, 2006, p. 43-48.
- [15] Rusinska M., Wozna A.: Processing of Ceramic Material with Additive Manufacturing Technologies, XI Konferencja Naukowa Majowka Mlodych Biomechanikow im. prof. Dagmary Tejszerskiej, materiały konferencyjne, s. 109-110.
- [16] Ruys A.J., Wei M., Sorrell C.C., Dickson M.R., Brandwood A. and Milthorpe B.K.: Sintering effects on the strength of hydroxyapatite, Biomaterials, vol. 16, 1995, p. 409-415.
- [17] Schinis J., Pham A.: Hydroxyapatite Pellet Sintering and Weibull Reliability Analysis, Laboratory report, March 2010.
- [18] Thangamani N., Chinnakali K., Gnanam F.D.: The effect of powder processing on densification, microstructure and mechanical properties of hydroxyapatite, Ceramics International, vol. 28, issue 4, 2002, p. 355-362.
- [19] Wang C., Ma J., Cheng W., Zhang R.: Thick hydroxyapatite coatings by electrophoretic deposition, Materials Letters, vol. 57, 2002, p. 99-105.
- [20] Watson C.J., Tinsley D., Ogden A.R., Russell J.L., Mulay S. & Davison E.M.: A 3 to 4 year study of single tooth hydroxylapatite coated endosseous dental implants, British Dental Journal, vol. 187, 1999, p. 90 - 94.

WPŁYW TEMPERATURY SPIEKANIA I PRĘDKOŚCI ŚCISKANIA NA WŁASNOŚCI KRAŻKÓW HYDROKSYAPATYTOWYCH

Streszczenie: Niniejszy artykuł poświęcony analizie sposobu produkcji krążków hydroksyapatytowych (HA) poprzez ocenę wpływu szybkości ściskania (5, 10 i 15 mm/min) i temperatury spiekania (900 ° C i 1200 ° C) na strukturę i właściwości krążków. Plan badań zawierał pomiary gęstości, utraty masy i kurczliwości oraz obserwację struktury krążków przy użyciu skaningowej mikroskopii elektronowej (SEM) i mikroskopii optycznej (MO). Celem badań jest określenie optymalnych parametrów procesu do produkcji krążków HA, stosowanych jako podłoże dla eksperymentów in vitro.

Magdalena SPYRA¹, Wojciech KAJZER², Radosław CZYRNIA³

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

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

³Laboratorium Ortopedyczne PROTEKA

WYTRZYMAŁOŚCIOWA ANALIZA Z WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH ZMODYFIKOWANYCH ORTEZ GRAFO

Streszczenie: Przeprowadzono statyczną analizę wytrzymałościową modeli ortez typu GRAFO, które zmodyfikowano o wykonanie otworów o kształcie koła i sześciokąta. Obliczenia z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych (MES) przeprowadzono dla materiałów ABS, PLA oraz polipropylenu podczas symulacji fazy *midstance*. Na podstawie otrzymanych wartości przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera - Missesa – Henckiego dokonano porównania wytrzymałości konstrukcji, na którą wpływ miało zróżnicowanie materiałów polimerowych oraz wprowadzenie otworów.

Słowa kluczowe: orteza GRAFO, analiza wytrzymałościowa, MES

1. WSTĘP

Konstruktorzy przy współpracy z ortetykami dążą do usprawnienia możliwości ruchowych pacjentów posiadających różne dysfunkcje. Korygowanie wad anatomicznych w obrębie stopy i stawu skokowego możliwe jest za pomocą ortez AFO (ang. *Ankle-Foot Orthosis*). Jedną z odmian jest orteza typu GRAFO (ang. *Ground Reaction AFO*), której zadaniem jest przywrócenie prawidłowej postawy stopy względem podudzia oraz stworzenie odpowiedniego kąta pomiędzy osią trzonu kości piszczelowej, a osią długą. Zastosowanie ortez GRAFO jest wykorzystywane do wspomaganie procesu leczenia dziecka urodzonego z mózgowym porażeniem dziecięcym lub przepukliną oponową rdzeniową [1, 2, 6, 7].

Wśród wymagań jakie stawia się ortezom jest uzyskanie lekkiego, a zarazem wytrzymałego układu, którego zadaniem jest zahamowanie rozwoju wady. Do najpopularniejszych materiałów powszechnie wykorzystywanych w produkcji ortez, a także w dużym stopniu spełniające powyższe wymagania, należą: tworzywa termoplastyczne, żywice, włókna węglowe oraz kombinacje tych materiałów. Wciąż trwają badania na temat doboru materiału oraz ukształtowaniem geometrii ortez, aby spełniały określone funkcje oraz zapewniały komfort użytkowania [3].

Ciągły rozwój technologii informatycznych przyczynia się do usprawnienia pracy w różnych dziedzinach życia, również w medycynie. Ogrom firm wykonuje wstępną ocenę nowego lub zmodyfikowanego produktu w oparciu o analizę wytrzymałościową. W przypadku zastosowania symulacji zachowania nowych rozwiązań ortopedycznych zmniejsza się ryzyko narażenia pacjenta na niebezpieczeństwo, które miałyby miejsce

podczas badań *in vivo*. Pojedyncza analiza każdego pacjenta pozwoli na zaprojektowanie optymalnego aparatu rehabilitacyjnego pod względem funkcjonalności i komfortu uwzględniając jego cechy osobnicze [8-9].

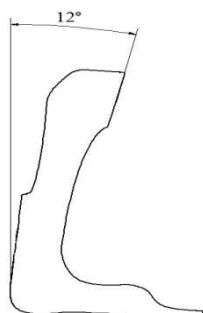
Możliwość wykorzystania technologii FDM (ang. *Fused Deposition Modeling*) szybkiego prototypowania (ang. *Rapid Prototyping*) do produkcji ortez posiada wiele zalet wśród których należy wymienić łatwiejszy dostęp do spersonalizowanych wyrobów medycznych większej liczbie pacjentów. Głównym założeniem jest dodawanie kolejnych warstw materiału do uzyskania prototypu lub gotowego modelu urządzenia bez konieczności stosowania obróbki ubytkowej [9].

2. STATYCZNA ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA

Praca zawiera wyniki przeprowadzonej statycznej analizy wytrzymałościowej dla trzech typów modeli ortezy, które różnią się między sobą materiałem. Badanie wykonano dla warunków panujących w ortezie podczas fazy *midstance*, czyli w środkowej fazie podparcia, dla której generowane są największe wartości występujących sił. Celem analizy było określenie wpływu wprowadzonych otworów wentylacyjnych na wytrzymałość konstrukcji ortezy.

2.1. Model CAD

W środowisku programów *Inventor* oraz *SolidWorks* zaprojektowano trzy modele ortezy GRAFO, których wspólnym parametrem była grubość ściany wynosząca 4 mm. Ponadto zwrócono uwagę na zachowanie ortezy w analizowanej fazie chodu, w której optymalny kąt odchylenia od osi pionowej człowieka uzyskany przez pacjenta mieści się w przedziale 10-12° [6]. Na podstawie tych informacji wykonano model odchylony o 12° – rys. 1.



