

**POLITECHNIKA ŚLĄSKA
WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ
KATEDRA BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYTY NAUKOWE
KATEDRY BIOMECHATRONIKI**

ZESZYT nr 23
(grudzień 2023)

**AKTUALNE PROBLEMY
BIOMECHANIKI**

ZABRZE 2023

RADA PROGRAMOWA

Bogdan Bacik
Tomasz Bielecki
Marek Gzik – przewodniczący
Dawid Larysz
Grzegorz Milewski
Andrzej Myśliwiec
Zbigniew Paszenda

REDAKCJA

Redaktor naczelny: **Robert Michnik**
Zastępca redaktora naczelnego: **Alicja Balin**
Redaktorzy tematyczni: **Edyta Kawlewska, Katarzyna Nowakowska-Lipiec**
Redaktor techniczny: **Dobrochna Fryc**

ZESPÓŁ REDAKCYJNY

Bogdan Bacik, Alicja Balin, Romuald Będziński, Tomasz Bielecki, Sławomir Duda, Damian Gąsiorek, Marek Gzik – przewodniczący, **Krzysztof Jamroziak, Jacek Jurkojć, Sławomir Kciuk, Dawid Larysz, Jerzy Małachowski, Arkadiusz Mężyk, Robert Michnik, Grzegorz Milewski, Zbigniew Paszenda, Celina Pezowicz, Ewa Piętka, Wojciech Wolański**

ISSN 1898-763X

Artykuły zostały opracowane z tekstów nadesłanych przez Autorów.
Wydano za zgodą Dziekana Wydziału Inżynierii Biomedycznej.

Wszystkie artykuły umieszczone w niniejszym czasopiśmie są recenzowane.

ADRES REDAKCJI

Katedra Biomechatroniki Politechniki Śląskiej
ul. Roosevelta 40
41-800 Zabrze

Tel: (+48 32) 277 74 70
Adres e-mail: apb@biomechanik.pl
www.biomechanik.pl/apb

SPIS TREŚCI

1. Wilińska K., Kozuń M.: Wpływ wybranych parametrów druku na właściwości mechaniczne próbek wykonanych z materiału elastomerowego..... 5
2. Jagodyńska J., Snarski K., Iwan D., Gryko A., Prochor P., Weremczuk A., Rodziewicz M.: Chodzik dla dziecka z wrodzoną łamliwością kości 13
3. Snarski K., Orzechowski J., Nowińska D., Gryko A., Jagodyńska J., Prochor P.: Innowacyjny stolik do rehabilitacji osób starszych 19
4. Sekuła K., Detyna J., Szymczyk-Ziółkowska P.: Wykorzystanie projektowania generatywnego w procesie projektowania wytwarzanego przyrostowo, personalizowanego implantu kości jarzmowej 25
5. Zając Z., Łagan S., Liber-Kneć A.: Ocena wybranych właściwości mechanicznych i fizycznych akrylowych cementów kostnych o niskiej lepkości..... 35

Karolina WILIŃSKA¹, Marta KOZUŃ²

¹KN BioAddMed, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

²Katedra Mechaniki, Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

WPLYW WYBRANYCH PARAMETRÓW DRUKU NA WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNE PRÓBEK WYKONANYCH Z MATERIAŁU ELASTOMEROWEGO

Streszczenie: Prezentowana praca dotyczy właściwości mechanicznych próbek wytworzonych z materiału typu elastomer (TPU) z użyciem addytywnych technik wytwarzania (metoda MJF). Do badań właściwości mechanicznych wykonano próbki o różnych grubościach oraz różnej orientacji względem platformy roboczej drukarki 3D. Właściwości mechaniczne wyznaczono z użyciem testu jednoosiowego rozciągania, który prowadzony był z prędkością obciążenia 100 mm/min. Przeprowadzone badania wykazały wpływ grubości, orientacji próbek oraz zastosowanej metody obliczania modułu sprężystości na właściwości sprężyste badanych próbek.

Słowa kluczowe: właściwości mechaniczne, elastomery, materiały wysoko odkształcalne, moduł sprężystości wzdłużnej

1. WSTĘP

Ciągły rozwój technik addytywnych sprawił, że są one coraz częściej wykorzystywane w wytwarzaniu wysokowydajnych komponentów na dużą skalę, które docelowo mają zastąpić elementy produkowane z użyciem konwencjonalnych metod wytwarzania w różnych branżach, w tym również w branży medycznej [2][3]. Najbardziej popularną grupą materiałów wytwarzanych z użyciem technologii przyrostowych są polimery nisko odkształcalne i metale. Dotychczas realizowane prace badawcze wykazały istotny wpływ orientacji próbek na ich właściwości mechaniczne w przypadku materiałów takich jak polilaktyd (PLA) [4] oraz dla metali [5]. Materiały elastomerowe należące do grupy materiałów wysoko odkształcalnych są przedmiotem analiz znacznie rzadziej, co znacząco ogranicza możliwości ich zastosowania. Ponadto właściwości sprężyste tych materiałów są najczęściej charakteryzowane poprzez podanie jednej wartości opisywanej jako „moduł Young’a”. W przypadku materiałów o nieliniowych charakterystykach naprężenie – odkształcenie niemożliwe jest jednoznaczne określenie wartości tego parametru mechanicznego. Ponadto istnieje kilka sposobów wyznaczania modułu sprężystości wzdłużnej (moduł ścięciwy, moduł sieczny, moduł styczny) [1], podczas gdy w literaturze podając wartość tego parametru dla materiałów elastomerowych,

często pomija się sposób jego wyznaczenia. Charakteryzowanie sprężystości materiałów elastomerowych o nieliniowych charakterystykach naprężenie – odkształcenie poprzez podanie jednej wartości opisanej jako „modułu Young’a” jest więc nieprecyzyjne i wymaga zastosowania innego sposobu niż klasyczny [1].

Celem prezentowanej pracy jest scharakteryzowanie wpływu: (i) grubości próbek wytworzonych z użyciem technologii przyrostowej MJF oraz (ii) orientacji próbek względem platformy roboczej na ich właściwości sprężyste. Analizie poddano statyczny moduł sprężystości wzdłużnej, który wyznaczono jako moduł cięciwy i moduł styczny.

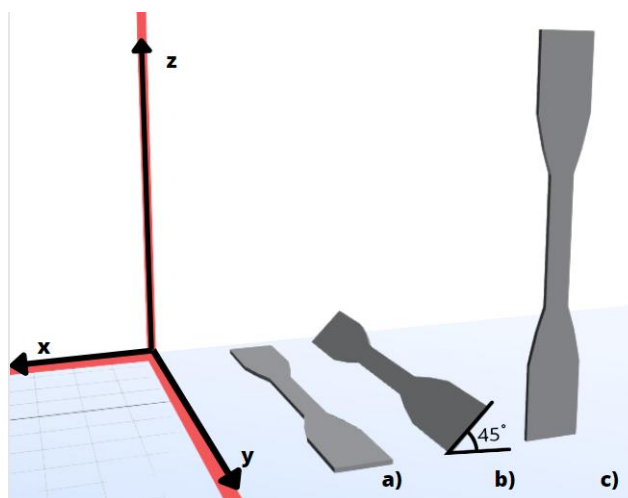
2. MATERIAŁ BADAWCZY

Materiał badawczy stanowił termoplastyczny poliuretan TPU. Do badań właściwości mechanicznych wytworzono próbki wiosełkowe o wymiarach zgodnych z normą ASTM D4482-11. Grubość próbek wynosiła 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1,0 mm. Próbki wytworzono z użyciem technologii przyrostowej MJF (Multi Jet Fusion), z użyciem drukarki HP Jet Fusion 3D 5210. Stosunek nowego proszku do używanego wynosił 20:80. Parametry druku zostały przedstawione w Tabeli 1.

Tabela 1 Parametry wydruku próbek z użyciem drukarki HP Jet Fusion 3D 5210

<i>Parametr</i>	<i>Wartość</i>
<i>Wielkość komory</i>	<i>380x284x280 mm</i>
<i>Prędkość druku</i>	<i>5058 cm³/godz.</i>
<i>Wysokość warstwy</i>	<i>0,08 mm</i>
<i>Rozdzielczość</i>	<i>1200 DPI</i>
<i>Material</i>	<i>TPU</i>

Próbki zostały wytworzone w różnej orientacji względem platformy roboczej drukarki na której wykonywany jest wydruk, co zostało przedstawione na rysunku 1 (Rysunek 1). Po zakończeniu druku próbki zostały poddane obróbce mechanicznej tj. piaskowaniu w piaskarce DyeMansion z użyciem szklanych kulek o granulacji 300-400 mikronów.

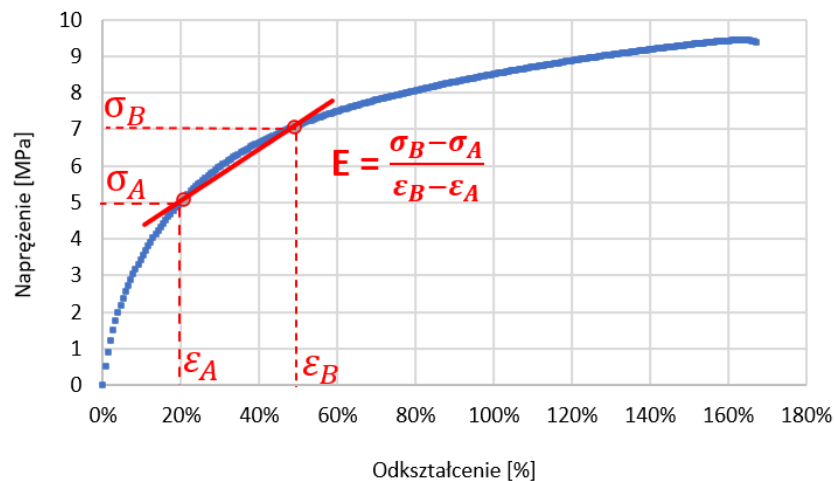


Rysunek 1. Orientacja próbek wytworzonych za użyciem technologii MJF. A) ułożenie poziome, b) ułożenie ukośne (45°), c) ułożenie pionowe.

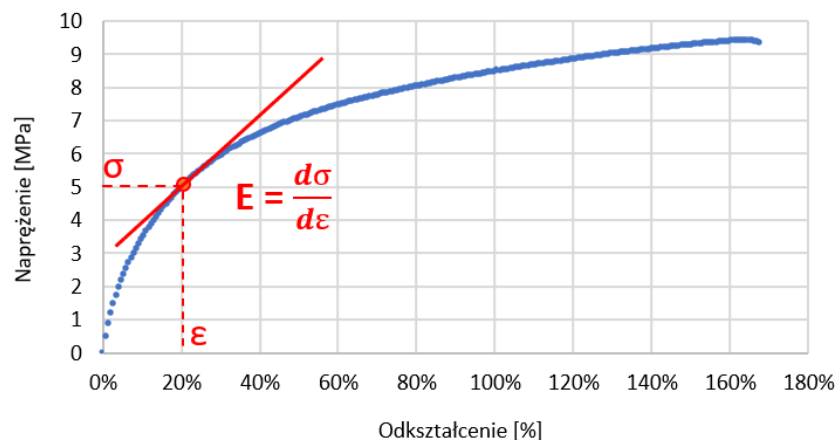
3. METODA BADAŃ

Badania właściwości mechanicznych obejmowały test jednoosiowego rozciągania w warunkach obciążeń statycznych, który przeprowadzono z prędkością rozciągania 100 mm/min. Badania prowadzono z użyciem maszyny wytrzymałościowej MTS Criterion Model 41, w temperaturze otoczenia 23°C. Podczas badań rejestrowano wartości siły i przemieszczenia próbki, na podstawie czego wyznaczono krzywe naprężenie – odkształcenie. Na podstawie otrzymanych krzywych wyznaczono statyczny moduł sprężystości wzdłużnej tj. moduł cięciwy oraz moduł styczny. Moduł cięciwy wyznaczono jako nachylenie krzywej poprowadzonej między dwoma zadanymi punktami krzywej naprężenie – odkształcenie. Moduł cięciwy wyznaczono dla następujących zakresów odkształcenia względnego (ε_{wzgl}): od 10% do 20%, od 20% do 50%, od 50% do 70%, od 70% do 100%. Moduł styczny wyznaczono jako nachylenie krzywej naprężenie – odkształcenie dla wartości odkształcenia względnego wynoszących: 10%, 20%, 50%, 70%, 100%. Sposób wyznaczenia wyżej wymienionych parametrów przedstawiono na rysunku 2 (Rysunek 2).

