

Michał RESZKE<sup>a)</sup>, Marlena ŚRODULSKA<sup>a)</sup>, Hubert OKŁA<sup>a)</sup>, Jadwiga GABOR<sup>a)</sup>, Marta ŁĘŻNIAK<sup>a)</sup>, Tomasz FLAK<sup>a)</sup>, Beata SWINAREW<sup>b)</sup>, Zbigniew ŻOŁNIERCZYK<sup>c)</sup>, Andrzej S. SWINAREW<sup>a)\*</sup>

<sup>a)</sup> Zakład Biomateriałów, Instytut Nauki o Materiałach, Wydział Informatyki i Nauki o Materiałach, Uniwersytet Śląski w Katowicach, ul. 75 Pułku Piechoty 1A, 41-500 Chorzów

<sup>b)</sup> Instytut Inżynierii Materiałów Polimerowych i Barwników, Oddział Farb i Tworzyw, ul. Chorzowska 50A, 44-100 Gliwice

<sup>c)</sup> Piekarskie Centrum Medyczne, ul. Szpitalna 11, 41-940 Piekary Śląskie

e-mail: andrzej.swinarew@us.edu.pl

## Wykonanie projektu spersonalizowanego stabilizatora palca przy użyciu techniki druku FDM 3D

**Streszczenie:** *Celem prowadzonych badań było stworzenie w pełni spersonalizowanej ortozy wybranego palca kończyny górnej człowieka. Obecnie na rynku istnieje wiele odmian ortez palca kończyny górnej wykorzystywanych nie tylko przy złamaniach, ale również w przypadku innych urazów. Jednakże żadna z nich nie jest w pełni dopasowana do konkretnego palca ręki ani spersonalizowana osobniczo. Stosowane jak dotąd ortozy wykonywane są wg typoszeregu.*

*W poniższym artykule przedstawiono próbę stworzenia spersonalizowanego osobniczo modelu stabilizatora palca. Realizacja projektu zakłada działanie kilkietapowe. Pierwszy etap zakładał dokonanie odpowiedniego wymiarowania. Następnie zaprojektowano i wykonano cyfrowy model. Orteza została wykonana z materiału bakteriostatycznego z wykorzystaniem drukarki 3D działającej w technice FDM ze względu na najlepsze właściwości mechaniczne przy zachowaniu wystarczającej precyzji odwzorowania. Jako najodpowiedniejszy materiał do wykonania detalu został wytypowany i zsyntezowany poliwęglan modyfikowany tlenkiem krzemu ze względu na odpowiednie właściwości wytrzymałościowe i bakteriostatyczne.*

*Artykuł ma charakter rozwojowy i może w przyszłości posłużyć jako baza do projektowania innych modeli stabilizatorów palca w zależności od rodzaju urazu. Może posłużyć również jako baza naukowa do opracowania nowych wielkoskalowych typoszeregów lepiej dopasowanych do stabilizacji palca kończyny górnej.*

**Słowa kluczowe:** FDM 3D, szybkie prototypowanie, orteza palca

### CREATING OF FINGER ORTHOSIS USING FDM 3D PRINTING TECHNIQUES

**Abstract:** *The aim of presented study was to create a fully customized orthotics that can be used for the upper limb selected finger stabilization. Currently on the market there are many varieties of finger orthoses used not only in case of fractures, but also for other injuries. However, none of them is fully adapted to the particular hand or finger and personalized person to person. Commercially used orthotics so far are made according to the series.*

*The following article presents an attempt to create a customized model of finger stabilizer. Implementation of the project consisted several stages. The first stage envisaged making an appropriate dimensioning. Then designed and created a digital model of the orthosis. The brace was made of a bacteriostatic material by the use of FDM 3D printer due to the best mechanical properties while maintaining sufficient precision mapping. As the most suitable material for making the detail has been selected and synthesized polycarbonate modified with nano silicon oxide particles due to the suitable resistance and bacteriostatic. The article can be developed in the future and can be used as a basis for designing other models of finger stabilizers depending on the type of injury. It can also serve as a scientific base for the development of new large-scale commercial series of better suited orthotics to stabilize the toe of the upper limb.*

**Keywords:** FDM 3D, fast prototyping, finger orthosis

## WSTĘP

Celem pracy było stworzenie spersonalizowanej ortozy stabilizującej złamany palec kończyny górnej z wykorzystaniem techniki szybkiego prototypowania. Technologia ta pozwala w krótkim czasie oraz przy maksymalnym ograniczeniu nakładów otrzymać w pełni spersonalizowany stabilizator dopasowany do potrzeb konkretnego pacjenta.