Rys. 1. Kąt ortezy uzyskany podczas fazy *midstance*



Rys. 2. Model ortezy GRAFO z wykonanymi otworami o kształcie: a) koła, b) sześciokąta

W celu zmodyfikowania konstrukcji wykonano w niej dwa rodzaje otworów. Otwory o kształcie koła (97 otworów), których średnica wynosiła $\varnothing = 7$ mm oraz sześciokąta (95 otworów) o długości boku $a = 4$ mm wykonano w tych samych obszarach stabilizatora. W części pionowej otwory ulokowano w zakończeniu podpory kości strzałkowej na przejściu do przedniej części ortezy celem zminimalizowania zużycia materiału. Dodatkowym zastosowaniem otworów w przypadku drugiej powierzchni – poziomej (pomiędzy obszarem palców, w którym należy zapewnić sztywną konstrukcję, a piętą, która stanowi punkt podparcia) jest zwiększenie wentylacji. Miejsca ich rozmieszczenia przedstawia zamieszczony rysunek modelu – rys. 2.

Orteza została zaprojektowana bez uwzględnienia zapięć mocujących, wkładek usztywniających oraz innych elementów, które są dodatkowym wyposażeniem utrzymującym konstrukcję na kończynie.

Orteza została zaprojektowana bez uwzględnienia zapieć mocujących, wkładek usztywniających oraz innych elementów, które są dodatkowym wyposażeniem utrzymującym konstrukcję na kończynie.

2.2. Model obliczeniowy

Kolejnym etapem było zaimportowanie geometrii do środowiska programu *Ansys Workbench 15*, w którym przeprowadzono analizę wytrzymałościową z użyciem MES.

Przygotowanym modelom nadano cechy materiałowe zgodne z właściwościami mechanicznymi dla tworzyw stosowanych w druku 3D – PLA (polilaktyd), ABS (kopolimer akrylonitrylo – butadieno – sterynowy) oraz powszechnie stosowanego do produkcji ortez polipropylenu (PP) – tabela 1. Podczas analizy zastosowano uproszczenie modelu materiału do liniowo – sprężystego.

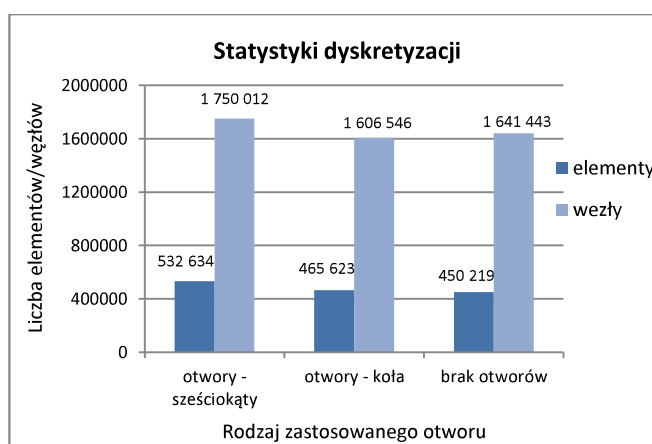
Tabela 1. Właściwości mechaniczne materiałów przeznaczonych do wytwarzania ortez [4,5,12,13]

Własność Material	Gęstość ρ [g/cm ³]	Moduł Younga E [MPa]	Liczba Poissona ν [-]	Wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]
PLA	1,25	3500	0,36	50
ABS	1,03	2300	0,35	110
PP	0,9	1300	0,45	38

Następnie dokonano dyskretyzacji modeli – rys. 3. Zastosowano element skończony typu Hex 20, który jest wykorzystywany przy analizach brył przestrzennych. Długość boku elementu skończonego wyniosła 1 mm, a w miejscach otworów zagęszczono siatkę, gdzie zastosowano długość boku elementu równą 0,8 mm. Liczbę węzłów i elementów skończonych przedstawiono na wykresie – rys. 4.

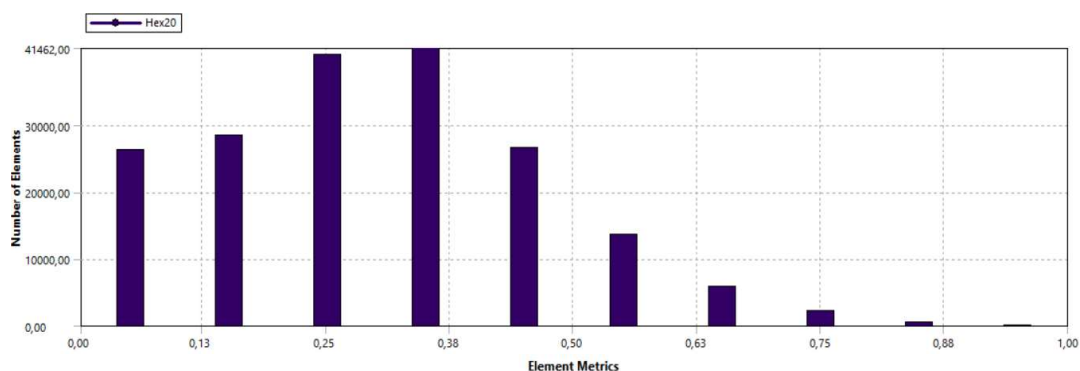


Rys. 3. Zdyskretyzowany model ortezy GRAFO



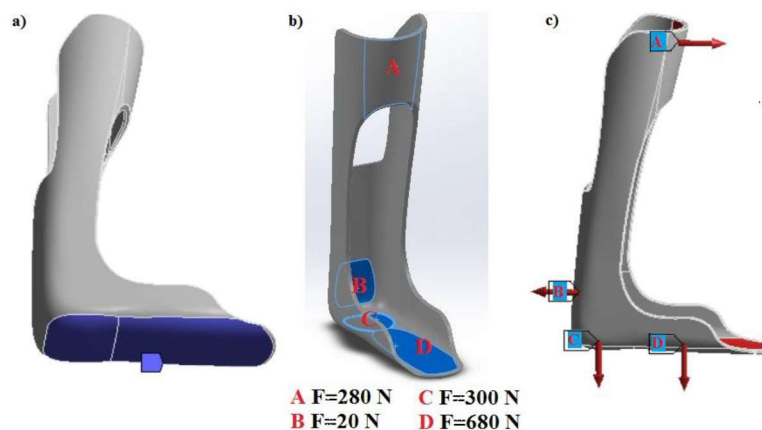
Rys. 4. Zestawienie liczby węzłów i elementów skończonych w wykonanych modelach ortezy

Zastosowane wielkości elementów skończonych umożliwiły uzyskanie modeli dyskretnych w których parametr skośności mieści się w zakresie 0 – 0,5 – rys. 5. Przedstawiony rozkład parametru skośności świadczy o bardzo dobrej jakości wygenerowanej siatki.



Rys. 5. Przykładowy rozkład elementów Hex 20 występujących w modelu ortozy z otworami o kształcie sześciokąta

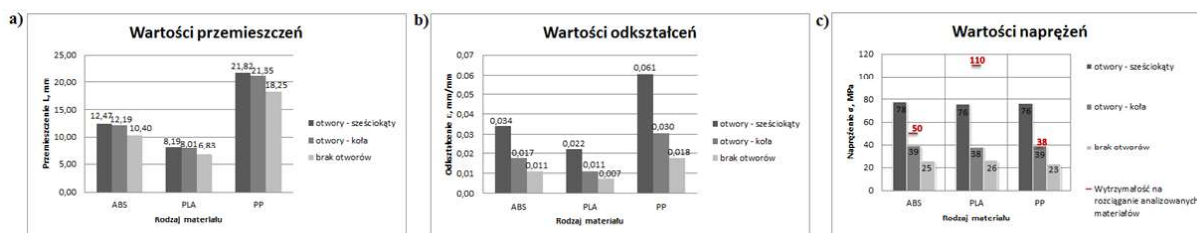
Zdefiniowano warunki brzegowe dla uzyskanych modeli. Konstrukcje utwierdzono w miejscu podłoża ortozy – rys. 6.a. Wartości sił występujące w trakcie wykonywania fazy *midstance* zaczerpnięto z danych literaturowych [10] i zdefiniowano je w poszczególnych elementach ortozy – rys. 6.b. Kierunki działania poszczególnych sił przedstawiono na schemacie – rys. 6.c.