A)



B)

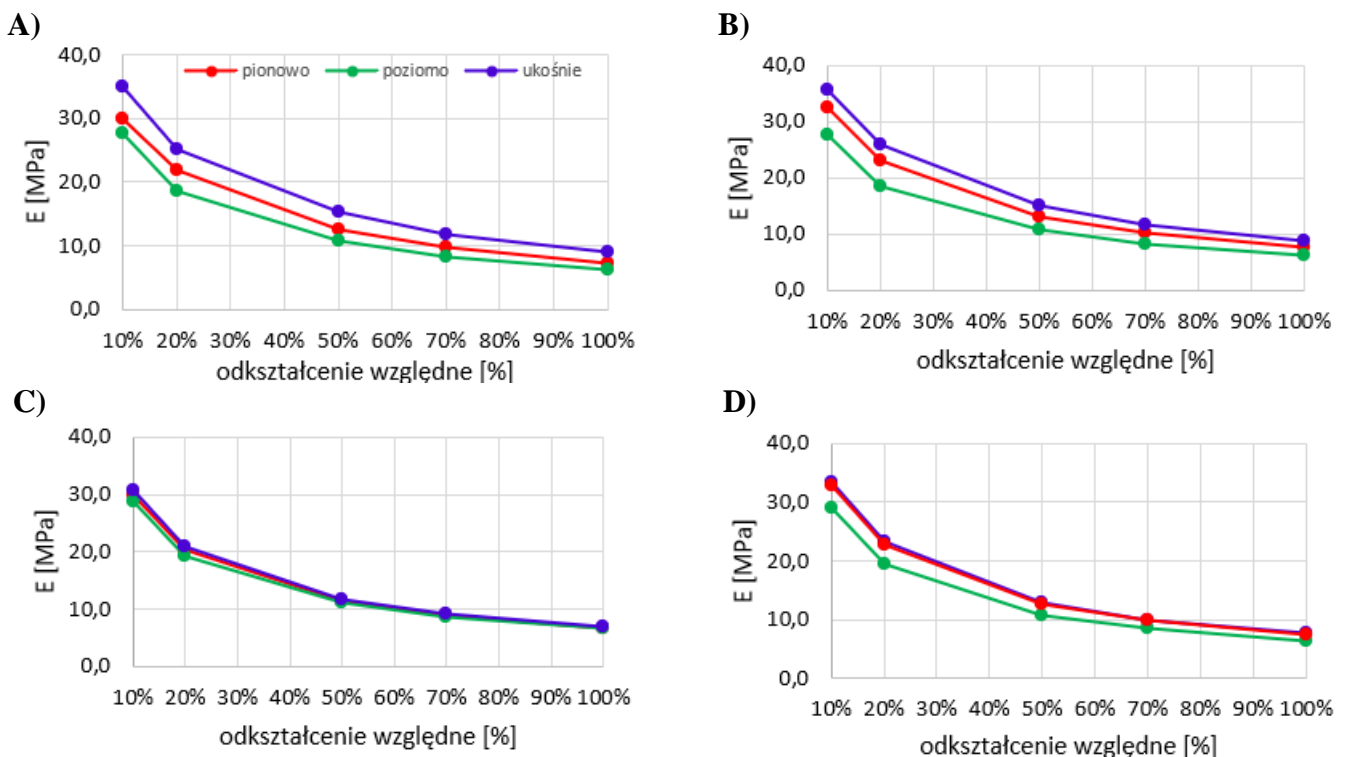


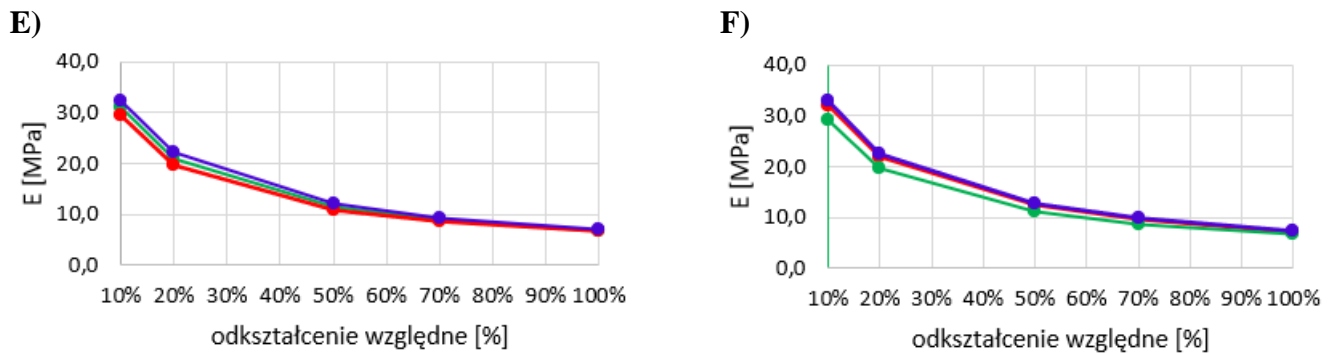
Rysunek 2. Sposób wyznaczenia statycznego modułu sprężystości wzdłużnej: A. moduł cięciwy oraz B. moduł styczny.

Uzyskane wartości parametrów mechanicznych potraktowano jako zmienne losowe, dla których przeprowadzono analizę statystyczną. Początkowo w celu identyfikacji wyników odstających przeprowadzono test Grubbs'a. Weryfikację normalności rozkładu analizowanych parametrów przeprowadzono z użyciem testu Shapiro-Wilka ($\alpha = 0,05$). Istotność statystyczną różnic pomiędzy grupami pomiarowymi testowano z użyciem jednoczynnikowej analizy wariancji ANOVA z testem Tukey'a oraz z użyciem testu Friedmana ($\alpha = 0,05$). Wartości wyznaczonych parametrów mechanicznych zaprezentowano jako medianę.

4. WYNIKI

Analiza uzyskanych wyników prowadzona była dwuetapowo. Początkowo analizowano wpływ grubości próbki na wartości modułu cięciwy i modułu stycznego oddzielnie dla próbek zorientowanych poziomo, pionowo i ukośnie. W przypadku modułu stycznego istotne statystycznie różnice pomiędzy próbkami o różnych grubościach uzyskano jedynie w przypadku próbek zorientowanych w kierunku ukośnym. Niezależnie od wartości odkształcenia względnego, dla którego wyznaczono moduł styczny, najwyższą wartość tego parametru uzyskano dla próbek o grubości 0,6 mm ($E = 35,7$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 10\%$, $E = 25,9$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 20\%$, $E = 15,1$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 50\%$, $E = 11,7$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 70\%$ oraz $E = 9,0$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 100\%$), a najniższą dla próbek o grubości 0,7 mm ($E = 30,7$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 10\%$, $E = 21,1$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 20\%$, $E = 11,8$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 50\%$, $E = 9,1$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 70\%$ oraz $E = 7,0$ MPa dla $\epsilon_{wzgl} = 100\%$) (Rysunek 3). W przypadku modułu cięciwy najwyższe wartości tego parametru mechanicznego uzyskano dla próbek o grubości 0,5 mm, a najniższe dla próbek o grubości 1mm (Tabela 2). W przypadku próbek zorientowanych w kierunku pionowym i poziomym różnice w wartościach modułu cięciwy i modułu stycznego uzyskane dla próbek o różnych grubościach nie są istotne statystycznie ($p > 0,05$).





Rysunek 3. Porównanie stycznego modułu sprężystości wzdłużnej uzyskanego dla próbek o grubościach: A. 0,5mm, B. 0,6mm, C. 0,7 mm, D. 0,8 mm, E. 0,9 mm oraz F. 1 mm dla wartości odkształcenia względnego wynoszących: 10%, 20%, 50%, 70% oraz 100%.

Tabela 2. Wartości (mediana) modułu cięciwy dla próbek o orientacji ukośnej

Grubość próbki [mm]	Zakres odkształcenia względnego			
	10 % - 20%	20% - 50%	50% - 70%	70% - 100%
0,5	15,4 MPa	7,6 MPa	3,8 MPa	2,5 MPa
0,6	15,1 MPa	7,1 MPa	3,6 MPa	2,4 MPa
0,7	11,9 MPa	5,4 MPa	2,8 MPa	1,9 MPa
0,8	12,4 MPa	5,8 MPa	3,0 MPa	2,0 MPa
0,9	12,2 MPa	5,7 MPa	2,9 MPa	1,9 MPa
1,0	11,5 MPa	5,3 MPa	2,6 MPa	1,8 MPa

Następnie analizie poddano wpływ orientacji próbek na ich właściwości mechaniczne. W przypadku modułu stycznego, niezależnie od wartości odkształcenia względnego, uzyskano istotne statystycznie różnice pomiędzy próbkami zorientowanymi poziomo i ukośnie jedynie dla grubości 0,5 mm, 0,6 mm i 1,0 mm. Niezależnie od grubości próbek nie uzyskano różnic istotnych statystycznie pomiędzy próbkami zorientowanymi pionowo i poziomo oraz pionowo i ukośnie ($p > 0.05$). W przypadku modułu cięciwy, dla zakresów odkształcenia względnego: 10%-20%, 20%-50% oraz 50%-70% uzyskano istotne statystycznie różnice dla próbek o grubościach 0,5 mm oraz 0,6 mm zorientowanych poziomo i ukośnie. Dodatkowo, dla zakresu odkształceń 70% - 100% uzyskano różnice istotne statystycznie pomiędzy próbkami zorientowanymi pionowo i poziomo dla grubości 0,9 mm i 1 mm oraz pomiędzy próbkami zorientowanymi pionowo i ukośnie o grubościach 0,8 mm i 0,9 mm.

5. WNIOSKI I PODSUMOWANIE

Celem pracy było scharakteryzowanie wpływu: (i) grubości próbek wytworzonych z użyciem technologii przyrostowej MJF oraz (ii) orientacji próbek względem platformy roboczej na ich właściwości sprężyste (moduł cięciwy oraz moduł styczny). Przeprowadzone

w pracy badania wykazały, że poddane analizie parametry tj. orientacja oraz grubość próbek wpływają na ich właściwości sprężyste. Nie mniej jednak należy podkreślić, że:

- grubość próbek wpływa na ich właściwości sprężyste w przypadku próbek zorientowanych ukośnie. Różnice w wartościach modułu sprężystości pomiędzy próbkami o różnych grubościach uzyskane dla próbek zorientowanych pionowo i poziomo nie są istotne statystycznie ($p > 0,05$).

- uzyskane wartości modułu sprężystości różnią się w zależności od metody ich wyznaczania (moduł styczny, moduł cięciwy). W przypadku modułu stycznego najwyższą wartością tego parametru charakteryzują się próbki o grubości 0,6 mm, a najniższą próbki o grubości 0,5 mm. Dla modułu cięciwy najwyższą wartość uzyskano w przypadku próbek o grubości 0,6 mm, a najniższą dla próbek o grubości 1 mm.

- kierunek zorientowania próbek wpływa na ich właściwości mechaniczne dla próbek o grubościach 0,5 mm, 0,6 mm oraz 1 mm. Nie można jednak wskazać orientacji próbek, która charakteryzuje się najniższymi lub najwyższymi wartościami analizowanych parametrów. Uzyskane wartości są zależne od przyjętej metody (moduł styczny, moduł sieczny) oraz od odkształcenia względnego, co dowodzi, że właściwości sprężyste elastomerów są w dużym stopniu zależne od ich wydłużenia. Podobne wnioski uzyskał Bednarz [1] dla materiałów elastomerowych uzyskanych z użyciem tradycyjnych technologii wytwarzania.

LITERATURA

- [1] Bednarz J., The new methodology for assessing of the applicability of elastomeric materials in the vibration isolation systems of railway lines. *Archives of Acoustics*, 2016, p. 573-578.
- [2] Berry, E., Brown, J. M., Connell, M., Craven, C. M., Efford, N. D., Radjenovic, A., & Smith, M. A. Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Medical engineering & physics*, vol.19, no.1, 1997, p.90-96.
- [3] Liu, Z., Zhang, P., Yan, M., Xie, Y., & Huang, G. Additive manufacturing of specific ankle-foot orthoses for persons after stroke: A preliminary study based on gait analysis data. *Math. Biosci. Eng.*, vol.16, no.6, 2019 p. 8134-8143.
- [4] Othman, Z., Misran, M., Khamisan, Z., Study on Mechanical Properties of Pla Printed using 3D Printer. *J. adv. res. appl. mech.*, vol.59, no.1, 2019 p. 10-18.
- [5] Xu T., Shen W., Lin X., Xie Y.M., Mechanical Properties of Additively Manufactured Thermoplastic Polyurethane (TPU) Material Affected by Various Processing Parameters, *Polymers*, vol. 12, no. 12, 2020, p.3010

EFFECT OF SELECTED PRINTING PARAMETERS ON MECHANICAL PROPERTIES OF SAMPLES MADE OF ELASTOMERIC MATERIAL

Abstract: The presented paper concerns the mechanical properties of samples manufactured from elastomer type material (TPU) using additive manufacturing techniques (MJF method). For the study of mechanical properties, specimens of different thicknesses and different orientation with respect to the working platform of the 3D printer were produced. The mechanical properties were determined using a uniaxial tensile test, which was conducted at a loading rate of 100 mm/min. The

tests conducted showed the influence of the thickness and orientation of the samples on their elastic properties. In addition, the effect of the method of determining the longitudinal modulus of elasticity, on the elastic properties of the produced specimens, was demonstrated.

Julia JAGODYŃSKA¹, Kacper SNARSKI¹, Dominika IWAN¹, Anita GRYKO¹, Piotr PROCHOR¹, Artur WEREMCZUK¹, Magdalena RODZIEWICZ²

¹ Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Białystok

² Instytut Inżynierii Mechanicznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Białystok

CHODZIK DLA DZIECKA Z WRODZONĄ ŁAMLIWOŚCIĄ KOŚCI

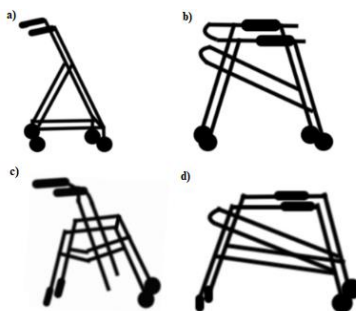
Streszczenie: Obecnie dostępne rozwiązania chodzików przeznaczone są głównie dla osób starszych oraz dzieci uczących się chodzić. Te charakteryzują się ograniczonymi możliwościami regulacji i brakiem podparcia tułowia. Proponowany projekt chodzika dla dziecka z wrodzoną łamliwością kości posiada regulację zarówno podparcia kończyn górnych, jak i tułowia, a także możliwość regulacji kąta nachylenia kół. Dodatkowe regulacje zapewniają dopasowanie do parametrów anatomicznych dziecka, a sam chodzik został wykonany tak, aby zapewnić jak najlepszą stabilność przy zachowaniu niskiej masy konstrukcji.

Słowa kluczowe: chodzik, wrodzona łamliwość kości

1. WSTĘP

Wrodzona łamliwość kości (łac. *osteogenesis imperfecta*) to grupa chorób o podłożu genetycznym, polegających na zaburzeniu budowy kolagenu typu 1, będącego głównym składnikiem tkanki łącznej. Najistotniejszą cechą schorzenia jest kruchość kości, prowadząca do zwiększonego ryzyka wystąpienia złamania. Ponadto, u osób objętych opisywanym schorzeniem obserwuje się także dysproporcje jak i deformacje w szkielecie. Chorobę można rozpoznać już w okresie prenatalnym życia płodu. Częstość występowania szacuje się na 1/20 000 urodzeń [1-3].