Przed przystąpieniem do przygotowania modelu ortozy palca przyjęto kilka założeń projektowych jako warunki konieczne i wystarczające. Przede wszystkim orteza palca musi być spersonalizowana wymiarowo i pasować do konkretnego palca kończyny górnej danej osoby. Ponadto orteza musi umożliwiać pełną stabilizację dwóch sąsiednich stawów w przypadku złamania kości oraz dwóch sąsiednich kości w przypadku uszkodzenia stawu. Materiał wykorzystany na wykonanie ortozy powinien spełniać kryteria biokompatybilności oraz bakteriostatyczności ze względu na możliwość wystąpienia między innymi reakcji alergicznych, wyjąłowania skóry, lub powstania biofilmu na powierzchni materiału przy długotrwałym stosowaniu. Średnica ortozy powinna być odpowiednio zmodyfikowana, tak aby umożliwiała umieszczenie odpowiedniego materiału opatrunkowego w przypadku pełnej gamy urazów. Oprócz tego model ortozy musi umożliwiać swobodny dopływ powietrza do skóry.

Aby zaprojektowana orteza spełniała wszystkie stawiane przed nią wymagania musi bazować na dokładnym odzwierciedleniu wskazanego do stabilizacji odcinka kończyny.

Dystalną część kończyny górnej człowieka można podzielić na trzy odcinki: nadgarstek, śródreczę oraz palce. Kości palców ręki są zbudowane z paliczków. Palec I posiada tylko dwa paliczki: bliższy oraz dalszy. Pozostałe cztery palce mają po trzy paliczki: bliższy, środkowy oraz dalszy. Paliczki należą do kości długich. Każdy palec ma swoją nazwę (Tab. 1) a także średnie wymiary (Tab. 2). Ruchomość ręki możliwa jest dzięki obecności wielu po-

łączeń stawowych. Mięśnie ręki można podzielić na trzy grupy: mięśnie kłębu, mięśnie kłębiku oraz mięśnie środkowe ręki [1].

**Tab. 1. Nazwy poszczególnych palców ręki [2]**

**Tab. 1. The name of each fingers [2]**

Numer palca	Nazwa
I	Kciuk
II	Palec wskazujący
III	Palec środkowy
IV	Palec serdeczny (obraczkowy)
V	Palec mały

**Tab. 2. Długość palca II lewej i prawej dłoni u kobiet i mężczyzn (średnia  $\pm$  odchylenie standardowe) [3]**

**Tab. 2. The length of the second finger right and left hand men and women (mean  $\pm$  standard deviation) [3]**

	Kobiety	Mężczyźni
Długość palca II lewej ręki [mm]	67.55 $\pm$ 4.1	72.67 $\pm$ 4.29
Długość palca II prawej dłoni [mm]	68.07 $\pm$ 4.45	73.24 $\pm$ 4.55

Podczas złamania dochodzi do przerwania ciągłości tkanki kostnej, której towarzyszy ból oraz ograniczenie ruchomości. Istnieją różne typy złamań w zależności od miejsca złamania, czy mechanizmu i siły powodującej złamanie. Gojenie się złamań jest bardzo złożonym procesem biochemicznym i biologicznym i składa się z kilku etapów takich jak: faza zapalna i proliferacyjna, faza formowania się kostniny, faza przebudowy i modelowania [4].

Terapia po złamaniu bazuje na właściwej diagnozie dokonanej przez lekarza specjalistę oraz między innymi na stabilizacji sąsiednich stawów złamanej kości odpowiednią ortezą.