Rys. 6. Schemat rozkładu: a) miejsca podparcia konstrukcji, b) sił działających na ortezę wraz z wartościami, c) kierunki działania sił na ortezę

3. WYNIKI

Maksymalne wartości przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera - Missesa – Henckiego przedstawiono w postaci wykresów – rys. 7.



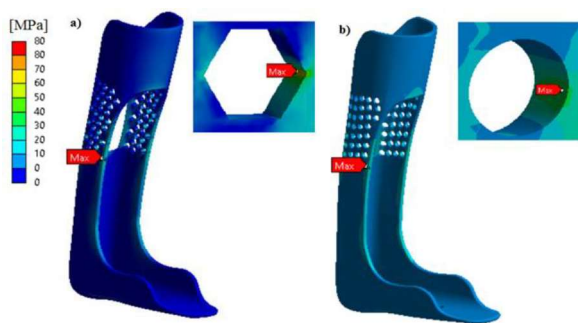
Rys. 7. Wartości: a) przemieszczeń, b) odkształceń, c) naprężeń uzyskanych w analizowanych modelach ortozy

Analiza uzyskanych wyników wykazała, że przekroczona została granica wytrzymałości na rozciąganie R_m w modelach z otworami o kształcie sześciokąta wykonanych z PLA i PP oraz koła z materiału PP (tabela 1, wykres – rys. 7).

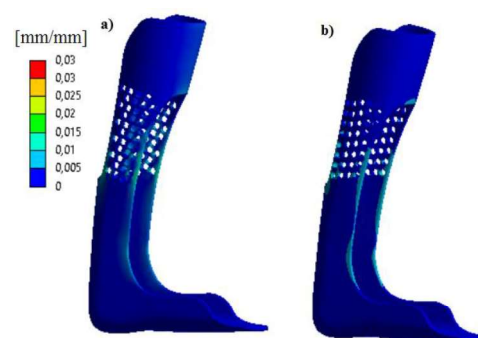
Ponadto stwierdzono, że modyfikacja postaci konstrukcyjnej ortozy otworami w kształcie kół oraz sześciokątów powoduje wzrost maksymalnych naprężeń w stosunku do ortozy niezmodyfikowanej. Obszary spiętrzenia naprężeń zlokalizowane są w części pionowej ortez zmodyfikowanych w miejscu wprowadzenia otworów – rys. 8.

Odkształcenie ortozy z otworami o kształcie sześciokąta jest skumulowane w miejscu wprowadzonych modyfikacji, a co więcej dla tego rozwiązania zanotowano najwyższe wartości omawianego parametru. Inaczej zauważono dla modelu z otworami o kształcie koła, w którym wartość odkształcenia jest o połowę mniejsze, a strefa odkształceń rozlokowana jest równomiernie na krawędzi ortozy.

Wartości przemieszczeń uzyskanych dla modeli sugerują, że konstrukcje nie są wystarczająco sztywne, aby utrzymać pożądany kąt 12° . Jednak dla materiałów PLA oraz ABS zmiany te są dwukrotnie mniejsze niż dla ortez wykonanych z polipropylenu.



Rys. 8. Obszary występowania największych wartości naprężeń w modelach ortez z otworami o kształcie: a) sześciokąta, b) koła



Rys. 9. Strefy odkształceń w modelach ortez z otworami o kształcie: a) sześciokąta, b) koła

4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonej analizy wytrzymałościowej można stwierdzić, że zaproponowane modyfikacje geometrii obniżają wytrzymałość konstrukcji ortozy w stosunku do ortozy niezmodyfikowanej. Niemniej zaobserwowano korzystne funkcjonowanie otworów o kształcie koła dla ortez wykonanych z materiału ABS.

Analiza wykazała, że w produkcji ortez typu GRAFO możliwe jest zastosowanie materiałów powszechnie wykorzystywanych w technologii FDM druku 3D [11]. Dodatkowo stwierdzono, że sztywność konstrukcji wykonanych z PLA oraz ABS jest większa od tradycyjnie stosowanego materiału na protezy jakim jest polipropylen. Zapewnienie sztywności elementów stabilizatora jest istotnym aspektem w przypadku gdy należy wykonać konstrukcję, w której praca ortozy jest niepożądana. Należy jednak zaznaczyć, że PLA zaliczany jest do materiałów biodegradowalnych, co może być tematem kolejnych badań, w których należałoby wyznaczyć czas degradacji ortozy.

Powyższa analiza wytrzymałościowa zwraca uwagę na problem związany z modyfikacją ortez, który wpływa na wytrzymałość konstrukcji. Stąd, tak istotny jest odpowiedni wybór rodzaju, miejsca i sposobu wykonywania otworów wentylacyjnych w urządzeniach tego typu. Co więcej, wybór materiału na ortezy ma fundamentalne znaczenie w produkcji ortez.

LITERATURA

- [1] Bartkowiak Z., Łuczak-Piechowiak A., Zgorzalewicz-Stachowiak M., Idzior M., Pajor J.: Metody zaopatrzenia ortopedycznego stosowane u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. *Fizjoterapia*, vol. 16, 2008, s. 99-113.
- [2] Dega W., Singer A.: *Ortopedia i rehabilitacja T.1 i 2*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1996.
- [3] Edelman J.E., Bruckner J.: *Orthotic: A comprehensive Clinical Approach*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated 2002.
- [4] Lai J., Moldflow Material Testing Report. MAT2238. NatureWorks PLA. Moldflow 2007.
- [5] Mańkowski J., Garbarczyk J., Kozłowski R., Pauksza D., Borysiak S.: Thermoplastic polimer composite. Patent nr. WO2011025398 A1.
- [6] Owen E.: The importance of being earnest about shank and thigh kinematics especially when using ankle-foot orthoses. *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 34(3), 2010, p. 254–269.
- [7] Przeździak B, Nyka W.: Zastosowanie kliniczne protez, ortoz i środków pomocniczych, *VIA MEDYCA* 2008.
- [8] Rusiński E.: *Metoda elementów skończonych*. Wyd. komunikacji i łączności, Warszawa 1994.
- [9] Schrank E., Stanhope S.: Dimensional accuracy of ankle-foot orthoses constructed by rapid customization and manufacturing framework. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 48, nr 1, 2011, p. 31-42.
- [10] Silva P. C., Silva M. T., Martins J. M.: Evaluation of the contact forces developed in the lower limb/orthosis interface for comfort design. *Multibody Syst Dyn*, vol. 24, 2010, p. 367–388
- [11] Telfer S., Pallari J., Munguia J., Dalgarno K., McGeough M., Woodburn J.: Embracing additive manufacture: implications foot and ankle orthosis design. Telfer et al. *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 13, no.1, 2012, p. 84
- [12] <http://www.makeitfrom.com> (data dostępu 1.03.2016)
- [13] http://xahax.com/subory/Spec_ABS.pdf (dostęp 01.12.2015)

STRENGTH ANALYSIS OF MODIFIED GRAFO ORTHOSIS USING FINITE ELEMENT METHOD

Abstract: Conducted analysis of numerical models orthoses unmodified and modified with performed holes in the shape of circle and hexagon. Calculations using Finite Element Method were conducted for different materials (ABS, PLA and PP) in *midstance* phase and there was prepared estimation of strength structures for individual solutions.