Przedmiotem artykułu jest autorski chodzik dla dziecka z wrodzoną łamliwością kości. Dostępne rozwiązania dedykowane są głównie dla małych dzieci uczących się chodzić oraz z zaburzeniami chodu. Obecnie stosowane konstrukcje charakteryzują się ograniczonymi możliwościami regulacji oraz brakiem podparcia tułowia, jak i rozwiązań mających na celu ograniczenie powstania urazu [4]. Należy również zaznaczyć, że znacząca część rozwiązań chodzików na rynku skierowana jest do osób starszych, posiadających schorzenia typowo geriatryczne [5]. Przykładowe rozwiązania chodzików przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Przykładowe chodziki [4]: a) przedni chodzik czterokołowy, b) tylny chodzik czterokołowy, c) przedni chodzik dwukołowy, d) tylny chodzik dwukołowy

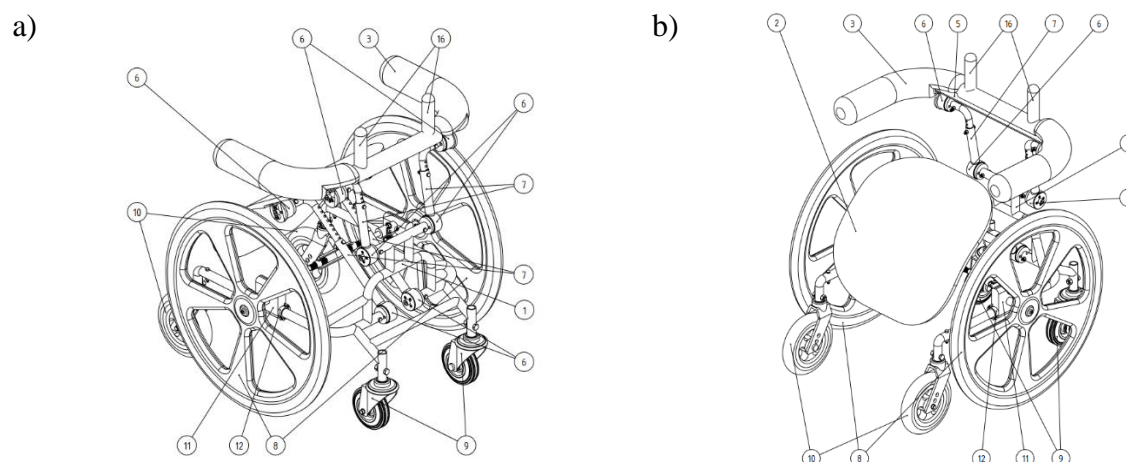
Obecnie występujące rozwiązania nie są przystosowane do użytkowania przez osoby z wrodzoną łamliwością kości. Największym problemem jest brak dobrego dopasowania do budowy anatomicznej dziecka.

2. CHARAKTERYSTYKA OPRACOWANEGO CHODZIKA DLA DZIECKA Z WRODZONĄ ŁAMLIWOŚCIĄ KOŚCI

Rozdział ten opisuje budowę przedstawianego chodzika dla dziecka z wrodzoną łamliwością kości. Konstrukcja posiada wiele regulacji umożliwiających dostosowanie jego parametrów do konkretnego użytkownika, a ponadto jego przeznaczeniem jest wsparcie oraz zapewnienie bezpieczeństwa. Na rynku nie ma rozwiązań tego typu, więc prezentowany projekt ma szansę na wypełnienie niszy rynkowej.

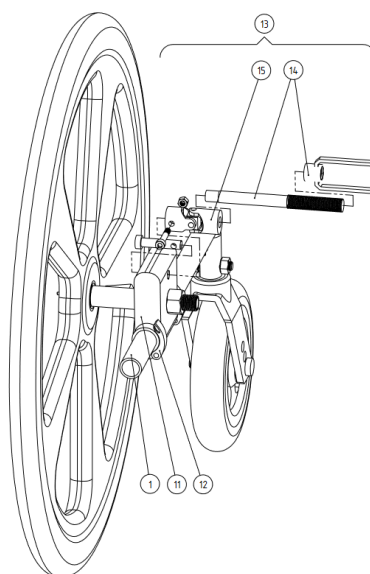
Chodzik składa się z ramy (rys. 2. i 3. el. 1), z założenia wykonanej ze stopu aluminium, co ma zapewnić niewielki ciężar konstrukcji. W jej części przedniej zamocowane jest oparcie tułowia (rys. 2b el. 2) oraz kierownica (rys. 2. el. 3) mająca na celu podparcie kończyn górnych. Podparcie tułowia wykonane jest z termoplastycznego tworzywa, które można dopasować do anatomii dziecka. Od części zewnętrznej pokryte jest materiałem antypoślizgowym zapewniającym stabilność oraz wygodę. Kierownica pokryta jest natomiast pianką, co gwarantuje komfort i bezpieczeństwo użytkownika. W celu zwiększenia możliwości manewrowych, w trakcie korzystania w podparciu kończyn górnych, uwzględniono również uchwyt na dłoń (rys. 2. el. 16). Opisane elementy zapewniają odciążenie podatnego na deformacje kręgosłupa chorego.

Podparcia umocowane są przy użyciu wsporników oraz regulacji długości jak i kąta nachylenia (rys. 2. el. 4 i 5). Wspomniane regulacje realizowane są przy użyciu par mechanizmów regulacji kątowej (odwzorowująca działanie sprzęgła kłowego) (rys. 2. el. 6), jak i liniowej (odwzorowująca działanie rury teleskopowej) (rys. 2. el. 7). Regulacje te blokowane są przy użyciu połączeń śrubowych (śruba oraz nakrętka). Zapewnia to indywidualne dopasowanie konstrukcji do zmiennych parametrów antropometrycznych użytkownika. Budowę zaprojektowanego chodzika przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Widoki izometryczne chodzika z wyszczególnionymi elementami [6]: a) z przodu; b) z tyłu; (1) rama, (2) podparcie tułowia, (3) podparcie kończyn górnych, (4) wspornik podparcia tułowia, (5) wspornik podparcia kończyn górnych, (6) mechanizm regulacji kątowej, (7) mechanizm regulacji liniowej, (8) koła napędowe, (9) koła podporowe, (10) koła przeciwywrotne, (11) obejmy, (12) zaciski, (16) uchwyt na dłoń

Chodzik posiada cztery stałe punkty podparcia w postaci kół napędowych (rys. 2. el. 8) oraz podporowych (rys. 2. el. 9). Dodatkowo zastosowano parę kół przeciwywrotnych (rys. 2. el. 10) celem zapewnienia bezpieczeństwa, dzięki zablokowaniu możliwości wywrócenia się konstrukcji. Para kół napędowych posiada możliwość regulacji kątowej oraz liniowej. Zamocowane są one przy użyciu obejm (rys. 2. i 3. el. 11). Pozycja kątowa kół regulowana jest w płaszczyźnie czołowej względem siebie dzięki symetrycznie działającemu mechanizmowi składającego (rys. 3. el. 13) się z śruby rzymskiej (rys. 3. el. 14), łączącej obejmy przy użyciu przegubów Cardana (rys. 3. el. 15). Regulacja pozycji liniowej obejm kół napędowych możliwa jest przy użyciu zacisków (rys. 2. i 3. el. 12), co widoczne jest na rysunku 3.

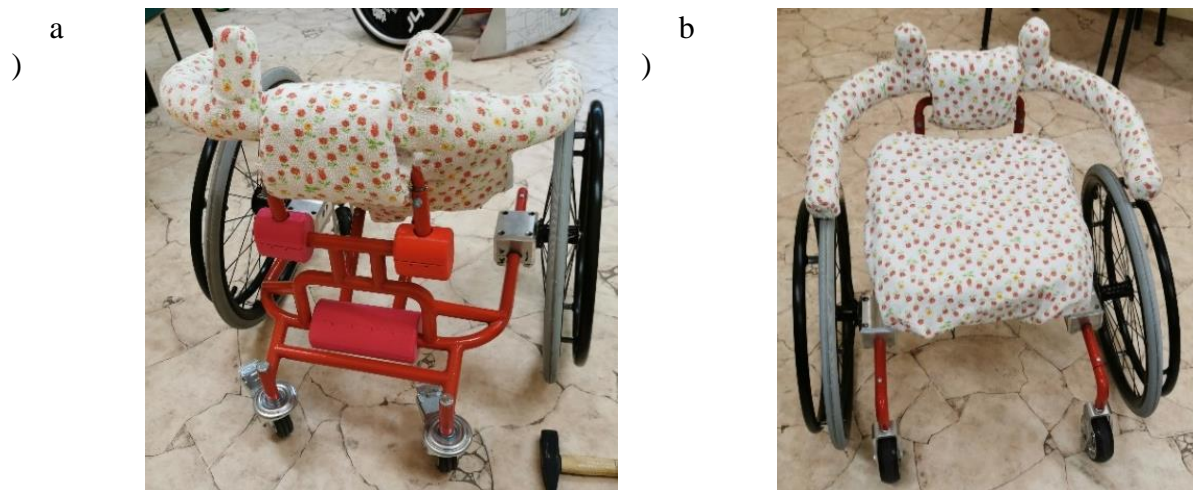


Rys. 3. Widok na regulację kątową oraz liniową kół napędowych [6]: (1) rama, (11) obejma, (12) zacisk, (13) mechanizm regulacji pochylenia, (14) śruba rzymska, (15) przegub Cardana



Rys. 4. Model CAD chodzika dla dziecka z wrodzoną łamliwością kości

Model CAD rozwiązania wykonano w oprogramowaniu SolidWorks 2021, a widoczny jest na rysunku 4. Na podstawie ww. modelu komputerowego wykonano także wstępny prototyp chodzika dla dziecka z wrodzoną łamliwością kości. Przy wykonaniu prototypu nie użyto śruby rzymskiej, gdyż konstrukcja chodzika okazała się odpowiednio sztywna i nie było konieczne wykorzystanie tego typu rozwiązania. Ponadto, zaprojektowano oraz wydrukowano na drukarce 3D obudowy na mechanizmy kątowe oraz połączenia śrubowe, dzięki czemu chodzik jest bezpieczny w korzystaniu. Prototyp wykonany przez studentów SKN ORTHOS, działającego na Wydziale Mechanicznym Politechniki Białostockiej, widoczny jest na rysunku 5.



Rys. 5. Zdjęcia prototypu chodzika: a) widok z przodu; b) widok z tyłu

Ponadto warto zaznaczyć, że konstrukcja, ze względu na swój innowacyjny charakter, została zgłoszona jako wynalazek do Urzędu Patentowego RP [6].

3. PODSUMOWANIE

Obecnie produkowane chodziki przeznaczone są dla osób starszych lub małych dzieci, które uczą się chodzić. Brakuje konstrukcji przeznaczonych dla starszych dzieci mających problem z poruszaniem się ze względu na schorzenia typu wrodzona łamliwość kości. Zaprojektowany chodzik, będący przedmiotem niniejszego artykułu, umożliwia wypełnienie opisanego braku. Konstrukcja posiada wiele regulacji umożliwiających dostosowanie do użytkownika, a także zapewnia bezpieczne i komfortowe poruszanie się osób z wrodzoną łamliwością kości.

LITERATURA

- [1] Rauch F., Gloriuex F, H.: Osteogenesis imperfecta, *The Lancet*, vol. 363(9418), 2004, p.1377-1385.
- [2] Abramowicz P., Konstantynowicz J., Piotrowska-Jastrzębska J. D. Aktualne zasady diagnostyki oraz zmiany w klasyfikacji wrodzonej łamliwości kości (osteogenesis imperfecta), *Pediatrics Polska*, nr 88, 2013, s. 443-451.
- [3] Marini J. C., Cabral W. A.: Osteogenesis imperfecta, *Genetics of bone biology and skeletal disease*, 2018, p.397-420.
- [4] Tao R., Feng L., Xiao Z., Zhan, B. H.: Posterior versus anterior walkers for children with cerebral palsy-biomechanical analysis and energy consumption: a systematic review, *Journal of Developmental and Physical Disabilities*, vol. 32, 2020, p.877-892.
- [5] Bradley S. M., Hernandez C. R.: Geriatric assistive devices, *American family physician*, vol. 84 (4), 2011, p.405-411.
- [6] Prochor P., Piszczatowski S., Borkowski P., Sajewicz E., Derpeński Ł., Iwan D., Rodziewicz M., Weremczuk A.: Numer zgłoszenia: P.441337, zarejestrowany 31.05.2022, Warszawa.

WALKER FOR A CHILD WITH OSTEOPENIA IMPERFECTA

Abstract: Currently available walker solutions are mainly designed for the elderly and children learning to walk. These are characterized by limited adjustability and lack of trunk support. The proposed design of a walker for a child with osteopenia imperfecta has adjustment of both upper limb and trunk support, as well as the ability to adjust the angle of the wheels. Additional adjustments ensure that the walker fits the child's anatomical parameters, and the walker itself is made to provide the best possible stability while keeping the weight of the structure low.

**Kacper SNARSKI¹, Jan ORZECZOWSKI¹, Dominika NOWIŃSKA¹, Anita GRYKO¹,
Julia JAGODYŃSKA¹, Piotr PROCHOR¹**

¹ Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wydział Mechaniczny Politechniki Białostockiej, Białystok

INNOWACYJNY STOLIK DO REHABILITACJI OSÓB STARSZYCH

Streszczenie: Stolik jest nowoczesnym rozwiązaniem przeznaczonym do rehabilitacji osób starszych. Jego blat wyposażony jest w 4 bezprzewodowe wymienne moduły, które indywidualnie można dopasować do potrzeb użytkowników. Pozwalają one na ćwiczenie różnych czynności, takich jak szybkość reakcji, zapamiętywanie schematów, zdolności manualne i kontrola skurczów mięśni. Moduły podłączone są do systemu umożliwiającego gromadzenie informacji w celu utworzenia baz danych. Ze względu na swoją innowacyjną formę stolik jest przydatnym urządzeniem do wspomagania terapii w ośrodkach psychogeriatrycznych.