Na rynku istnieje wiele firm zajmujących się produkcją oraz sprzedażą stabilizatorów wykorzystywanych przy złamaniu. Przykładami ortez palca, które wykorzystywane są nie tylko przy złamaniach, ale również w przypadku zerwania ścięgien czy urazów palca są: szyna Zimmera oraz aparat Sztaka.

Szyna Zimmera wykorzystywana jest do unieruchomienia jednego lub wszystkich palców. Zbudowana jest z pasa giętkiego aluminium, który wyścielony jest miękką pianką polimerową (np. poliuretan). Szyna aluminiowa ma za zadanie zapewnić sztywność i unieruchomić złamany palec, pianka umożliwia ściśle połączenie ortezy z palcem [5].

Aparat Sztaka służy do utrzymania stawów międzypaliczkowych dalszych w wyprostowanej pozycji. Działanie tego stabilizatora nie ogranicza zakresu ruchu pozostałych stawów ręki. Aparat ten przymocowywany jest do palca bandażem, a jego prawidłowe założenie gwarantuje utrzymanie stawu międzypaliczkowego dalszego w pozycji wyprostowanej [6]. Niestety dopasowanie tego typu aparatów odbywa się z wykorzystaniem odpowiedniego palca zdrowej kończyny, niedogodność ta oraz brak pełnej symetrii między kończynami człowieka doprowadził do wprowadzenia metod szybkiego prototypowania oraz zaawansowanych materiałów polimerowych na rynek stabilizatorów medycznych.

## MATERIAŁY I METODY

Szybki rozwój druku 3D spowodował możliwość wykorzystania tej technologii w wielu dziedzinach życia codziennego.

Przełomowym momentem dla druku 3D jest rok 1984. W tym roku Charles Hull wynalazł stereolitografię, pierwszą komercyjną technikę szybkiego prototypowania. Technika ta umożliwiła tworzenie powtarzalnych obiektów o skomplikowanych kształtach z zachowaniem wysokiej precyzji. Dzięki niej możliwe było testowanie teoretycznych modeli i prototypów [7].

Jedną z technik szybkiego prototypowania jest technika osadzania topionego materiału (FDM, Fused Deposition Modelling) która to pozwala otrzymać maksymalne właściwości wytrzymałościowe przy zadowalającej precyzji wykonania detali. Do wzrostu popularności tej techniki w dużej mierze przyczynił się projekt RepRap [8], który zakłada powstanie uniwersalnej dru-

karki 3D dostępnej dla każdego człowieka w jak najniższej cenie. W tej technice wykorzystywany jest termoplastyczny materiał. Proces powstawania obiektu polega na topieniu materiału za pomocą ekstrudera, a następnie osadzaniu go warstwa po warstwie na stoliku. Podczas ochładzania każda nałożona warstwa twardnieje i łączy się z wcześniej nałożoną [9].

Najbardziej powszechnymi materiałami używanymi w tej technice druku są ABS (poli(akrylonitryl-co-butadien-co-styren)) oraz PLA (polilaktyd – poli(kwas mlekowy)). Wadą tej metody jest użycie specjalnych podpór w przypadku wydruku przewieszów. Powoduje to wydłużenie procesu wydruku. Często niezbędne jest zastosowanie obróbki końcowej mającej na celu usunięcie wszystkich nierówności [10].

ABS oraz PLA należą do materiałów termoplastycznych czyli po ogrzaniu charakteryzują się właściwościami lepkiego płynu, a po ochłodzeniu ponownie twardnieją. Proces ten może być wielokrotnie powtarzany. Właściwości ABS zależą od składu chemicznego i sposobu wytwarzania. Materiał ten ma większą twardość i właściwości elastyczne niż PLA. Wadą tego materiału jest wysoka kurczliwość, dlatego może być wykorzystywany tylko w drukarkach z podgrzewanym stołem. ABS jest materiałem, który można w prosty sposób obrabiać mechanicznie w celu dopracowania wytworzonego detalu. Ponadto jest rozpuszczalny w rozpuszczalnikach organicznych, co wykorzystywane jest do łączenia wydrukowanych części ze sobą oraz wygładzania i nadawania połysku. PLA jest to polimer należący do grupy poliestrów alifatycznych, który można wytworzyć z surowców naturalnych takich jak: mączka kukurydziana, skrobia ziemniaczana czy buraki cukrowe. Jest uznawany za zdecydowanie bardziej przyjazny środowisku niż, wytwarzany na bazie ropy naftowej, ABS [11]. Niestety żaden z powyższych stosowanych na szeroką skalę materiałów nie spełniał założeń projektowych ze względu na zbyt słabe właściwości wytrzymałościowe jak i na brak bakteriostatyczności na odpowiednio wysokim