**Piotr WODARSKI¹, Jacek JURKOJC¹, Robert MICHNIK¹, Andrzej BIENIEK¹,
Marek GZIK¹**

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

WYZNACZANIE OBCIĄŻEŃ UKŁADU SZKIELETOWO-MIĘŚNIOWEGO W STAWACH KOŃCZYN GÓRNYCH PODCZAS WYKONYWANIA CZYNNOSCI DIAGNOSTYCZNYCH

Streszczenie: W przeprowadzonych badaniach wykorzystano narzędzie inżynierskie jakie stanowi identyfikacja obciążeń w układzie mięśniowo-szkieletowym do diagnostyki osób z problemami neurologicznymi w obrębie kończyn górnych. Diagnostykę przeprowadzono w odniesieniu do wyników dla grupy 23 osób zdrowych. Obliczenia modelowe przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania AnyBody i zweryfikowanego modelu Free Posture Move.

Słowa kluczowe: kończyna górna, modelowanie, Anybody

1. WSTĘP

Analiza przebiegów wartości kątów anatomicznych w stawach kończyny górnej, podczas oceny stopnia niepełnosprawności, może zostać wzbogacona o proces identyfikacji wartości sił generowanych przez mięśnie oraz reakcji w stawach. Zarejestrowana baza danych kinematycznych, może posłużyć jako dane użyteczne w procesie modelowania obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego, w tym w szczególności aktywności wybranych mięśni. Przegląd literatury w oparciu o badania Świtońskiego [1], Moreckiego [2,3], Tejszskiej [4], Jurkojcia [5], Holtzbaur [6], Pennestri [7], Michnika [8] i innych, w temacie zastosowania biomechanicznych metod wspomagania procesów rehabilitacji osób z problemami neurologicznymi, pozwala na zakwalifikowanie modelowania inżynierskiego do metod wspomagających proces diagnozowania układu ruchu człowieka. Słuszna wydaje się więc metoda modelowania inżynierskiego z wykorzystaniem optymalizacji w procesach identyfikacji sił mięśniowych [8,9,10].

2. CEL BADAŃ

Celem badań jest ocena obciążeń występujących w stawach kończyn górnych podczas wykonywania czynności fizjoterapeutycznych przez osoby zdrowe oraz pacjentów. W badaniach wykorzystano metody modelowania z użyciem optymalizacji statycznej.

3. METODYKA BADAŃ

Przygotowanie normy obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego wymaga opracowania wzorca poprawnie wykonywanych ruchów dla zaprojektowanych aplikacji. Do wzorca mogą zostać odniesione wyniki badań osób z deficytami ruchowymi.

Charakterystyka badanej grupy

Charakterystyka badanej grupy obejmuje dane 23 osób zdrowych (10 kobiet: k1-k10 i 13 mężczyzn: m1-m13) oraz dane 2 osób z dysfunkcjami w obrębie kończyn górnych (p1, p2) wykonujących wyselekcjonowane ćwiczenia. Badane osoby zdrowe nie posiadały jakichkolwiek obserwowalnych i zdiagnozowanych defektów w obrębie narządu ruchu. Charakterystykę grupy 23 badanych osób oraz pacjentów przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Charakterystyka 23 osób zdrowych oraz pacjentów wykonujących wyselekcjonowane ćwiczenia

	wiek	masa [kg]	wzrost [cm]	BMI*
Średnia dla badanej grupy 23 osób	23,35	66,00	175,87	21,23
Odch. std. dla badanej grupy 23 osób	1,37	11,76	9,48	2,61
p1	17	54	167	19,4
P2	41	72	176	23,2

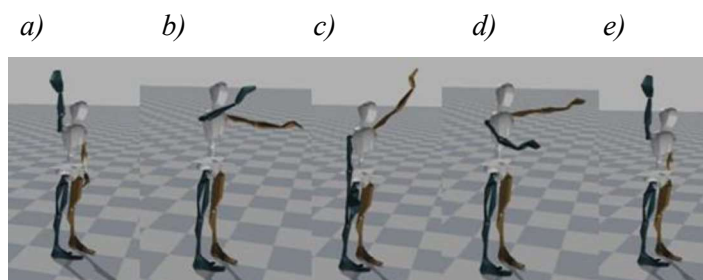
*BMI - Body Mass Index

Informacja o występującej dysfunkcji ruchowej dla pacjenta pierwszego obejmuje dysfunkcję lewej kończyny górnej, wynikającą z nieprawidłowego działania układu szkieletowo-mięśniowego, na skutek urazu mechanicznego nerwów obwodowych w obrębie kończyny lewej (uszkodzony min. nerw promieniowy i łokciowy). Kończyna prawa jest sprawna. Pacjent wykazuje problemy z wykonywaniem ruchów w obrębie lewego stawu nadgarstkowego oraz lewego stawu łokciowego. Ruch w tych stawach jest ograniczony, w skrajnych przypadkach sprawia ból. Pacjent drugi doznał uszkodzenia górnej części splotu ramiennego kończyny lewej. Kończyna prawa jest sprawna. Pacjent wykazuje trudności w wykonywaniu ruchów kończyną lewą oraz posiada niewielkie ograniczenia ruchowe w obrębie lewego stawu łokciowego.

Selekcja wykonywanych podczas badań czynności

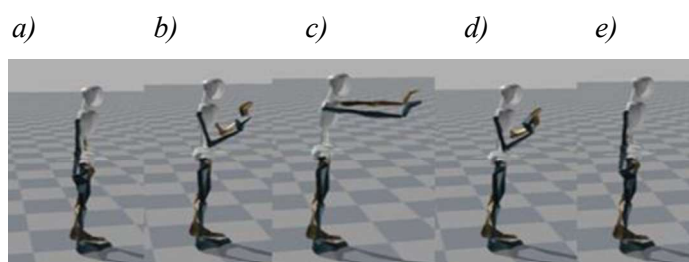
Po konsultacji z fizjoterapeutami dokonano selekcji wykonywanych podczas badań czynności ruchowych. Z pośród wykonywanych przez pacjentów ćwiczeń rehabilitacyjnych, jako część codziennej terapii klinicznej oraz ćwiczeń służących diagnostyce aktywności mięśni w obrębie kończyn górnych nawiązujących do zadań grafomotoryki dużej, wybrano dwie sekwencje ruchowe.

Pierwsza sekwencja ruchowa polega na powolnym, przemiennym unoszeniu kończyn górnych i opuszczaniu (poprzez zginanie/prostowanie kończyny w stawie ramiennym). Ćwicząca osoba staje w pozycji wejściowej z uniesioną jedną kończyną górną (przyjęto, że jest to kończyna prawa) jak na rys. 1a, a następnie wykonuje ruch kończyną prawą w dół, przy jednoczesnym ruchu kończyny lewej w górę zgodnie z rys. 1b, aż do osiągnięcia pozycji z rys. 1c. Następnie po chwili przerwy czynność jest powtarzana analogicznie dla odpowiednich kończyn zgodnie z fazą przejściową z rys. 1d, aż do osiągnięcia pozycji wejściowej z rys. 1e.