Słowa kluczowe: stolik, moduł, psychogeriatryka, rehabilitacja

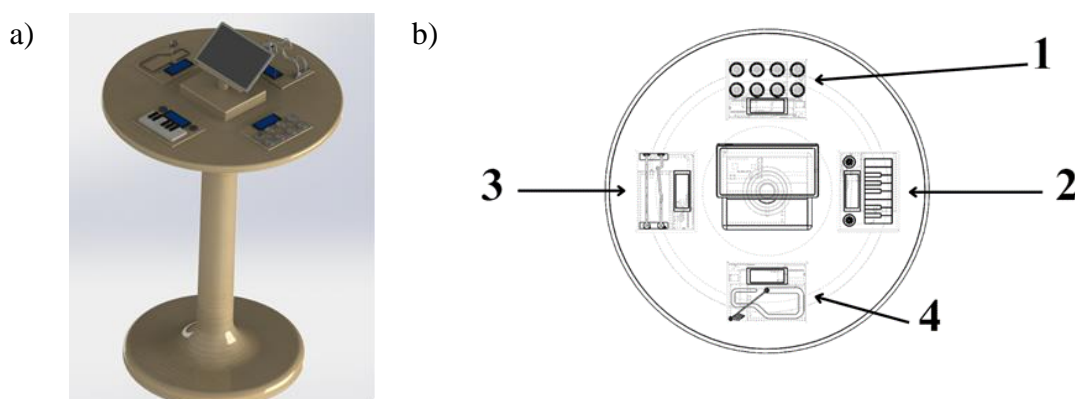
1. WSTĘP

Obecnie funkcjonuje wiele ośrodków psychogeriatrycznych oraz domów starości, gdzie pracuje wykwalifikowana kadra: psychologowie, lekarze oraz terapeuci zajęciowi. Ostatni z wymienionych mają codzienny kontakt z pacjentami – prowadzą zajęcia oraz monitorują na bieżąco ich postępy. Jednakże, zaproponowana przez autorów konstrukcja stolika do rehabilitacji osób starszych, w znaczący sposób może ułatwić ogólną kontrolę postępów pacjenta. Jest to kluczowe w związku z faktem, że z roku na rok zmniejsza się liczba terapeutów zajęciowych, a liczba osób starszych znacznie się zwiększa [1, 2].

Projekt stolika jest odpowiedzią na obecną sytuację w systemie opieki medycznej. Jego koncepcja została opracowana po konsultacjach przeprowadzonych z pracownikami ośrodka psychogeriatrycznego. Podczas rozmów poruszano takie tematy jak ograniczona ilość miejsc, niezależność modułów, a także ich indywidualne cechy, dzięki którym będzie przebiegała rehabilitacja. Stolik posiada wymienne moduły, dzięki którym istnieje możliwość na bieżąco kontrolować postępy pacjentów. Pozwala to na szybszą reakcję personelu na zmiany w ogólnej kondycji pacjenta [3, 4]. Głównym celem projektu było opracowanie konstrukcji będącej urządzeniem wspomagającym w procesie rehabilitacji. Wymienne moduły sprawiają, że istnieje możliwość skupienia się na różnych aspektach aktywności neurologicznej pacjentów.

2. CHARAKTERYSTYKA OPRACOWANEGO STOLIKA DO REHABILITACJI OSÓB STARSZYCH

Stół jest nowoczesnym rozwiązaniem przeznaczonym dla osób starszych. Można w nim wyróżnić dwa elementy: blat oraz nogę (rys. 1a). Najważniejszym komponentem jest blat (rys. 1b), który wyposażony jest w 4 moduły, podstawkę na tablet oraz tablet/smartphone do obsługi aplikacji. Każdy z modułów pozwala na trenowanie różnych czynności, takich jak: szybkość reakcji (rys. 1b. el. 1), zapamiętywanie sekwencji (rys. 1b. el. 2.), zdolności manualne (rys. 1b. el. 3.) i kontrolę skurczów mięśni (rys. 1b. el 4). Ze względu na swoją innowacyjną formę jest to urządzenie przydatne do wspomagania terapii w ośrodkach psychogeriatrycznych oraz domach opieki osób starszych. Cechy urządzenia sprawiają, że jest ono bardzo wszechstronne i dostosowane do potrzeb zarówno pacjentów, jak i personelu medycznego. Możliwość wymiany modułów pozwala personelowi na łatwe dostosowanie urządzenia do potrzeb każdego pacjenta oraz usunięcia uszkodzonego modułu.



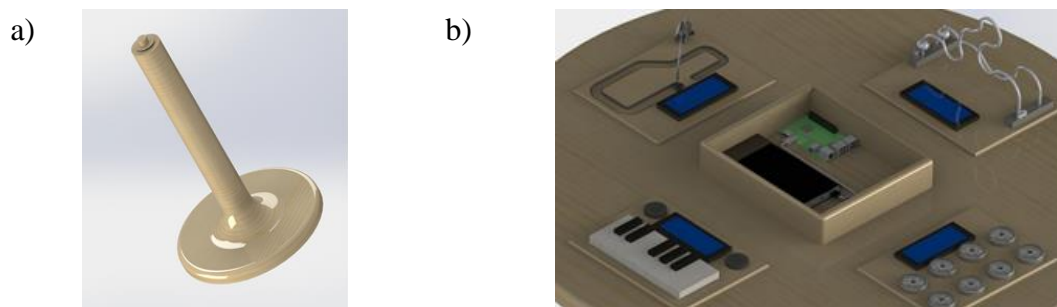
Rys. 1. a) Model CAD stolika, b) Schemat rozmieszczenia modułów na stoliku z wyszczególnionymi modułami do trenowania czynności: (1) szybkości reakcji, (2) zapamiętywania sekwencji, (3) zdolności manualnych, (4) kontroli skurczów mięśni

2.1. Konstrukcja urządzenia

Do przyjętych założeń technicznych urządzenia należą:

- ograniczenie ilości kabli;
- bezprzewodowość;
- ergonomia wymiarów;
- minimalizacja ceny;
- obsługa za pomocą aplikacji mobilnej.

Noga (rys. 2a) wykonana jest z drewna i zapewnia stabilność całej konstrukcji. Znajduje się w niej mechanizm obrotu stołu, tj. łożysko wraz z blokadami i metalowym wałkiem. Blat stolika posiada wyfrezowane wycięcia, co umożliwia wsuwanie oraz wysuwanie modułów bez użycia dodatkowych narzędzi. Podstawa na tablet, wewnątrz swojej podstawy, zawiera dodatkowo miejsce na komputer główny, co widoczne jest na poniższym rysunku (rys. 2b).

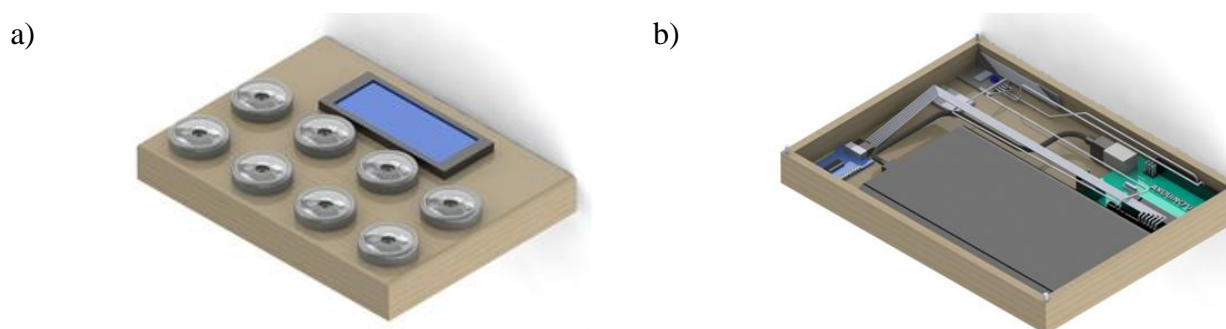


Rys. 2. Elementy składowe stolika: a) noga stolika; b) przekrój blatu wraz z miejscem na komputer główny

2.2. Moduły interaktywne

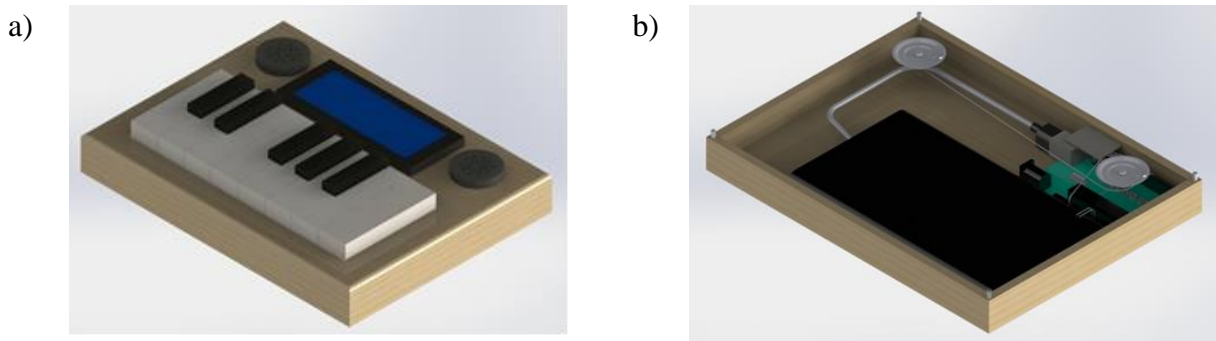
Konstrukcja poszczególnych modułów jest zbliżona do siebie. Różnią się one jedynie pokrywami, na których znajdują się elementy sensoryczne. Pojemnik, który jest wyfrezowany z drewnianego bloku, mieści w swoim wnętrzu poszczególne komponenty, takie jak płytkę arduino, moduł WiFi, power bank, wyświetlacz LCD oraz opcjonalnie inne dodatki w zależności od specyfikacji modułu. Pokrywa mocowana jest do pojemnika na magnesy neodymowe umieszczone w rogach obu części. W wersji prototypowej stolika moduły zostały dobrane tak, aby pozwalały na sprawdzenie sprawności osoby starszej na różnych płaszczyznach. Uniwersalność konstrukcji umożliwi w przyszłości stosowanie specjalnie zaprojektowanych modułów do kontroli poszczególnych aspektów fizycznych bądź neurologicznych.

Moduł I (rys. 3a) odpowiedzialny za badanie czasu reakcji pacjenta. Wyposażony jest w osiem guzików, w większości wydrukowanych na drukarce 3D, które są podświetlane diodami LED. Po uruchomieniu programu losowany jest guzik, który się zaświeci. Pacjent ma za zadanie jak najszybciej wcisnąć go, a następnie wyświetlany jest czas reakcji na ekranie LCD. Wynik zostaje zapisany w bazie danych.



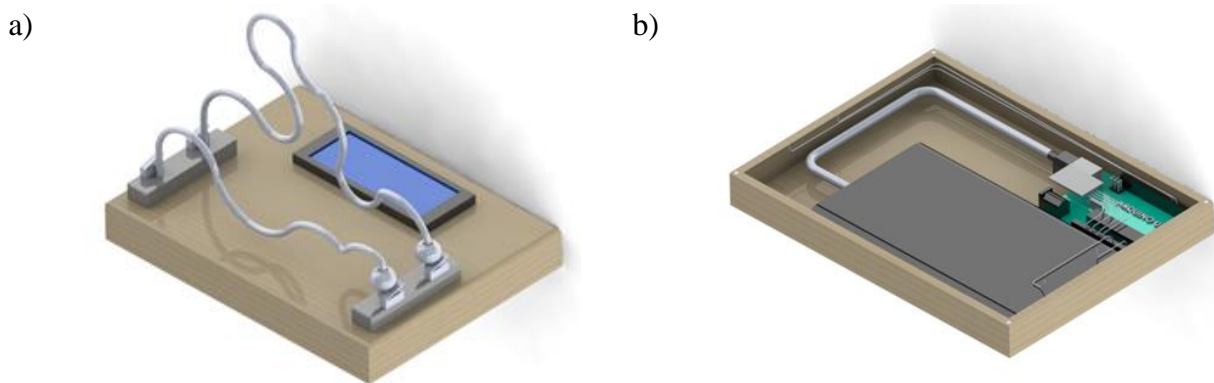
Rys. 3. Model CAD modułu I: a) widok z zewnątrz; b) wnętrze modułu I

Moduł II (rys. 4a) odpowiedzialny za zapamiętywanie schematów, wyposażony jest w klawisze pianina, które połączone są z płytką Arduino. Zadaniem pacjenta jest powtarzanie dźwięków granych przez głośniki. Na ekranie LCD wyświetla się informacja, który klawisz odpowiada za dany dźwięk. Z każdym kolejnym krokiem schemat dźwięków powiększa się o jeden. Osoba prowadząca rehabilitację może wybrać ile dźwięków ma znajdować się w schemacie. Informacja o tym, na jakim etapie pacjent skończył grę, trafia do bazy danych.