poziomie. Z tego powodu do dalszych prac zaprojektowano i wytworzono własny materiał pokrywający wszystkie założenia projektowe.

## CZĘŚĆ EKSPRYMENTALNA

### PROTOTYPOWANIE

Proces wykonania spersonalizowanej ortozy został podzielony na kilku etapów. Pierwszym etapem było wykonanie odpowiednich pomiarów palca dla którego została wykonana orteza.

Poniżej przedstawiono tabelę (Tab. 3) zawierającą średnie wymiary palca II (wskazującego) dla którego został wykonany spersonalizowany stabilizator. Pomiaru dokonano z wykorzystaniem suwmiarki. W celu uniknięcia błędów pomiarowych można wykorzystać skaner trójwymiarowy do precyzyjnego obrazowania kończyny górnej a następnie dokonać rekonstrukcji i wymiarowania dowolnego palca.

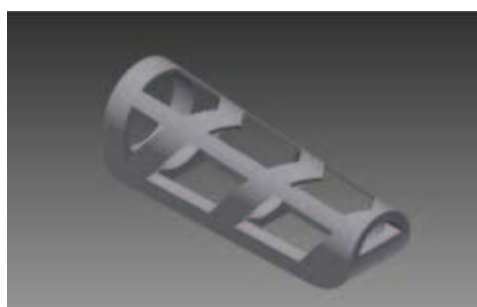
**Tab. 3. Średnie wartości palca II dla konkretnego pacjenta**

**Tab. 3. The average values of the second finger for a particular patient**

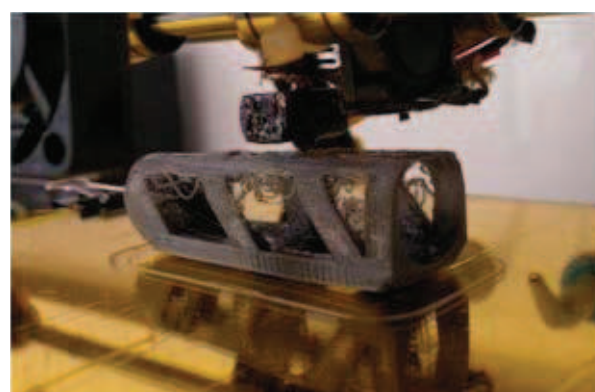
Mierzony wymiar	Wartość [mm]
Średnia długość palca II	81,69
Średnia długość paliczka bliższego	34,77
Średnia długość paliczka środkowego	24,56
Średnia długość paliczka dalszego	22,77
Średnia szerokość paliczka bliższego	19,10
Średnia szerokość paliczka środkowego	18,48
Średnia szerokość paliczka dalszego	16,80
Średnia wysokość paliczka bliższego	22,02
Średnia wysokość paliczka środkowego	17,30
Średnia wysokość paliczka dalszego	13,67

Kolejnym etapem było zaprojektowanie ortozy (Rys. 1) na podstawie uśrednionych wartości wymiarów fragmentów palca. Model wykonano z wykorzystaniem oprogramowania Autodesk Inventor 2015 na licencji akademickiej. Zanim

stworzono finalny model ortozy zostało stworzone kilka modeli stabilizatorów, które były odpowiednio modyfikowane, aby spełnić założenia projektowe. Model można także modyfikować w zależności od indywidualnych preferencji pacjenta w celu stworzenia maksymalnego komfortu oraz najodpowiedniejszych warunków do prawidłowej rekonwalescencji.