Rys. 1. Pierwsza sekwencja ruchowa

Druga sekwencja ruchowa polega na powolnym uniesieniu kończyny górnej ruchem symulującym wypychanie przedmiotu. Ćwiczenie rozpoczyna się w pozycji wejściowej jak na rys. 2a, następnie wykonane jest zgięcie w stawie łokciowym przy niewielkim unoszeniu ręki i przedramienia w sposób pokazany na rys. 2b. Następnym etapem jest wypchnięcie kończyny do przodu, aż do osiągnięcia pozycji z rys. 2c. Kolejno następuje kilkusekundowa przerwa i wykonując sekwencje powrotną poprzez fazę z rys. 2c i 2d uzyskując fazę z rys. 2e.



Rys. 2. Druga sekwencja ruchowa

Selekcja mierzonych wielkości

W ramach przeprowadzonych badań, dla 23 badanych osób zdrowych i osób z dysfunkcją ruchową w obrębie kończyn górnych, z wykorzystaniem inercyjnego systemu do przestrzennej analizy ruchu MVNBiomech firmy Xsens, podobnie jak w badaniach [9], dokonano pomiarów wielkości kinematycznych każdej z wyselekcjonowanych czynności ruchowych. Zarejestrowano następujące wartości kątów w stawach dla kolejnych chwil czasowych, dla obydwu kończyn górnych: w stawie ramiennym (zginanie/prostowanie, odwodzenie/przywodzenie, rotacja wewnętrzna/rotacja zewnętrzna), w stawie łokciowym (zginanie/prostowanie, pronacja/supinacja) oraz w stawie nadgarstkowym (zginanie dłoniowe/grzbietowe, przywodzenie łokciowe/odwodzenie promieniowe)

Badania modelowe

Zarejestrowane wielkości kinematyczne przetransformowano do dostępnego na rynku oprogramowania AnyBody. Oprogramowanie umożliwia obliczenie obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego dla zadanych wielkości kinematycznych. Wybrany model Free Posture Move odzwierciedla indywidualne, zarejestrowane trajektorie ruchów na podstawie zadanych wielkości dla każdego ze stawów kończyny górnej. Model umożliwia wyznaczanie: czasowych wartości sił generowanych przez poszczególne mięśnie, ich poziom aktywacji, generowana moc, wartości momentów sił względem stawów oraz reakcji w stawach.

Identyfikacja obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego, w wykorzystanym modelu, odbywa się zgodnie z metodyką optymalizacji statycznej, przy zastosowaniu funkcji celu zakładającej minimalizację sumy sześcianów sił mięśniowych. Szczegółowe informacje na temat zastosowanego modelu oraz na temat jego weryfikacji można znaleźć w publikacjach [11,12].

Utworzono zindywidualizowane modele dla każdej z badanych osób oraz wykonano czasochłonne obliczenia wyznaczając momenty sił względem stawów, reakcje w stawach dla każdej z wykonywanych sekwencji ruchowych dla stawów: ramiennego, łokciowego i nadgarstkowego.

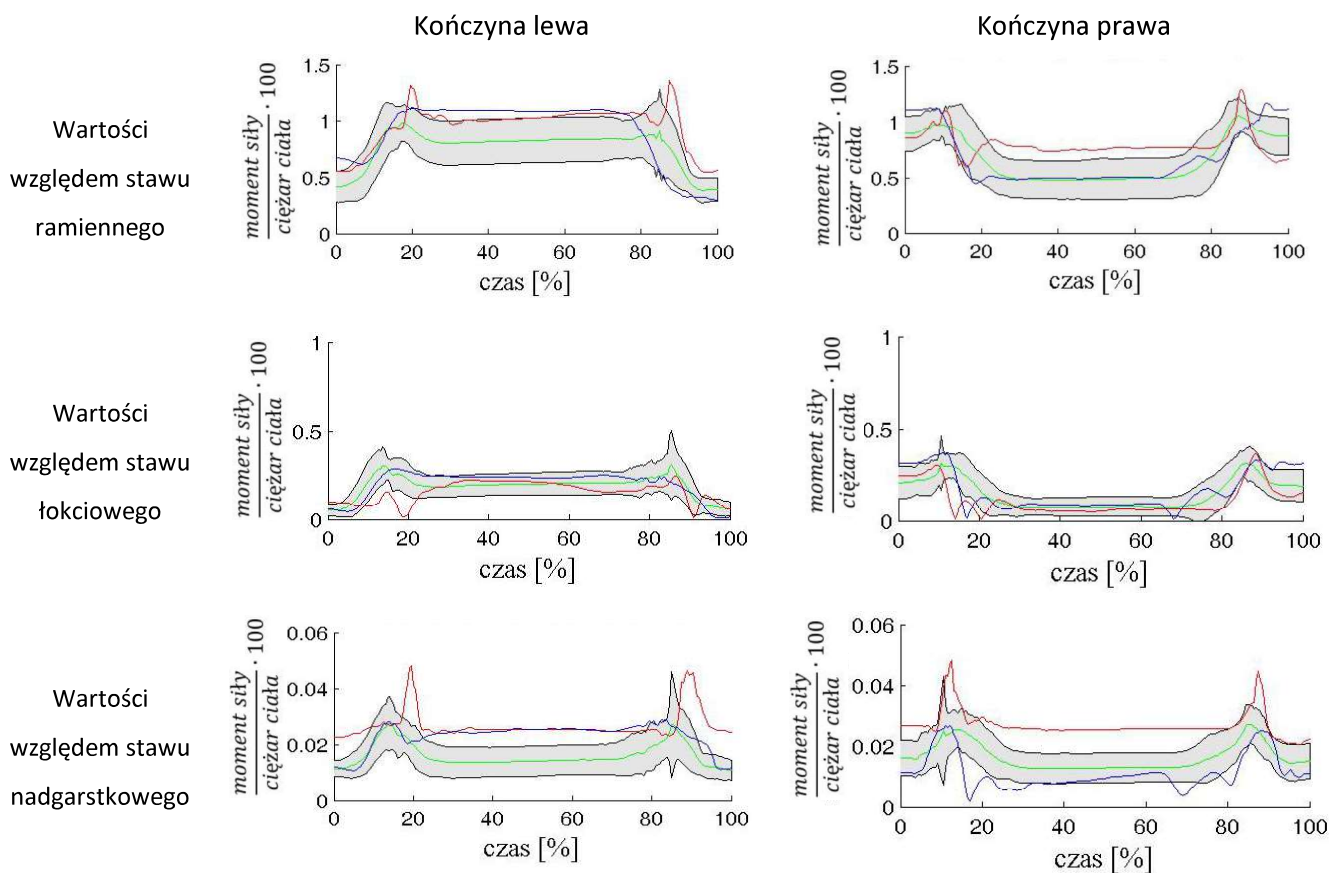
W celu określenia normy odniesienia obliczono wartość średnią i odchylenie standardowe dla grupy badanych osób zdrowych. Dla każdej chwili czasowej do wartości średniej dodano i odjęto wartość odchylenia standardowego tworząc zakres przyjęty jako zakres kątowy poprawnie wykonanej sekwencji ruchowej. Wyniki dla osób z deficytem ruchowym odniesiono do przyjętej normy.