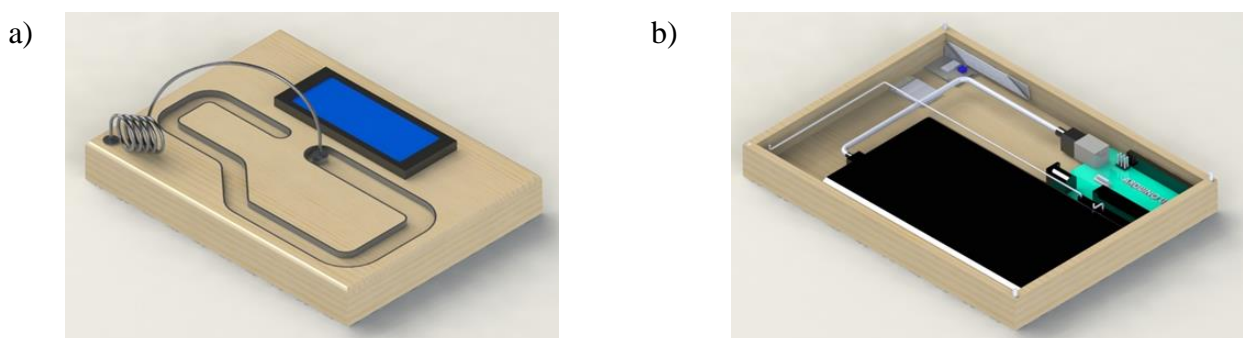
Rys. 4. Model CAD modułu II: a) widok z zewnątrz; b) wnętrze modułu II

Moduł III (rys. 5a) odpowiedzialny jest za badanie zdolności manualnych. Pacjent ma za zadanie jak najszybciej umieścić kulkę na drugim końcu drutu, który jest pofalowany, co utrudnia zadanie. Na obu końcach drutu znajdują się guziki odpowiedzialne za uruchamianie zegara na ekranie LCD. Pomiar kończy się, gdy kulka wciśnie guzik znajdujący się po drugiej stronie. Dane z pomiarów trafiają następnie do bazy danych.



Rys. 5. Moduł III: a) widok z zewnątrz; b) wnętrze modułu III

Moduł IV (rys. 6a) odpowiedzialny jest za kontrolę skurczów mięśni. Posiada on wyfrezowaną ścieżkę na swoim blacie. Zadaniem pacjenta jest przeprowadzenie krążka przez całą ścieżkę i niedotknięcie ścianek, które są wyłożone cienką blaszką. W momencie zetknięcia się krążka ze ścianką następuje zamknięcie obwodu i rejestracja takiego zdarzenia w systemie. Ścieżka w trakcie swojego przebiegu zmniejsza swoją średnicę.



Rys. 6. Model CAD modułu IV: a) widok z zewnątrz; b) wnętrze modułu IV

3. PODSUMOWANIE

Stolik do rehabilitacji osób starszych może spełnić bardzo ważną rolę społeczną, ponieważ skupia się na bardzo często pomijanym temacie dotyczącym osób starszych. Zgodnie z danymi Głównego Urzędu Statystycznego w Polsce pod koniec 2021 r. prawie 25% populacji naszego kraju przekroczyła 60 rok życia [4]. Dzięki ćwiczeniom objawy chorób o podłożu neurologicznym można załagodzić, a nawet opóźnić ich postęp. Rehabilitacja zapewnia nie tylko utrzymanie odpowiednich funkcji ruchowych i poznawczych, ale także przynosi korzyści emocjonalne i społeczne. Daje ona także pacjentom poczucie samodzielności i zmniejsza odczucie izolacji. Zaprezentowana konstrukcja może korzystnie wpłynąć na stan pacjenta przy zmniejszonym dostępie do personelu medycznego.

Autorski stolik do rehabilitacji osób starszych przedstawiony w niniejszej pracy jest konstrukcją innowacyjną w swojej prostocie. Modułowość stolika zapewnia gwarancję, że w przypadku awarii któregoś z komponentów istnieje możliwość jego wymiany. Aktualnie rozpoczęto prace nad wykonaniem prototypu stolika, dzięki czemu w przyszłości możliwe będzie przeprowadzenie badań w praktyce. Pozytywne rozpatrzenie idei konstrukcji przez kapitułę komisji bioetycznej pozwoli na badania pilotażowe. Uniwersalność konstrukcji nie ogranicza jej przeznaczenia tylko do użycia przez osoby starsze. Przy zastosowaniu niewielkich zmian konstrukcyjnych może służyć osobom w różnym wieku. Jedną z możliwości jest użycie jej do rehabilitacji dzieci, które dzięki przyjaznemu wyglądowi modułów będą chętniej z nich korzystały.

LITERATURA

- [1] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wyd.1, Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011.
- [2] Bień, B.: Opieka geriatryczna w perspektywie starzenia się ludności Polski, 2012, s.151.
- [3] Mocek P.: Problemy opieki nad osobami starszymi w Polsce, III Międzynarodowa Konferencja Naukowa. Bezpieczeństwo Zdrowotne – Ujęcie interdyscyplinarne. pt.: „Bezpieczeństwo w perspektywie następnych pokoleń- zdrowie, życie, dorastanie i starzenie się”, Giżycko 2016.
- [4] Kulik T. B., Janiszewska M., Piróg E., Pacian A., Stefanowicz A., Zonierczuk-Kieliszek D., Pacian J.: Sytuacja zdrowotna osób starszych w Polsce i innych krajach europejskich, Medycyna Ogólna i Nauki o Zdrowiu, tom 17, nr 2, , 2011, s.67-83
- [5] Główny Urząd Statystyczny: Sytuacja osób starszych w Polsce w 2021 r., Warszawa 2022.

THE CONCEPT OF AN ASSISTING AND REHABILITATION STATIONARY DEVICE FOR THE ELDERLY

Abstract: The table is a modern solution for the elderly. Its tabletop is equipped with 4 wireless interchangeable modules that can be individually adjusted to the users' needs. They allow training of various activities, such as reaction speed, memorization of patterns, manual skills and control of muscle contractions. The modules are connected to a system that allows data collection to create databases.

Due to its innovative form, the table is a useful device for assisting therapy in psychogeriatric centers.

Kinga SEKUŁA¹, Jerzy DETYNA², Patrycja SZYMCZYK-ZIÓŁKOWSKA³

¹KN BioAddMed, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska

²Katedra Mechaniki, Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska

³Katedra Technologii Laserowych, Automatyzacji i Organizacji Produkcji, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska

WYKORZYSTANIE PROJEKTOWANIA GENERATYWNEGO W PROCESIE PROJEKTOWANIA WYTWARZANEGO PRZYROSTOWO, PERSONALIZOWANEGO IMPLANTU KOŚCI JARZMOWEJ

Streszczenie: Poniższa praca prezentuje możliwość zastosowania projektowania generatywnego w procesie projektowania implantów personalizowanych. Zaproponowano dwie geometrie personalizowanego implantu kości jarzmowej, zaprojektowanego z wykorzystaniem projektowania generatywnego. Wyniki tego badania wskazują, że integracja metod projektowania generatywnego może znacznie poprawić wydajność procesów projektowania implantów personalizowanych. Korzyści obejmują lepszą wydajność implantu, niższe koszty produkcji i krótsze cykle iteracji projektu.

Słowa kluczowe: implant personalizowany, technologie przyrostowe, projektowanie generatywne

1. WSTĘP

Wykorzystanie technologii przyrostowych w inżynierii biomedycznej i medycynie umożliwia wytwarzanie implantów i narzędzi chirurgicznych wysokiej jakości szybciej i taniej niż przy użyciu konwencjonalnych metod wytwórczych. Implant personalizowany jest projektowany przy użyciu danych z obrazowania medycznego, a następnie wytwarzany przy użyciu technologii przyrostowych. Taki implant jest znacznie lepszym rozwiązaniem niż użycie gotowego produktu ze względu na korzystniejszy wynik estetyczny. Spersonalizowane implanty optymalizują również leczenie pacjenta i zmniejszają możliwość wystąpienia powikłań [1].

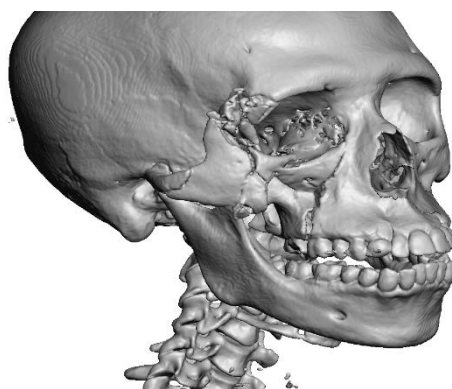
Kość jarzmowa jest jedną z kluczowych dla estetyki kości twarzoczaszki. Wytrzymuje ona siły żucia, Bierze udział w procesach żucia stanowiąc miejsce przyczepu mięśnia żwacza, przenosi siły reakcji ze strony szczęki oraz buduje oczodoł. Złamania tej kości są jednym z najczęstszych złamań w odbębnie twarzy i często powodują jej deformację lub przemieszczenie oczodołu. Ze względu na skomplikowaną budowę i szerokie zróżnicowanie

między osobnikami, uszkodzenia kości jarzmowej leczy się wykorzystując płytki chirurgiczne [2]. Ich dopasowanie do anatomii jest jednak trudne i nie zawsze skuteczne, dlatego coraz częściej wykorzystuje się implanty personalizowane [3].

W ostatnich latach projektowanie generatywne stało się przełomową technologią w różnych dziedzinach inżynierii, także w medycynie [4]. Wykorzystując algorytmy i moc obliczeniową, projektowanie generatywne umożliwia tworzenie złożonych i zoptymalizowanych struktur, które spełniają określone kryteria projektowe. Modelowanie parametryczne pozwala na zautomatyzowane, oparte na parametrach generowanie dowolnych elementów modelu. Oznacza to, że generowanie i modyfikacja elementów w ramach projektu jest kontrolowana za pomocą określonych zestawów reguł generowanych przez algorytm. Elementy są automatycznie tworzone w oparciu o zdefiniowane przez użytkownika algorytmy, a poprzez zmianę parametrów w ramach algorytmu można łatwo kontrolować projekt w sposób interaktywny. Takie podejście pozwala użytkownikowi na uzyskanie złożonych zadań projektowych poprzez półautomatyczny proces modelowania oraz dostosowanie powstałych modeli geometrycznych poprzez interaktywną modyfikację określonych parametrów [5]. Dzięki takiemu podejściu w projektowaniu implantów personalizowanych jesteśmy w stanie zaprojektować wiele iteracji dla tego samego implantu.

2. MATERIAŁ I METODA

Do zaprojektowania geometrii implantu personalizowanego kości jarzmowej zostały wykorzystane dane z obrazowania medycznego pacjenta płci męskiej, który doznał uszkodzenia kości jarzmowej oraz fragmentu kości szczęki po prawej stronie. Ze względu na wieloodłamowy charakter złamania leczenie z użyciem płytek nie byłoby funkcjonalne. Przeprowadzono segmentację danych DICOM w programie InVesalius, podczas której powstał trójwymiarowy model czaszki pacjenta widoczny na Rysunku 1.



Rys. 1. Zrekonstruowany model trójwymiarowy czaszki pacjenta

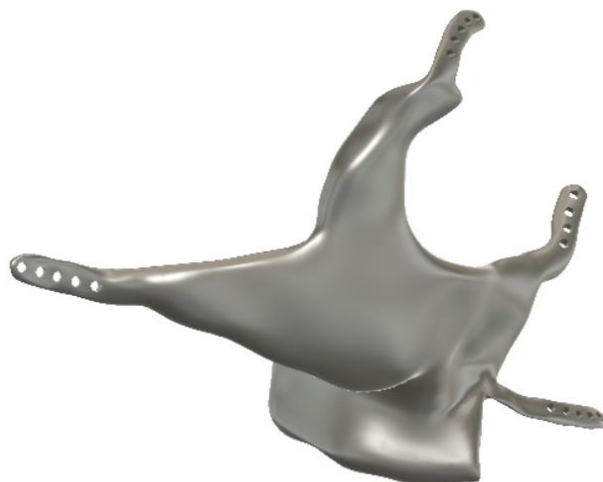
2.1. Projektowanie ogólnej geometrii implantu

Projektowanie implantu rozpoczęto od usunięcia wszystkich odłamów kostnych i artefaktów z obszaru prawej kości jarzmowej. Powstały model (Rysunek 2) został pozbawiony całej prawej kości jarzmowej wraz z łukiem jarzmowym oraz części górnej kości szczęki obejmującej ząb 17.



Rys. 2. Czaszka pacjenta po usunięciu kości jarzmowej i części szczęki

Do odzyskania odpowiedniej anatomii usuniętej części twarzoczaszki użyto odbicia lustrzanego lewej, nienaruszonej strony. Odbicie to zostało odpowiednio zmodyfikowane w taki sposób, żeby dopasować je w łuku brwiowym, wyrostku skroniowym oraz szczęce. Użyto operacji boolowskich do wyodrębnienia kości jarzmowej i brakującej części kości szczęki. Wynikiem tego procesu była ogólna geometria implantu. Dodano do niej cztery płytki mocujące, umieszczone nad łukiem brwiowym, na kości nosowej, na kości skroniowej i na szczęce. Korzystając z programu Fusion 360 ich powierzchnia oraz połączenie z główną częścią implantu zostały wyrównane w celu uniknięcia koncentracji naprężeń w tych miejscach. W płytkach mocujących zamodelowano także otwory na śruby mocujące. Końcową geometrię implantu jednolitego wraz z płytkami mocującymi zaprezentowano na Rysunku 3.



Rys. 3. Implant jednolity z płytkami mocującymi i otworami na śruby

2.2. Projektowanie generatywne

Na podstawie modelu implantu jednolitego został przeprowadzony proces projektowania generatywnego wykorzystujący możliwości programu Fusion 360. Model implantu został podzielony na geometrię zachowywaną (płytki mocujące oraz część szczękowa implantu) oraz geometrię początkową. Dodatkowo do zachowania zgodności anatomicznej zaprojektowano

geometrię ograniczającą, która była odsunięciem powierzchni całego implantu. Komponenty modelu wraz z miejscem przyłożenia obciążenia i wiązań przedstawiono na Rysunku 4.