*Rys. 1. Modele ortez w widoku izometrycznym*  
*Fig. 1. Models of orthoses in isometric view*



*Rys. 2. Model ortozy podczas wydruku na drukarce MendelMax 1.5 z grzanym stołem o mocy 700W oraz stalowym układem plastyfikującym wyposażonym w aktywne chłodzenie*

*Fig. 2. Model of orthose while printing on MendelMax 1.5 printer with heated table 700W and steel plasticizing system with active cooling*

Ostatnim etapem był wydruk gotowego w pełni spersonalizowanego modelu z zadeklarowaną dokładnością (Rys. 2), który został dokonany na modyfikowanej drukarce Mendel-Max 1.5 z wykorzystaniem darmowego oprogramowania Repetier-Host. W tym celu z wcześniej stworzonego modelu wygenerowano plik do stereo litografii którego odczytanie było możliwe w oprogramowaniu drukarki.

Całkowity czas drukowania jednego modelu ortozy wynosił 1 godzinę i 20 minut. Podczas druku próbnego dobrano odpowiednie parametry pracy zespołu plastyfikującego

aby jak najwierniej odtworzyć model teoretyczny oraz temperaturę stołu w celu wyeliminowania ewentualnego skurczu materiału. Temperatura stołu wyniosła 155 °C natomiast temperatura głowicy zespołu plastyfikującego wynosiła 295 °C. Jako najwłaściwszy materiał wytypowano modyfikowany nanokrzemionką poliwęglan o właściwościach antybakteryjnych. Model drukowano z szybkością przesuwu głowicy do 100mm/s. Poniżej w tabelach 4–7 zestawiono najważniejsze właściwości wytrzymałościowe i przetwórcze wytypowanego materiału.

**Tab. 4. Wyniki pomiaru twardości dla poliwęglanu z dodatkiem tlenku krzemu**

**Tab. 4. Results of hardness measurement for polycarbonate with the addition of silicon oxide**

Numer próbki	Twardość [HV]	Niepewność pomiarowa [HV]
1	14,5	2,31*10 <sup>-2</sup>
2	14,8	2,51*10 <sup>-2</sup>
3	15,0	2,91*10 <sup>-2</sup>
4	14,7	2,41*10 <sup>-2</sup>
5	15,1	1,72*10 <sup>-2</sup>
6	14,8	2,52*10 <sup>-2</sup>
7	15,1	1,82*10 <sup>-2</sup>
8	13,9	2,31*10 <sup>-2</sup>
9	14,3	3,18*10 <sup>-2</sup>
10	14,4	2,96*10 <sup>-2</sup>
Średnia wartość	14,7	

**Tab. 5. Wyniki statycznej próby rozciągania dla materiału z dodatkiem krzemionki**

**Tab. 5. The results of the tensile test of material containing silica**

Numer próbki	Szerokość [mm]	Grubość [mm]	F <sub>M</sub> [N]	F <sub>R</sub> [N]	σ <sub>M</sub> [Mpa]	ε <sub>M</sub> [%]	σ <sub>B</sub> [Mpa]	ε <sub>R</sub> [%]
1	10,55	4,39	2911,7	2910,0	62,9	5,16	62,80	9,29
2	10,52	4,49	2711,7	2711,7	57,4	4,88	57,40	6,88
3	10,78	4,73	2290,0	2290,0	44,9	4,95	44,90	4,96
4	10,35	4,34	2895,1	2810,0	52,3	4,76	61,60	6,92
5	10,34	4,35	1951,7	1951,7	43,4	4,00	43,40	5,00
6	10,29	4,37	2756,3	2758,3	61,3	5,60	61,30	7,60
7	10,39	4,47	1838,3	1838,3	39,6	3,88	39,60	4,88