4. WYNIKI

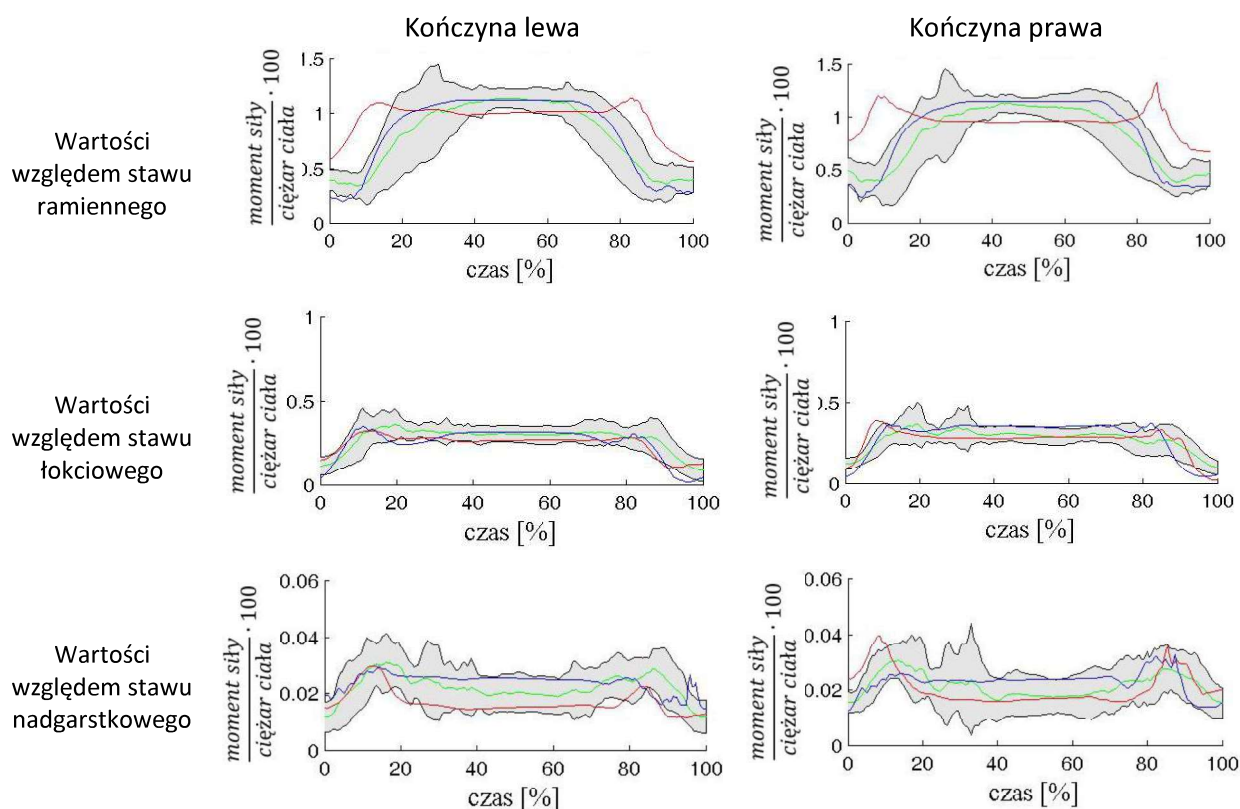
Wartości momentów sił mięśniowych względem stawów, obliczone dla badanych osób z dysfunkcjami kończyn górnych, dla pierwszej i drugiej sekwencji ruchowej porównane z obliczonym dla osób zdrowych zakresem przedstawiają rys. 3 i rys. 4. Dla badanych osób wyznaczone przebiegi momentów sił mięśniowych względem stawów odniesiono do ciężaru ciała

Dla wszystkich poniższych wykresów kolorem czerwonym zaznaczono wartości dla pierwszego pacjenta, a kolorem niebieskim dla pacjenta drugiego (kolorem zielonym zaznaczono wartość uśrednioną dla grupy osób zdrowych). Za skalę czasu przyjęto procent całego ruchu.

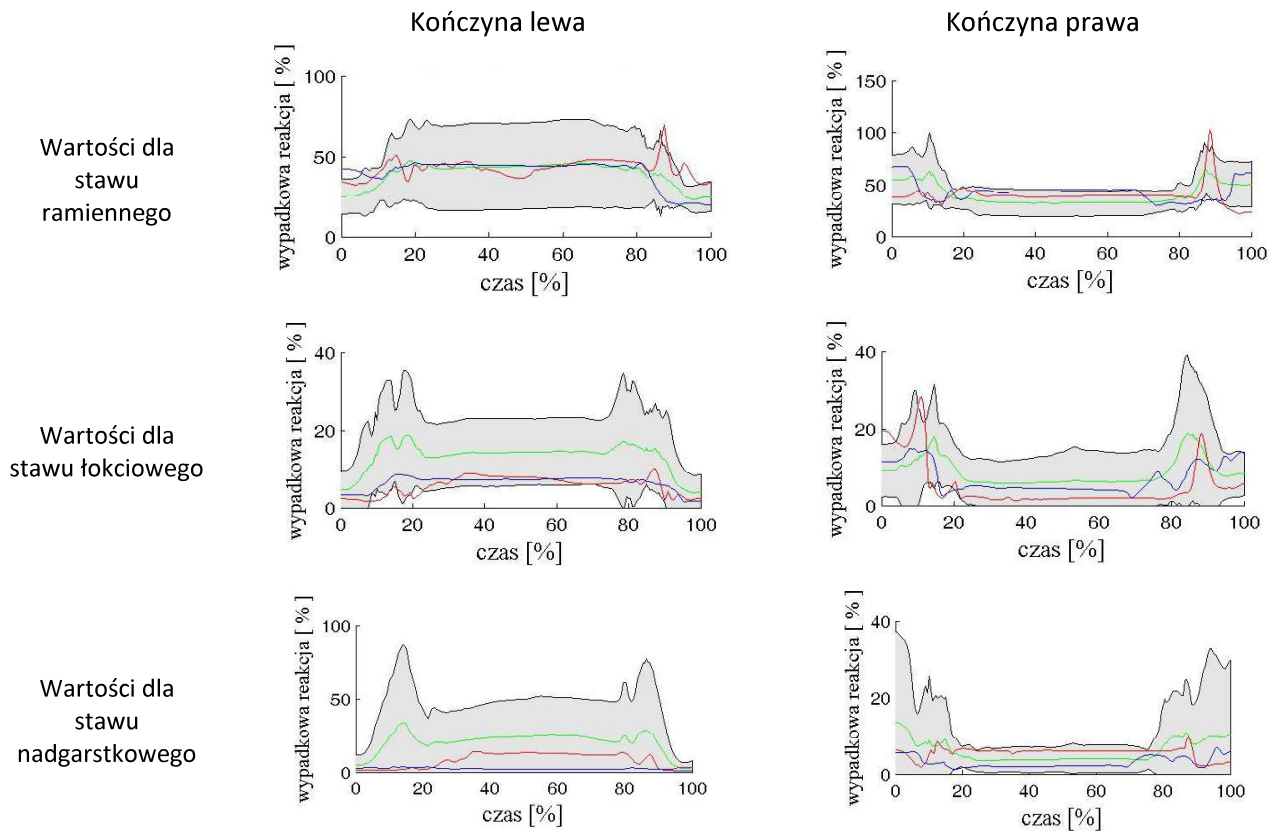
Wartości wypadkowych reakcji w stawach obliczone dla badanych osób z dysfunkcjami kończyn górnych dla pierwszej i drugiej sekwencji ruchowej w porównaniu z wynikami dla osób zdrowych przedstawiają rys. 5 i rys. 6. Wyniki reakcji odniesiono do ciężaru badanych osób.