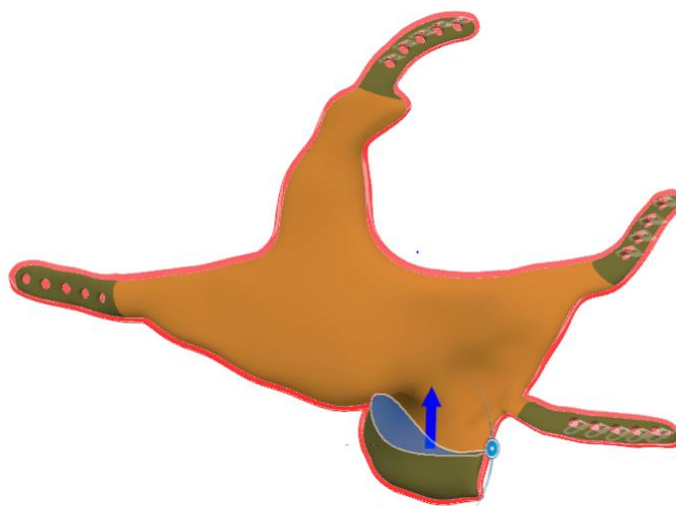
Podczas projektowania generatywnego zaprojektowano dwa badania mające na celu wygenerowanie geometrii implantu kości jarzmowej, spełniającego następujące założenia:

- zgodność anatomiczna z pacjentem,
- maksymalne naprężenia nie przekracza granicy plastyczności materiału, z którego wykonywany ma być implant,
- objętość wygenerowanego implantu ma być mniejsza niż objętość implantu jednolitego.

W kryteriach projektowych badań ustalono założenia produkcyjne i materiał. Ustalono, że implant zostanie wyprodukowany z użyciem technologii przyrostowych ze stopu tytanu Ti-6Al-4V ELI. Jego wybrane właściwości mechaniczne zostały przedstawione w Tabeli 1. Badania weryfikacyjne różniły się pomiędzy sobą zadawanymi obciążeniami. Siła przykładana do implantu w badaniu nr 1 wynosiła 250 N, a w badaniu nr 2 – 400 N. Wartości te ustalono na podstawie sił zagryzania zębów trzonowych [6].

Tabela 1. Wybrane właściwości mechaniczne materiałów [7]

Material	Moduł sprężystości [GPa]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Granica wytrzymałości [MPa]	Wydłużenie [%]	Gęstość [g/cm ³]
Ti-6Al-4V ELI	113	860	795	10	4,4
Kość korowa	18	140		1	0,7



Rys. 4. Komponenty modelu do badania generatywnego: geometrie zachowywane (kolor zielony), kształt początkowy (kolor pomarańczowy), geometria przeszkody (kolor czerwony), obciążenie (niebieska strzałka) oraz wiązania (kółki)

Wynikiem procesu projektowania generatywnego było dwanaście geometrii implantu kości jarzmowej, po dwa na każde przeprowadzone badanie. Różniły się pomiędzy sobą objętością oraz stopniem występowania w nich dodatkowych otworów oraz struktur beleczkowych. Własności wyników badań generatywnych zawarto w Tabeli 2.

Tabela 2. Własności wyników badań generatywnych nr 1 i nr 2

Nazwa	Objętość [mm ³]	Masa [g]	Max. naprężenia von Misesa [MPa]	Max. przemieszczenie globalne [mm]
Badanie nr 1 Wynik nr 1	3501,3	15,51	88,25	0,192
Badanie nr 1 Wynik nr 2	3751,2	16,62	87,75	0,197
Badanie nr 1 Wynik nr 3	3725,9	16,51	88,05	0,185
Badanie nr 1 Wynik nr 4	3575,8	15,84	87,47	0,188
Badanie nr 1 Wynik nr 5	3675,9	16,28	88,06	0,192
Badanie nr 1 Wynik nr 6	3761,6	16,66	88,25	0,185
Badanie nr 2 Wynik nr 1	5855,9	25,94	83,68	0,145
Badanie nr 2 Wynik nr 2	6369,4	28,22	88,25	0,123
Badanie nr 2 Wynik nr 3	7553,7	33,46	85,08	0,132
Badanie nr 2 Wynik nr 4	6564,0	29,08	81,77	0,137
Badanie nr 2 Wynik nr 5	6737,4	29,85	88,16	0,137
Badanie nr 2 Wynik nr 6	7005,5	31,03	84,08	0,136

3. WYNIKI ANALIZY MES

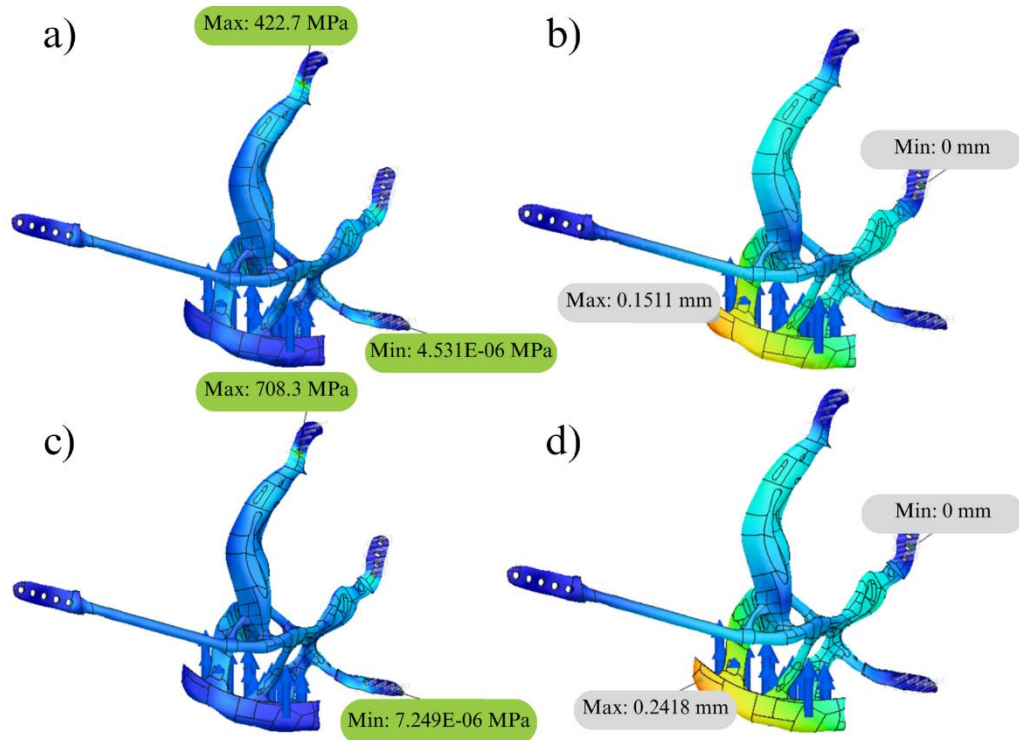
Do analizy elementów skończonych wybrano po jednym, najlepszym wyniku z badań generatywnych. Podczas wyboru brano pod uwagę objętość geometrii, naprężenia von Misesa, przemieszczenia globalne, a także strukturę implantu. Z badania nr 1 wybrano wynik nr 6, natomiast z badania nr 2 wybrano wynik nr 1. Przeprowadzono dla nich analizę MES dla obciążeń 250 N i 400N, które symulowały średnią i maksymalną siłę gryzienia działające na dolną część implantu. Utwierdzenie implantu umieszczono na otworach w płytkach mocujących. Wielkość elementów siatki oparto na rozmiarze geometrii i wynosiła ona maksymalnie 10% długości przekątnej ramki ograniczającej model. Dodatkowo siatka została poddana adaptacyjnemu zagęszczeniu w miejscach przyłożenia siły i w miejscach utwierdzenia.



Rys. 5. Geometria implantu kości jarzmowej uzyskana z wykorzystaniem projektowania generatywnego dla obciążenia 250 N

Geometrię personalizowanego implantu kości jarzmowej uzyskanego z wykorzystaniem projektowania generatywnego dla obciążenia 250 N przedstawiono na Rysunku 5.

Na Rysunku 6 przedstawiono wyniki symulacji MES implantu wygenerowanego dla obciążenia 250 N (badanie nr 1 wynik nr 6).



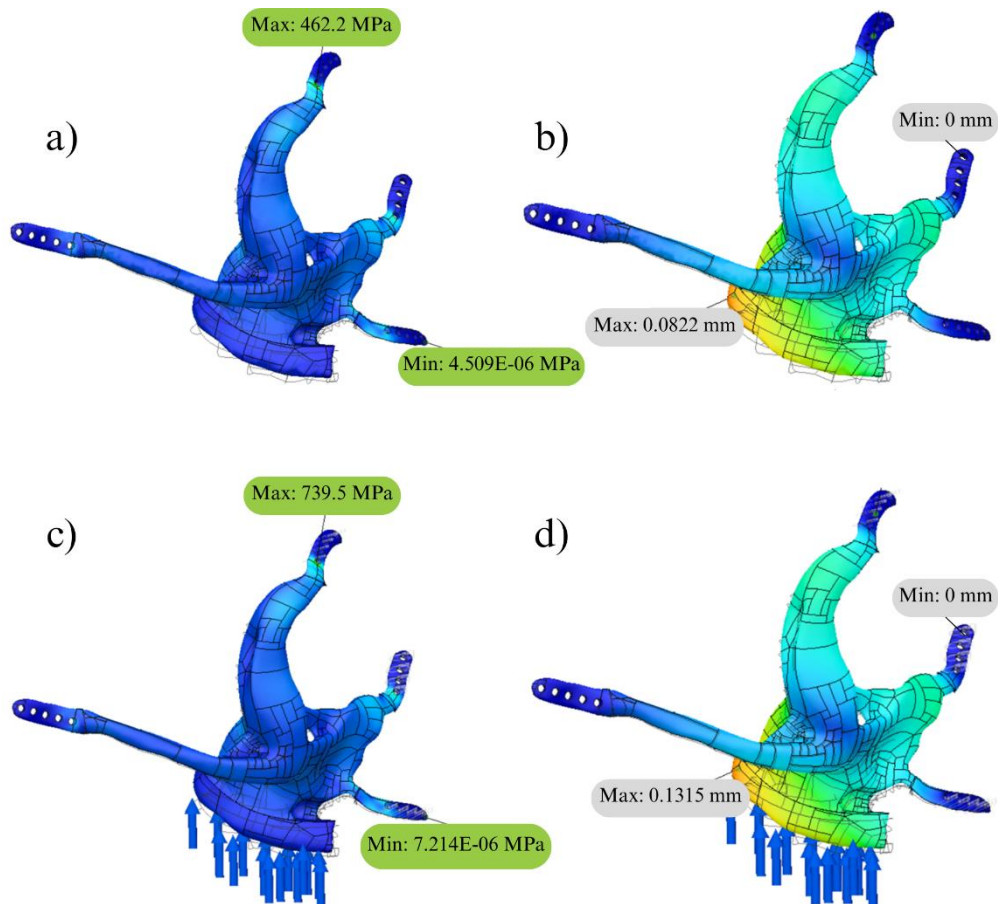
Rys. 6. Wyniki analizy elementów skończonych dla wygenerowanego implantu kości jarzmowej (badanie nr 1 wynik nr 6); a) naprężenia zredukowane dla obciążenia 250N, b) przemieszczenia dla obciążenia 250N, c) naprężenia zredukowane dla obciążenia 400N, d) przemieszczenia dla obciążenia 400N

Geometrię implantu uzyskanego z wykorzystaniem projektowania generatywnego dla obciążenia 400 N przedstawiono na Rysunku 7.



Rys. 7. Geometria implantu kości jarzmowej uzyskana z wykorzystaniem projektowania generatywnego dla obciążenia 400 N

Na Rysunku 8 przedstawiono wyniki symulacji MES implantu wygenerowanego dla obciążenia 400 N (badanie nr 2 wynik nr 1).



Rys. 8. Wyniki analizy elementów skończonych dla wygenerowanego implantu kości jarzmowej (badanie nr 2 wynik nr 1); od górnego lewego obrazu: naprężenia zredukowane dla obciążenia 250N, przemieszczenia dla obciążenia 250N, naprężenia zredukowane dla obciążenia 400N, przemieszczenia dla obciążenia 400N

Dla zaprojektowanych i wygenerowanych geometrii implantów obliczono objętość, którą przedstawiono w Tabeli 3. Objętość implantu kości jarzmowej wynosiła 9449 mm³, natomiast objętość geometrii implantów wygenerowanych podczas projektowania generatywnego wynosiła kolejno 3613 mm³ i 5815 mm³ dla badania generatywnego dla 250 N i 400 N.

Tabela 3. Objętość geometrii zaprojektowanych implantów

	Objętość (mm ³)	
<i>Implant jednolity</i>	9449	
<i>Generowany dla obciążenia:</i>	<i>250 N</i>	<i>400 N</i>
<i>Implant uzyskany przy pomocy projektowania generatywnego</i>	3613	5815

4. PODSUMOWANIE

Opracowane podczas badań konstrukcje personalizowanego implantu kości jarzmowej spełniły założone wymagania. Wykorzystanie projektowanie generatywnego pozwoliło na stworzenie geometrii o odpowiednich właściwościach mechanicznych, budowie zgodnej z anatomią pacjenta oraz o mniejszej objętości niż implant jednolity.

Spośród implantów poddanych analizie MES największe naprężenie zredukowane obecne było punktowo w implancie z badania generatywnego nr 2 wynik nr 1, poddanego obciążeniu 400 N. Wynosiło ono 739,5 MPa i zlokalizowane było na krawędzi pierwszego otworu mocującego do kości czołowej. Dowodzi to, że zaprojektowane implanty kości jarzmowej posiadają wymaganą wytrzymałość mechaniczną, ponieważ maksymalne naprężenia w nich obecne są mniejsze niż granica plastyczności materiału Ti6Al4V ELI.

Dalsze prace nad wykorzystaniem projektowania generatywnego w projektowaniu implantów personalizowanych będą obejmowały kolejne rodzaje implantów oraz wysokocyklowe, wieloosiowe badania zmęczeniowe implantów wyprodukowanych z użyciem technologii przyrostowych.