**Tab. 6. Wyliczony moduł Younga dla materiału z dodatkiem krzemionki**

**Tab. 6. The calculated Young's modulus for the material with the addition of silica**

Numer próbki	Moduł Younga [MPa]	Niepewność pomiarowa [MPa]
1	1219,0	$2,36 \cdot 10^{-2}$
2	1176,2	$1,65 \cdot 10^{-2}$
3	907,1	$2,57 \cdot 10^{-2}$
4	1098,7	$2,11 \cdot 10^{-2}$
5	1085,0	$2,96 \cdot 10^{-2}$
6	1094,6	$2,75 \cdot 10^{-2}$
7	1020,6	$2,45 \cdot 10^{-2}$
Średnia wartość	1085,9	

**Tab. 7. Właściwości mechaniczne materiału**

**Tab. 7. The mechanical properties of tested material**

	Warunki testu	Standard	Wartość
Wytrzymałość na pękanie	1h	ISO 899-1	2200
Wytrzymałość na zginanie [MPa]	2mm/min	ISO 178	96
Maksymalna siła przebiccia [N]	23°C	ISO 6603-2	5400

Poniżej (Rys. 3) przedstawiono zdjęcie kolejnych etapów wydruków stabilizatorów wraz z modyfikacjami. Po prawej znajduje się finalna wersja prototypu stabilizatora.

Ostateczna wersja ortozy różni się od wcześniejszych modeli. Zbudowana jest w oparciu

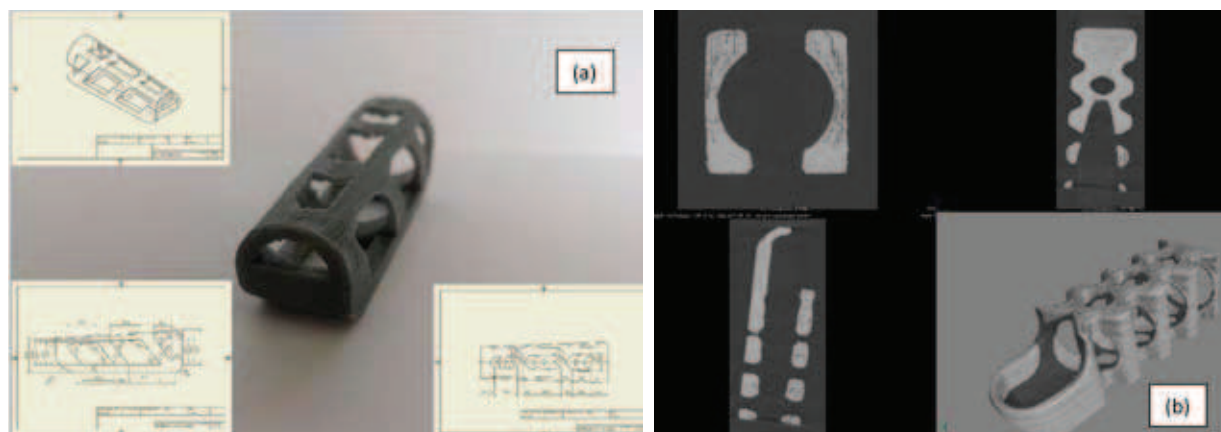
o konstrukcję kratownicową która jest optymalnym kompromisem pomiędzy wagą a wytrzymałością zarazem umożliwia dopływ powietrza do skóry. Została również powiększona średnica ortozy względem wstępnych założeń tak aby umożliwić stabilizację palca z opuchlizną czy z materiałem opatrunkowym. Po konsultacjach ortopedycznych nieznacznie został zmieniony kształt wybranych otworów aby ułatwić ich drukowanie oraz poprawić stabilizację i ergonomię.

Do finalnego wydruku wykorzystano modyfikowane poliestry ze względu na odpowiedni moduł Younga oraz wytrzymałość na rozciąganie i twardość. Najciekawszymi właściwościami charakteryzował się poliwęglan z domieszką nano krzemionki. Materiał otrzymano mieszając zaprojektowany we współpracy z firmą Covestro (Bayer Material Science) granulaty poliwęglanowy z tlenkiem krzemu  $\text{SiO}_2$  w specjalnie skonstruowanym mieszalniku z dodatkiem czynnika kompleksującego w postaci poli(etero heksolu). Czynniki kompleksujące zapobiega migracji domieszek oraz poprawia ich rozłożenie wewnątrz materiału. Tak spreparowany materiał spełniał założenia projektowe ponieważ charakteryzuje się zarówno lepszymi właściwościami wytrzymałościowymi niż dostępne materiały wykorzystywane w tej technice druku jak również posiadał odpowiednie właściwości bakteriostatyczne. Otrzymany granulaty zostały następnie przetworzone na filament z wykorzystaniem wyłaczarki wyposażonej w układ plastyfikujący umożliwiający podawanie ciekłego dodatku już w strefie sprężania co zapobiegało uślizgom ślimaka.