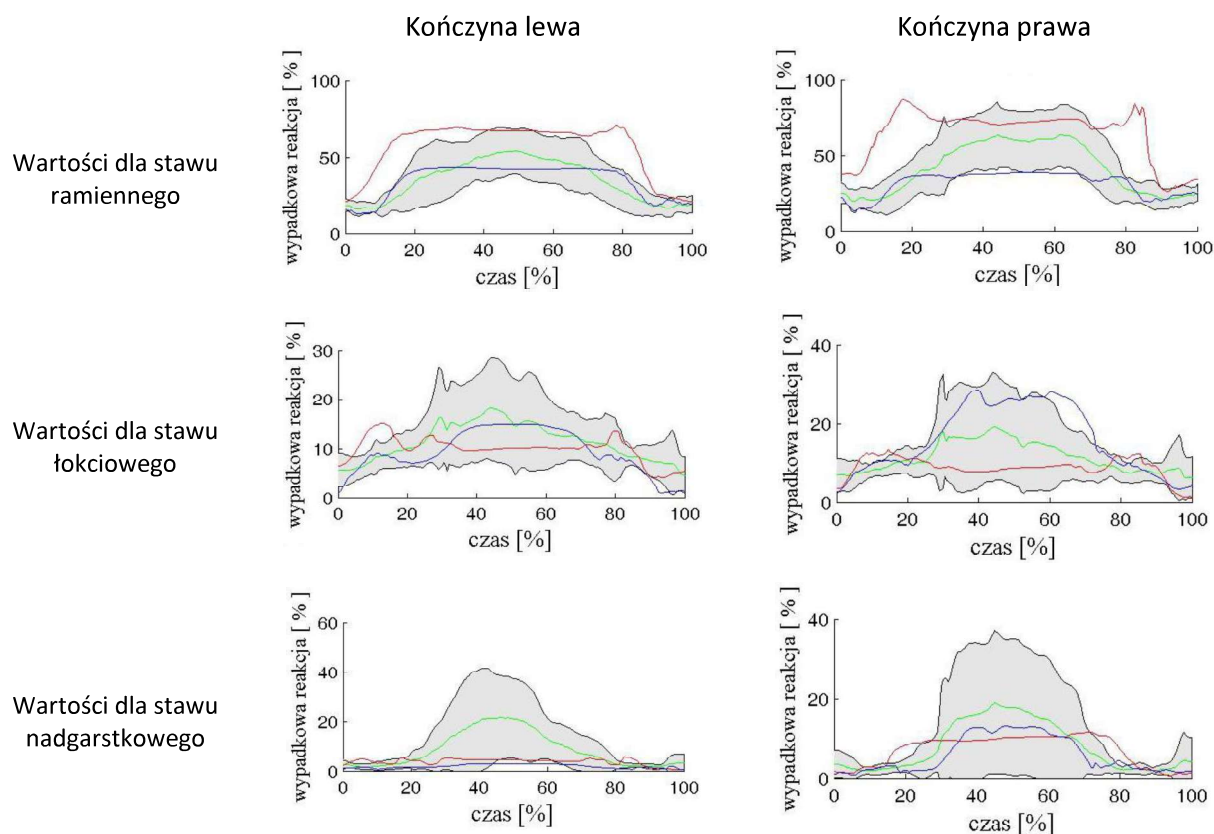
Rys. 3. Wypadkowe uśrednione momenty sił względem stawów kończyny górnej dla badanych pacjentów w odniesieniu do grupy osób zdrowych dla pierwszej sekwencji ruchowej



Rys. 4. Wypadkowe uśrednione momenty sił względem stawów kończyny górnej dla badanych pacjentów w odniesieniu do grupy osób zdrowych dla drugiej sekwencji ruchowej



Rys. 5. Wypadkowe reakcje obliczone w stawach kończyny górnej dla grupy badanych pacjentów w odniesieniu do grupy osób zdrowych dla pierwszej sekwencji ruchowej



Rys. 6. Wypadkowe reakcje obliczone w stawach kończyny górnej dla grupy badanych pacjentów w odniesieniu do grupy osób zdrowych dla drugiej sekwencji ruchowej

5. Dyskusja wyników

Obliczenia wielkości dynamicznych przeprowadzono z wykorzystaniem optymalizacji statycznej z wykorzystaniem zmierzonych wielkości kinematycznych. Podobnie jak w badaniach Murray [13] wielkości te stanowiły bazę danych wejściowych do kolejnych obliczeń. Obliczenia modelowe przeprowadzono dla grupy osób zdrowych oraz dla pacjentów p1 i p2.

Dla pierwszej sekwencji ruchowej, dla grupy osób zdrowych, przebiegi momentów sił mięśniowych wykazują charakter szybkiej zmiany wartości w początkowej i końcowej fazie ruchu. Dla kończyny lewej jest to wzrost, a dla prawej spadek wartości spowodowane unoszeniem i opadaniem kończyny. Zgięcie kończyny górnej w stawie ramiennym powoduje zmianę położenia środka ciężkości kończyny względem tego stawu, a tym samym zwiększenie momentu siły zewnętrznej pochodzącej od środka ciężkości względem tego stawu. Charakterystyczne dla sekwencji pierwszej jest to, że zmiana wypadkowego momentu sił jest największa w stawie ramiennym. Na wykresach można zaobserwować również chwilowy wzrost wartości w około 15% i 85% czasu trwania ruchu. Prawdopodobnie jest on zależny od szybkości wykonywania ruchu i wynika z bezwładności kończyny. Odpowiadające wyznaczonym momentom sił względem stawów wypadkowe reakcje wykazują również wzrost wartości w tych obszarach (o min. 20% dla stawu ramiennego i nadgarstkowego i min. 15% dla stawu łokciowego). Dla drugiej sekwencji ruchowej podobne zmiany zaobserwowano w przypadku wykresów momentów sił względem stawów, niemniej jednak dla odpowiadających im reakcji w stawach wykresy nie wykazują tak znaczących zmian na początku i na końcu ruchu (zmiany wartości dla stawu łokciowego i nadgarstkowego nie przekraczają 10%, natomiast dla stawu ramiennego 15%).

Wyniki obliczeń wypadkowych reakcji w stawach kończyny górnej mogą zostać odniesione do wyników obliczeń uzyskiwanych w literaturze, w badaniach m.in. Bergmana [14], Nikooyan [15] i Tejszerskiej [16] dla czynności dnia codziennego. Dla przyjętych i zaimplementowanych w opracowanym systemie sekwencji ruchowych możliwe jest wykorzystanie wyników pomiarów Bergmana [14], które wskazują na maksymalne uzyskiwane wartości reakcji w stawie ramiennym dla pierwszej sekwencji ruchowej. Dla sekwencji wykonywanej wolno wartości maksymalne wynoszą 125% ciężaru ciała, a wykonywanej szybko 145% ciężaru ciała. Typowe wartości to 85%-100% ciężaru ciała. Dla badań modelowych Nikooyan [15] wyniki te są nieznacznie niższe i osiągają wartość 65% masy ciała. Porównanie uzyskanych wyników wypadkowych reakcji w stawach pozwala na określenie, iż maksymalne uśrednione wyniki dla grupy osób zdrowych w stawie ramiennym są zbliżone do wyników uzyskanych w badaniach modelowych i można zinterpretować je jako prawidłowe uzyskane dla tego stawu wartości obciążeń, nie wskazujące na niepełnosprawność w obrębie stawu ramiennego. Nieco inna sytuacja występuje u pacjentów, gdzie wartości reakcji dla pierwszej porównywanej sekwencji wynoszą 102% (p1) i 68% (p2) dla kończyny zdrowej oraz 70% (p1) i 46% (p2) dla kończyny z dysfunkcją. Mniejsza wartość tej wypadkowej reakcji dla kończyny z dysfunkcją ruchową, w szczególności dla pacjenta p2, może wskazywać na niepełnosprawność tej kończyny.