LITERATURA

- [1] Chepurnyi Y., Kustro T., Chernogorskyi D., Zhukovtseva O., Kanura O., Kopchak A.: Application of Patient-Specific Implants as Alternative Approach to Zygoma Defect Management - A Retrospective Study, *Ann Maxillofac Surg*, vol. Jan-Jun 11(1), 2021, p. 91-96.
- [2] Bradley D., Leung B., Saxena S., Dungarwalla M., Chapiro D., Fan K.: Surgical management of zygomatic complex fractures in a major trauma centre, *Plast Aesthet Res*, 2019, p. 6-11.
- [3] Meena V. K., Gagandeep, Aneesh, Rattan V., Luthra G., Kalra P.: Development of a custom zygomatic implant using metal sintering, *Rapid Prototyping Journal*, vol. 24 no. 5, 2018, p. 828-831.
- [4] Kanagalingam S., Dalton C., Champneys P. et al.: Detailed design for additive manufacturing and post processing of generatively designed high tibial osteotomy fixation plates, *Prog Addit Manuf* vol. 8, 2023, p. 409-426.
- [5] Ricotta V., Campbell R. I., Ingrassia T. et al.: A new design approach for customised medical devices realized by additive manufacturing, *Int J Interact Des Manuf*, vol. 14, 2020, p. 1171-1178.
- [6] Takaki P., Vieira M., Bommarito S.: Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups. *International Archives of Otorhinolaryngology*, vol. 18(3), 2014, p. 272-276.
- [7] McCracken M.: Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont*, vol. 8(1), 1999, p. 40-3.

THE USE OF GENERATIVE DESIGN IN THE DESIGN PROCESS OF AN ADDITIVE MANUFACTURED PATIENT SPECIFIC ZYGOMATIC BONE IMPLANT

Abstract: The following work explores the application of generative design to the traditional patient-specific implant design process. Two geometries of a patient-specific zygomatic implant designed using generative design were proposed. The results of this study show that the integration of generative design methods can significantly improve the efficiency of patient-specific implant design processes. Benefits include improved implant performance, reduced manufacturing costs and shorter design iteration cycles.

Zuzanna ZAJĄC¹, Sylwia ŁAGAN², Aneta LIBER-KNEĆ²

¹Studenckie Koło Naukowe Inżynierii Medycznej CANCRICAT przy Katedrze Mechaniki Stosowanej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska im. T. Kościuszki, Kraków

²Katedra Mechaniki Stosowanej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska im. T. Kościuszki, Kraków

OCENA WYBRANYCH WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH I FIZYCZNYCH AKRYLOWYCH CEMENTÓW KOSTNYCH O NISKIEJ LEPKOŚCI

Streszczenie: Celem pracy było porównanie właściwości mechanicznych i fizycznych powierzchni cementów kostnych stosowanych w ortopedii. Właściwości mechaniczne określono za pomocą statycznej próby jednoosiowego ściskania, kąt zwilżania wyznaczano przy użyciu goniometru optycznego, a swobodną energię powierzchniową obliczono według modelu Owensa-Wendta. Rozpatrzono dwa stany materiału (początkowy i po inkubacji). Proces inkubacji zmienił charakter powierzchni na hydrofilowy i spowodował wzrost wartości składowej polarnej swobodnej energii powierzchniowej. Otrzymane krzywe ściskania dla badanych stanów są podobne, ukazując obszar liniowy, jak i plastyczny, z umowną granicą plastyczności.

Słowa kluczowe: cement kostny, wytrzymałość na ściskanie, zwilżalność

1. WSTĘP

Cementy kostne to klasa materiałów wykorzystywana do mocowania endoprotez stawów, wypełniania ubytków kostnych, stabilizacji złamań oraz w zabiegach wypełniania kręgów w kręgosłupie [1, 4, 12, 13]. W zależności od przeznaczenia klinicznego, (ortopedia lub stomatologia) cementy kostne wytwarzane są na bazie fosforanu wapnia, polimetakrylanu metylu lub gwasjonomeru [4]. Cementy kostne wykazują dobrą biogodność, osteokonduktywność oraz umiarkowaną nieprzepuszczalność dla promieni rentgenowskich. Mogą być stosowane jako systemy dostarczania leków, czynników wzrostu lub po zmieszaniu z innymi biomateriałami, jako dodatek regulujący tempo degradacji [12, 13, 15].

Akrylowe cementy kostne to materiały polimerowe, które otrzymywane są w wyniku reakcji polimeryzacji i stanowią stabilny, niewchłaniały materiał. Cementy kostne na bazie poli(metakrylanu metylu) (PMMA) to tzw. systemy dwuskładnikowe, składające się z fazy stałej (proszek polimerowy) i fazy ciekłej (płynny monomer), które po zmieszaniu polimeryzują. Cementy kostne można również określić jako mieszaninę substancji, która ma zdolność utwardzania i samostabilizacji po wprowadzeniu do organizmu [12, 13].

Pełniąc rolę wypełniacza ubytku kostnego oraz funkcję stabilizującą implanty kostne, cement kostny narażony jest na działanie złożonych stanów obciążenia. Dlatego ważne jest określenie wpływu zarówno obciążenia mechanicznego, jak i środowiska biologicznego na właściwości użytkowe cementu kostnego. Akrylowe cementy kostne zaleca się badać wg normy ISO 5833 [7], natomiast zwilżalność powierzchni wg ISO 19403-2 [8]. Podczas projektowania cementów kostnych, jako substytutów tkanki kostnej, na bazie polimerów ważna jest znajomość przebiegów krzywych ściskania oraz wyznaczanych na ich podstawie parametrów wytrzymałościowych. Mają one znaczenie dla dopasowania charakteru odpowiedzi wypełnienia ubytku kostnego. Ważna jest również zwilżalność powierzchni materiałów, które będą ze sobą współpracowały w warunkach obciążeniowych organizmu, dlatego konieczne jest określenie interakcji ciała stałego (cementu kostnego) i cieczy (symulacja środowiska biologicznego). Zwilżalność (poziom hydrofilowości) powierzchni wpływa na adsorpcję białek powierzchniowych i adhezję komórek. Komórki łatwiej przylegają do powierzchni hydrofilowych [2]. Chociaż kąt zwilżania wodą nie jest dobrym ogólnym prognostykiem odpowiedzi biologicznej (np. adhezji komórek) do materiałów, to stosunkowo prosta i przystępna metoda jego pomiaru sprawia, że jest powszechnie wykorzystywany jako parametr korelujący zachowanie komórek z charakterystyką materiałów [9, 15,]. W ocenie korelacji właściwości powierzchni i biokompatybilności materiału wykorzystuje się swobodną energię powierzchniową. Energia powierzchniowa wpływa na zwilżalność powierzchni i jest kluczowym czynnikiem określającym kinetykę adsorpcji i ilość białek zaadsorbowanych na powierzchni materiału. Wykazano, że podłoża o wyższych wartościach energii powierzchniowej sprzyjają adhezji komórek [3,10,16].

Celem niniejszej pracy było porównanie zwilżalności, swobodnej energii powierzchniowej oraz właściwości mechanicznych dwóch cementów kostnych z uwzględnieniem inkubacji materiałów w symulowanym środowisku biologicznym.

2. MATERIAŁ I METODY

W pracy wykorzystano dwa akrylowe cementy kostne: Synicem 1 (Synergie Ingenierie Medicale, Francja) oraz Cemex® RX (TECRES S.p.A., Włochy). Oba cementy są radiologicznie cieniujące, o niskiej temperaturze polimeryzacji i niskiej lepkości. Skład chemiczny cementów został przedstawiony w tabeli (Tabela 1).

Tabela 1. Skład chemiczny cementów kostnych [18, 19]

Cement	Skład proszku [g]			Skład cieczy		
	PMMA	BPO	BaSO ₄	MMA	DmpT	HQ
Synicem	35,04	0,96	4,00	19,76 ml	0,24 ml	(18-20)/10 ⁻⁶
Cemex®	35,31	1,09	3,60	13,179 g	0,120 g	0,001 g

MMA – metylometakrylan, DmpT-N,N-dimetylo-p-toludina, HQ–hydrochinon, PMMA-Poli(metylometakrylan), BPO-nadtlenek benzoilowy, BaSO₄-siarczan barowy.

Z każdego cementu przygotowano n=30 próbek. Próbkę do badań wytworzono w postaci walców o wymiarach: średnica d=4,0±0,2 mm oraz wysokość h=6,4±0,2 mm. W celu określenia stopnia zwilżalności, przeprowadzono pomiary kąta zwilżania z wykorzystaniem goniometru optycznego oraz systemu See System do analizy kształtu kropli (Advex Instrument,

Czechy). Pomiary zwilżalności oparto na metodzie kropli siedzącej, każdy pomiar powtarzano dziesięciokrotnie. Jako cieczy pomiarowe rekomendowane do wyznaczania swobodnej energii powierzchniowej w badaniach wykorzystano wodę destylowaną (Biomus, Polska) oraz diiodometan (Sigma-Aldrich, USA). Na podstawie zmierzonych wartości kąta zwilżania powierzchni cementów tymi cieczami obliczono swobodną energię powierzchniową (SEP) z wykorzystaniem modelu Owensa-Wendta (1) oraz polarność (P) powierzchni cementów (2).

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

$$P = \frac{\gamma_S^d}{\gamma_S^p}, \quad (2)$$

gdzie: θ - kąt zwilżania, γ - swobodna energia powierzchniowa (indeksy dolne S - materiału, L - cieczy pomiarowej; indeksy górne d - składowa dyspersyjna, p - składowa polarna) [7].

W celu odwzorowania wpływu środowiska biologicznego $n=6$ próbek z każdego cementu poddano inkubacji w 0,9% wodnym roztworze NaCl (symulacja środowiska biologicznego), przez okres 7 dni. Cementy przechowywano w zamkniętych pojemnikach w piecu laboratoryjnym Advantage Lab AL01-02-100 (Cheminst, Polska) w temperaturze 37°C. po inkubacji próbki ważono i przechowywano w ekcykatorze do uzyskania stałej masy. Stopień hydratacji (Ha) określono za pomocą następującego wzoru [12]:

$$Ha = \frac{m_m - m_s}{m_0} \cdot 100\% \quad (3)$$

gdzie: m_m - masa próbek cementu kostnego po inkubacji, m_s - masa próbek cementu kostnego po wysuszeniu, m_0 - masa początkowa próbek cementu kostnego.

Masę oraz gęstość (ρ , g/cm³) materiałów oceniano przy użyciu wagi hydrostatycznej Radwag AC 160 (Radwag, Polska) z dokładnością 0,0001g.

Stacyną próbę jednoosiowego ściskania przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej MTS Insight 50, z głowicą pomiarową 50 kN (MTS Systems Corporation, USA). Prędkość obciążenia wynosiła 0,5 mm/s. Badania zwilżalności oraz testy ściskania realizowano w warunkach laboratoryjnych o parametrach otoczenia: temperatura 21±2°C, wilgotność 50±5%.

W obserwacjach mikroskopowych próbek w stanie początkowym i po inkubacji wykorzystano mikroskop firmy Carl Zeiss Stereo Discovery.V8, wyposażony w kamerę AxioCam ERc5S oraz oprogramowanie AxioVision v.4.8.2.

3. WYNIKI

Wyniki oznaczenia gęstości oraz zmiany masy przed (m_0) i po procesie starzenia metodą inkubacji (m_7) zestawiono w tabeli 2. Zaobserwowano nieznaczny przyrost masy próbek po inkubacji (dla cementu Synicem 0,4%, dla cementu Cemex® 1,8%). Stopień hydratacji cementów po suszeniu próbek przez okres 7 dni wyniósł dla cementu Synicem 0,65±0,44%, natomiast dla cementu Cemex® 1,89±0,47% (Tabela 2).

Tabela 2. Zmiana masy cementów kostnych (wartość średnia i odchylenie standardowe)

<i>Cement</i>	ρ [g/cm ³]	m_0 [g]	m_7 [g]	Ha [%]
<i>Synicem</i>	0,9412±0,0167	0,0877±0,0061	0,0881±0,0059	0,65±0,44
<i>Cemex®</i>	0,9110±0,0286	0,0892±0,0040	0,0908±0,0049	1,89±0,47

Zestawienie wyników pomiarów zwilżalności cementów kostnych oraz wartości swobodnej energii powierzchniowej według modelu Owensa-Wendta przedstawiono w tabelach (Tabela 3 i Tabela 4).

Tabela 3. Kąt zwilżania (wartość średnia i odchylenie standardowe)

<i>Cement</i>		θ [°]	
		<i>Woda destylowana</i>	<i>Dijodometan</i>
<i>Synicem</i>	0	82,93±8,48	42,06±8,57
	7	51,77±4,12	39,77 ±7,73
<i>Cemex®</i>	0	65,27±1,91	47,06 ±2,22
	7	55,10 ±2,63	46,12 ±5,58

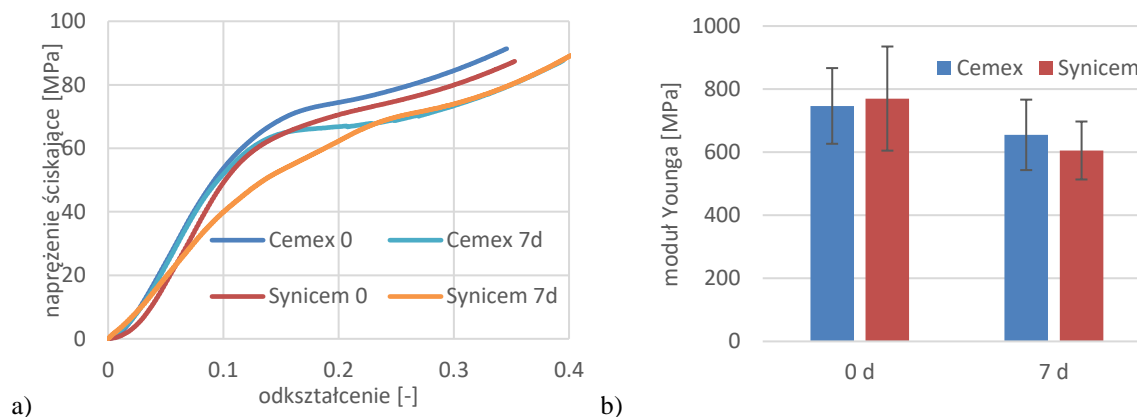
Analizując wyniki zwilżalności cementów kostnych zanotowano spadek wartości kąta zwilżania wodą destylowaną (dla cementu Synicem o 29%, dla cementu Cemex® o 15%) po inkubacji w symulowanym środowisku biologicznym. Wskazuje to na zmianę charakteru powierzchni cementów w wyniku inkubacji. Początkowo słabo hydrofobowy charakter powierzchni (60°< θ <90°) obu cementów, po okresie 7 dni inkubacji zmienił się na hydrofilowy (θ <60°). Natomiast oceniając wpływ inkubacji na stan energetyczny powierzchni cementów, można zaobserwować wzrost wartości swobodnej energii powierzchniowej, wynikający z silnej zmiany wartości składowej polarnej (dla cementu Synicem ponad 6-krotny, natomiast dla cementu Cemex® 1,5-krotny wzrost). Wyznaczając początkową polarność badanych materiałów zanotowano dla cementu Synicem wartość 13,9 oraz dla cementu Cemex® wartość 3,26. Natomiast po inkubacji wartości te zmniejszyły się odpowiednio do poziomów 2,33 i 2,21.