*Rys. 3. Zdjęcie kolejnych wersji ortozy po modyfikacjach*

*Fig. 3. Photo of the next version of the orthoses after modifications*



Rys. 4. Zdjęcie wydrukowanych stabilizatorów. Widok izometryczny (a) oraz skan mikrotomograficzny (b) dwóch modelowych prototypów

Fig. 4. Photo printed stabilizers. The isometric view (a) and microtomographic scan (b) of two model prototypes

## WNIOSKI

Do wykonania dedykowanego modelu palca wykorzystano technikę szybkiego prototypowania FDM 3D. Proces powstawania ortozy składał się z kilku etapów: wymiarowanie odpowiedniego palca kończyny górnej, wykonanie modelu 3D oraz wydruk. Podczas wydruku ortozy dobrano odpowiednie parametry druku: odpowiednią temperaturę stołu roboczego w celu zminimalizowania skurczu materiału oraz temperaturę głowicy zespołu plastyfikującego aby wyeliminować delaminację warstw materiału na gotowym detalu. Wadą tej techniki jest nieidealne odwzorowanie zaprojektowanego modelu teoretycznego i konieczność zastosowania niewielkiej obróbki końcowej. Otrzymana precyzja odwzorowania detalu wynosiła 0,1 mm, otrzymany wynik jest w tym przypadku wartością dopuszczalną. Otrzymane dzięki zastosowaniu techniki FDM modele cechują się jednak najlepszymi parametrami użytkowymi.

Do wytworzenia ortozy wybrano materiał zgodny z założeniami projektowymi. Materiał jest odpowiednio sztywny i wytrzymały, tak aby mógł zostać użyty na ortezę bez dodatkowych zbrojeń metalicznych poprawiających właściwości wytrzymałościowe. Ponadto posiada on właściwości przeciwzapalne i bakteriostatyczne.

## LITERATURA:

1. Bochenek A., i Reicher M.: *Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów medycyny i lekarzy*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2009.
2. Sokołowska-Pituchowa J.: *Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów medycyny*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2006.
3. Zaleska, K., Kliś, K., Suder, A., Teul, I., Wronka I., *Dymorfizm płciowy i asymetria wskaźnika długości palców ręki (2D:4D) – badania pilotażowe*. *Pomernian J Life Sci*, 2016;62(1):31–34.
4. Brüser P., Gilbert A.: *Finger Bone and Joint Injuries*. Martin Dunitz, Londyn 1999.
5. MEDLINE, *Szyna Zimmera, karta katalogowa*. <http://www.medline.com/> (dostęp 26.07.2016).
6. Qmed, *Aparat Stacka, karta katalogowa*. <http://qmedinfo.pl/pl/> (dostęp 26.07.2016).
7. D. Goldberg, *History of 3D Printing: It's Older Than You Are (That Is, If You're Under 30)*, 2014.
8. Projekt RepRap. <http://reprap.org/> (dostęp 26.07.2016).
9. Lipson H., Kurman M.: *Fabricated: The New of 3D Printing*. John Wiley & Sons, Indianapolis 2013.
10. Molitch-Hou M., Koslow T., Wheeler A., T. Tampi, *3D Printing Processes: The Free Beginner's Guide*. <http://3d-printingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/processes/> (dostęp 26.07.2016).
11. Świerz-Motysia B., Jeziórska R., Szadkowska A., Piotrowska M.: *Otrzymywanie i właściwości biodegradowalnych mieszanin polilaktydu i termoplastycznej skrobi*. Polimery, Warszawa 2011.

Publikację przyjęto do druku 26–10–2016