Kolejnym etapem w ocenie obciążeń występujących w kończynach górnych na podstawie obliczeń modelowych jest porównanie wyników uzyskanych dla pacjentów z przyjętym wzorcem analizowanych wielkości. Analizując wyniki na rys. 3 i rys. 4, dla pacjenta p2 wartości wypadkowych momentów sił względem stawów dla pierwszej i drugiej sekwencji ruchowej mieszczą się w większości w przyjętym wzorcu z największymi różnicami w stawie nadgarstkowym. Dla pacjenta p1 kształt obliczonych trajektorii przypomina wzorzec, ale uzyskiwane wielkości są większe aniżeli u osób zdrowych, przekraczają przyjęte normy. Szczególnie jest to widoczne w połowie pierwszej i połowie drugiej fazy ruchu tj. dla chwili około 15% ruchu i 85% ruchu. Maksymalne różnice na poziomie 0,25% m zaobserwowano dla pierwszej sekwencji ruchowej i mogą one być spowodowane chwilowym wzrostem prędkości kątowych wykonywanych ruchów, co jest charakterystyczne dla wyselekcjonowanych czynności ruchowych.

Podobnych wniosków dostarcza analiza wypadkowych reakcji w stawach przedstawiona na rys. 5 i rys. 6. Dla wykresów reakcji można zaobserwować różnice uzyskiwanych wartości pomiędzy kończyną zdrową i niedowładną. Dla kończyny zdrowej (prawej) wartości dla pacjentów oraz wartości przyjęte jako norma, osiągają od kilkunastu do kilkudziesięciu procent ciężaru ciała, dla każdej obliczanej w trzech stawach reakcji, w przypadku obydwu sekwencji ruchowych (wyjątek stanowi wartość dla stawu nadgarstkowego pierwszej sekwencji ruchowej, która nie odgrywa w tym ruchu znaczącej roli). Dla pierwszej sekwencji ruchowej, dla kończyn z niedowładem zaobserwowano wysokie reakcje tylko dla jednego z analizowanych stawów (dla stawu ramiennego). Dla pozostałych stawów wartości te są bardzo małe, a trajektorie wypadkowych reakcji płaskie (bliskie linii zera).

6. WNIOSKI

Analiza wielkości dynamicznych (reakcji i momentów względem stawów) jakie stanowią obciążenia w układzie mięśniowo – szkieletowym stanowi próbę określenia obciążeń występujących w kończynie górnej dla osób z problemami neurologicznymi. Dla lekarzy i fizjoterapeutów może być narzędziem, które dostarcza informacji na temat nieprawidłowości w funkcjonowaniu mięśni i stawów na podstawie różnic uzyskiwanych

wartości obciążeń w stawach dla prawidłowo i nieprawidłowo wykonanych sekwencji ruchowych.

Opracowana metodyka pomiarów pozwoliła na przeprowadzenie badań osób zdrowych oraz pacjentów z dysfunkcjami ruchowymi w obrębie kończyn górnych. Wyniki mogą być wykorzystane do wspomagania diagnostyki oraz mogą stanowić źródło informacji odnośnie biomechaniki kończyn górnych.

LITERATURA

- [1] Świtoński E., Guzik-Kopyto A.: Biomechanika kończyny górnej,(w:) Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji, PIB, s. 241-324, Radom, 2011.
- [2] Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: Bionika ruchu. PWN, Warszawa 1976.
- [3] Morecki A., Knapczyk J., Kędzior K.: Teoria mechanizmów i manipulatorów. Podstawy i przykłady zastosowań w praktyce., Wydawnictwo Naukowo Techniczne, Warszawa 2002.
- [4] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M. (Praca zbiorowa): Biomechanika narządu ruchu człowieka, Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska, Współpraca wydawnicza: Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011.
- [5] Hajok J., Jurkojć J., Wodarski P., Bieniek A., Gzik M.: Parametry kinematyczne wybranych wzorcowych sekwencji ruchowych wykorzystywanych w terapii klinicznej, Konferencja Naukowa „Majówka Młodych Biomechaników” im. prof. Dagmary Tejszerskiej, materiały konferencyjne, Ustroń 8-10 Maja 2015, s. 49-50.
- [6] Holzbaur K.R.S., Murray W.M., Delp S.I.: A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, no. 6, 2005, p. 829–840.
- [7] Pennestri E., Stefanelli R., Valentini P.P., Vita L.: Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb, Elsevier, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, 2007, p. 1350–1361.
- [8] Michnik R.: Badania modelowe i doświadczalne chodu człowieka w aspekcie procesu jego rehabilitacji, Katedra Biomechatroniki w Zabrze, Instytut Technologii Eksploatacji – PIB w Radomiu, 2013.
- [9] Łysoń B., Kwacz M., Błażkiewicz M., Wit A.: Symulacja sił mięśniowych podczas pchnięcia kulą, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 9, 2015, s. 73-78.
- [10] Guzik-Kopyto A., Wodarski P., Piecko M.: Analiza kinematyki kończyny górnej podczas gry na skrzypcach, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 8, 2014, s. 27-32.
- [11] Guzik-Kopyto A., Michnik R., Wodarski P., Chuchnowska I.: Determination of loads in the joints of the upper limb during activities of daily living, *Information Technologies in medicine*, 5th International Conference, ITIB 2016 Kamień Śląski, Poland, June 20-22, Proceedings, Springer, vol. 2, 2016, p. 99-108.
- [12] Guzik-Kopyto A., Michnik R., Wodarski P., Gzik M., Bieniek A.: Wyznaczanie obciążeń w układzie szkieletowo-mięśniowym kończyny górnej na podstawie badań kinematyki z wykorzystaniem inercyjnego systemu pomiarowego, *Modelowanie Inżynierskie*, nr 53, 2015, s. 62-69.
- [13] Murray I.A., Johnson G.R.: A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks, Elsevier, *Clinical Biomechanics*, vol. 19, 2004, p. 586–594.

- [14] Bergmann G., Graichen F., Bender A., Rohlmann A., Halder A., Beier A., Westerhoff P.: In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction, *Jurnal of Biomechanics*, vol. 44, 2011, p. 1543-1552.
- [15] Nikooyan A.A., Veeger H.E.J., Westerhoff P., Graichen F., Bergmann G., van der Helm F.C.T.: Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces, Elsevier, *Journal of Biomechanics*, vol. 43, 2010, p. 3007–3014.
- [16] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M. (Praca zbiorowa): *Biomechanika narządu ruchu człowieka*, Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska, Współpraca wydawnicza: Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011.

DETERMINATION OF LOADS OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM IN UPPER LIMB JOINTS DURING PERFORMING OF DIAGNOSTIC MOTIONS

Abstract: In this study it was used the engineering tool such as the identification of loads of a muscle-skeletal system to diagnose of people with neurological problems in the upper limbs area. Diagnosis was carried out according to a group of 23 healthy subjects. Model calculations were computed using the Anybody software and using verified Free Posture Move model.