Tabela 4. Swobodna energia powierzchniowa i jej składowe (wartość średnia i odchylenie standardowe)

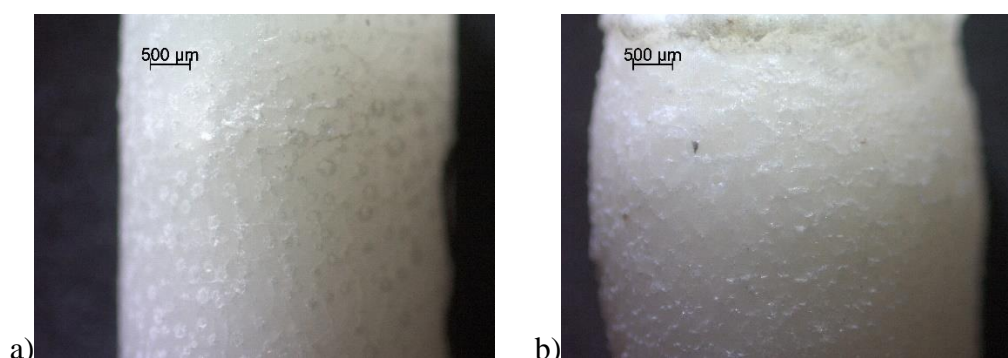
<i>Cement</i>		<i>SEP wg metody Owensa-Wendta [mJ/m²]</i>			<i>P</i> [-]
		γ_s	γ_s^d	γ_s^p	
<i>Synicem</i>	0	41,33±5,41	38,56±4,99	2,77±1,57	13,9
	7	56,78±4,40	39,72±3,39	17,06±4,94	2,33
<i>Cemex®</i>	0	46,87±1,38	35,90±0,91	10,97±1,13	3,26
	7	52,96±3,37	36,41±2,55	16,55±3,92	2,21

Charakterystyki przebiegów statycznej próby jednoosiowego ściskania zaprezentowano na zbiorczym wykresie (Rys.1a). Uzyskane zależności są podobne dla badanych próbek cementów. Na podstawie przebiegów krzywych ściskania wyznaczono wartość modułu sprężystości po polimeryzacji (Rys. 1b), który dla cementu Cemex® wynosił 746,6±120,0 MPa, natomiast po inkubacji 654,9±111,7 MPa (spadek o 12%). w przypadku cementu Synicem były to odpowiednio wartości 770,0±165,1 MPa i 605,4±91,9 MPa (spadek o 21%). Wykonano również ocenę zmiany wymiarów badanych próbek po ściskaniu (Rys.2). Wysokość walców

cementów po ścisnieniu miały wartości: dla Synchron 5,0 mm (spadek o 21%), dla Cemex® 4,5±1,6 mm (spadek o 23%), natomiast średni wymiar średnicy (w najszerszym miejscu) wynosił odpowiednio 4,6±0,2 mm (14%) i 4,7±0,2 mm (18%).



Rys.1. Wyniki próby ścisnania dla cementów kostnych: a) średnie przebiegi testu ścisnania, b) moduł sprężystości



Rys.2. Zdjęcia przykładowych próbek cementu Cemex®: a) przed testem ścisnania, b) po teście ścisnania (mikroskop Stereo Discovery.V8, Carl Zeiss, pow. 15x)

4. DYSKUSJA I WNIOSKI

Wybrany w niniejszej pracy czas inkubacji, tj. 7 dni, związany był próbą oceny zjawisk zachodzących w cemencie w pierwszym tygodniu po jego implantacji do organizmu oraz referowanych w literaturze czasach odniesienia hodowli komórkowych na podłożach PMMA. Procedury pionizacji pacjenta po implantacji endoprotezy rozpoczynają się także w pierwszym tygodniu po zabiegu. Uzyskane wyniki wskazują na zmianę ocenianych parametrów po procesie inkubacji w soli fizjologicznej o temperaturze 37°C, przez 7 dni. Krzywe ścisnania przyjęły S-kształtny przebieg ujawniając zarówno obszar liniowy, jak i nieliniowy, uplastycznienie materiału oraz beczułkowaty kształt próbek po teście, co jest zgodne z literaturą [14]. Nie zaobserwowano wykruszania się cementu, co stanowiłoby zagrożenie dla prawidłowego mocowania implantu kostnego, a uwolnione do otaczających tkanek fragmenty PMMA mogłyby zagrażać zdrowiu pacjenta. Najmniejsza wartość wytrzymałości na ścisnienie cementu kostnego stosowanego do wypełniania ubytków kostnych powinna wynosić 30 MPa,

natomiast w przypadku wykorzystania cementu do mocowania endoprotez 70 MPa [14]. Wymaganie to zostało spełnione przez oba badane cementy akrylowe. Uzyskane wartości modułu sprężystości dla obu cementów kostnych wpisują się w zakres referowany w literaturze, tj. od 0,1 do 1600 MPa [11, 17]. Natomiast podawane w literaturze wartości gęstości wyznaczone dla kości gąbczastej kręgow kręgosłupa wahają się między 0,09 a 0,35 g/cm³. Dla gęstości pozornej na mokro [11] są niższe od gęstości badanych cementów akrylowych, co wskazuje na potrzebę modyfikacji tego parametru.

Wartości kątów zwilżania wodą destylowaną i dijdometanem uzyskane w pracy Robu A., et al. [12] były odpowiednio na poziomie 71° oraz 27°. Natomiast stopień hydratacji utrzymywał się na średnim poziomie 1,6% [12]. Uzyskane w pracy [13] wyniki średniej wartości swobodnej energii powierzchniowej wyznaczonej metodą Owens–Wendt–Rabel–Kaeble dla cementu kostnego z domieszką HAp osiągnęły wartość 23,3 mJ/m², a jej składowa dyspersyjna i polarna odpowiednio 20,3 mJ/m² i 3,0 mJ/m². Wartości SEP oznaczone dla PMMA referowane w pracy [3] były na poziomie 39 mJ/m², a kąty zwilżania oznaczone przy użyciu wody destylowanej i dijdometanu wynosiły odpowiednio 83±2° oraz 41±2°, natomiast w pracy [16] dla wody są na poziomie 80° i są bliskie wynikom niniejszej pracy. w pracy Comelles J., et al. [3] autorzy oceniając zdolności proliferacji komórek MG-63 na powierzchni PMMA wykazali znaczący jej wzrost pomiędzy 3 a 7 dniem hodowli, co wskazuje na zasadność oceny zjawisk w pierwszym tygodniu po implantacji cementu do organizmu. Podobnie w pracy [16] obserwowano żywotność i proliferację komórek zrębowych szpiku kostnego na powierzchni PMMA oraz PMMA modyfikowanego zmineralizowanym kolagenem. .

Badania zwilżalności pokazują, że inkubacja PMMA w soli fizjologicznej zwiększa hydrofilowość cementu kostnego. Wzrost hydrofilowości może mieć wpływ na interakcje zachodzące na styku kość/biomateriał. Poskreśla się również zależność adhezji komórek od polarnej składowej energii powierzchniowej [3,9,10]. Wzrost wartości składowej polarnej zaobserwowano dla obu cementów kostnych w niniejszej pracy. Różnice wartości referowanych w literaturze parametrów cementów kostnych względem komórek wynikają nie tylko ze stanu fizjologicznego kości (kość zdrowa lub osteoporotyczna), ale również z lokalizacji w układzie szkieletowym, kierunku pobrania próbki do badań, jej kształtu, czy z zastosowania modeli analitycznych [3, 9, 10, 11, 14,16]. Niniejsza praca stanowi wstęp do długoterminowych badań oceny cementów kostnych w warunkach symulowanego środowiska organizmu.

LITERATURA

- [1] Bistolfi A., Ferracini R., Albanese C., Vernè E., Miola M.: PMMA-based bone cements and The problem of joint arthroplasty infections: status and new perspectives, *Materials*, vol. 12, no. 4002, 2019, p. 1-16.
- [2] Cai, S., Wu, C., Yang, W., Liang, W., Yu, H. & Liu, L.: Recent advance in surface modification for regulating cell adhesion and behaviors, *Nanotechnology Reviews*, vol. 9, no. 1, 2020, p. 971-989.
- [3] Comelles J., Estévez M., Martínez E., Samitier J.: The role of surface energy of technical polymers in serum protein adsorption and MG-63 cells adhesion, *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, vol. 6, no. 1, 2010, p. 44-51.
- [4] Fada R., Babadi N.F., Azimi R., Karimian M., Shahgholi M.: Mechanical properties improvement and bone regeneration of calcium phosphate bone cement, Polymethyl methacrylate and glass ionomer, *Journal of Nanoanalysis*, vol. 8, no. 1, 2021, p. 60-79.

- [5] Gizer S.G., Bhethanabotla V.R., Ayyala R.S, Sahiner N.: Low-pressure plasma treated polycarbonate and polymethyl methacrylate (PMMA) sheets with different surface patterns to change their surface properties, *Surfaces and Interfaces*, vol. 37:102646, 2023, p. 1-16.
- [6] Harb S.V., Bassous N.J., Souza T.A.C., Trentin A., Pulcinelli S.H., Santilli C.V., Webster T.J., Lobo A.O., Hammer P.: Hydroxyapatite and β -TCP modified PMMA-TiO₂ and PMMA-ZrO₂ coatings for bioactive corrosion protection of Ti6Al4V implants, *Materials Science and Engineering*, vol. 116: 111149, 2020.
- [7] ISO 19403-2:20127 - Determination of The surface free energy of solid surfaces by measuring The contact angle.
- [8] ISO 5833:2002 - Implants for surgery - Acrylic resin cement.
- [9] Muzzio N., Moya S. Romero G.: Multifunctional scaffolds and synergistic strategies in tissue engineering and regenerative medicine. *Pharmaceutics*, vol. 13, no. 792, 2021, p. 1-38.
- [10] Nakamura M., Hori N., Ando H., Namba S., Toyama T., Nishimiya N., Yamashita K.: Surface free energy predominates in cell adhesion to hydroxyapatite through wettability, *Materials Science and Engineering: C*, vol. 62, 2016, p. 283-292.
- [11] Öhman-Mägi C., Holub O., Wu D., Hall R.M., Persson C.: Density and mechanical properties of vertebral trabecular bone -A review, *JOR Spine*, vol. 4:1176, 2021, p. 1-15.
- [12] Robu A., Antoniac A., Grosu E., Vasile E., Raiciu A.D., Iordache F., Antoniac V.I., Rau J.V., Yankova V.G., Ditu L.M. et al.: Additives Imparting Antimicrobial Properties to Acrylic Bone Cements. *Materials*, vol. 14, no. 22, 2021, p. 1-18.
- [13] Sobczyk-Guzenda A., Boniecka P., Laska-Lesniewicz A., Makowka M. Szymanowski H.: Micro- and Nanoparticulate Hydroxyapatite Powders as Fillers in Polyacrylate Bone Cement - a Comparative Study, *Materials*, vol. 13:2736, 2020, p. 1-18.
- [14] Świeczko-Żurek B., Zieliński A., Bociąga D., Rosińska K., Gajowiec G.: Influence of different nanometals implemented in PMMA bone cement on biological and mechanical properties, *Nanomaterials*, vol. 12, no. 5, 2022, p. 1-17.
- [15] Wekwejt M., Michalska-Sionkowsk M., Bartmański M., Nadolska M., Łukowicz K., Pałubicka A., Osyczka A.M., Zieliński A.: Influence of several biodegradable components added to pure and nanosilver-doped PMMA bone cements on its biological and mechanical properties, *Materials Science & Engineering: C*, vol. 117:111286, 2020, p. 1-15.
- [16] Zheng Z., Chen S., Liu X., Wang Y., Bian Y., Feng B., Zhao R., Qiu Z., Sun Y., Zhang H., Cui F., Yang X., Weng X: a bioactive polymethylmethacrylate bone cement for prosthesis fixation in osteoporotic hip replacement surgery, *Materials & Design*, vol. 209:109966, 2021.
- [17] Zhu J., Yang S., Cai K., Wang S., Qiu Z., Huang J., Jiang G., Wang X., Fang X.: Bioactive poly (methyl methacrylate) bone cement for The treatment of osteoporotic vertebral compression fractures, *Theranostics*, vol. 10, no. 14, 2020, p. 6544-6560.
- [18] www.tecres.pl, Cemex RX, Ulotka informacyjna, Tecres S.p.A. (15.03.2023).
- [19] www.biocomposites.com, Syncem, Instructions for use, caution and warnings, Synergie Ingenierie Medicale S.A.R.L (15.03.2023).

EVALUATION OF THE MECHANICAL AND PHYSICAL PROPERTIES OF LOW VISCOSITY ACRYLIC BONE CEMENTS

Abstract: The aim of this work was comparison mechanical and physical properties of bone cements used in human and animal orthopedics. The mechanical properties were determined by compression tests, a contact angle was observed with a goniometer and the surface free energy was calculated by Owens-Wendt model. Two states of material (initial and after incubation) were considered. The incubation process changed the nature of the surface to hydrophilic and caused an increase in the polar component of the surface free energy. The obtained compression curves are similar, showing both linear and plastic regions, with a conventional yield point.