

# Prototypowanie elektrycznej protezy dłoni z użyciem technik wytwarzania przyrostowego

Prototyping of electrical hand prosthesis using additive manufacturing technologies

Artykuł recenzowany

## Streszczenie

*Tematem prezentowanej pracy jest prototyp elektrycznej protezy dłoni z użyciem technik wytwarzania przyrostowego. Przedstawione wyniki są rezultatem pracy inżynierskiej [1] pt. Prototypowanie elektrycznej protezy dłoni z użyciem technik wytwarzania przyrostowego, która została zrealizowana na kierunku Inżynieria Biomedyczna na Politechnice Poznańskiej.*

*Celem pracy było zaprojektowanie i wytworzenie elektrycznej protezy dłoni metodą osadzania topionego materiału. Zastosowane rozwiązanie umożliwiło wykonanie sztucznej kończyny z możliwością zginania palców, a także przeciwstawiania i odprowadzania kciuka. Jej sterowanie zrealizowano przez elektrody, które odbierały sygnały napięcia mięśniowego. Były one przekazywane do czujnika pomiaru aktywności mięśni EMG, który przesyłał je do Arduino Leonardo. Płytką z mikrokontrolerem sterowała serwonapędami, których obrót orczyków wprawiał w ruch poszczególne palce. Założeniem pracy było zaprojektowanie lekkiej, funkcjonalnej i tańszej od dostępnych na rynku rozwiązań protezy dłoni.*

*Część teoretyczna pracy omawia protezy i ich podział, przyczyny protezowania i stopnie amputacji. Część praktyczna przedstawia proces projektowania wraz z doбором parametrów sztucznej kończyny oraz jej wytworzenie. W zakończeniu podsumowano właściwości protezy takie jak: funkcjonalność, masę, koszt oraz czas wytwarzania elektrycznej protezy dłoni.*

## Abstract

*The subject of this work is the prototyping of an electrical hand prosthesis using additive manufacturing technologies. The results, which were presented at Poznan University of Technology, represent a part of an engineering thesis of Biomedical Engineering Prototyping of electrical hand prosthesis using additive manufacturing technologies.*

**MAGDALENA  
KOWALCZYK**

Politechnika Poznańska,  
Wydział Informatyki,  
Instytut Automatyki i Robotyki,  
60 965 Poznań, ul. Piotrowo 3a  
magdalena.m.kowalczyk@gmail.com

### Słowa kluczowe:

*elektryczna proteza dłoni,  
czujnik napięcia mięśni,  
wytwarzanie przyrostowe, metoda  
osadzania topionego materiału*

### Key words:

*electrical hand prosthesis,  
EMG muscle activity sensor,  
additive manufacturing technologies,  
fused deposition modelling*

*The aim of this work was to design and manufacture a hand prosthesis by fused deposition modelling. The applied solution allowed to manufacture an artificial limb with ability to flex the fingers and to additionally make moves such as the opposition and reposition of the thumb. The control was regulated by biomedical electrodes, which received the muscle tone signals and send them to the EMG muscle activity sensor and further to the Arduino Leonardo. The board with a microcontroller controlled the work of servomechanisms in which the rotation of the horn caused the fingers' movement. The assumption of this work was to design more lightweight, functional and cheaper solutions compared to commercially available electrical hand prosthesis.*

*The theoretical part of this work discusses prostheses and their types, causes of substitution of prosthesis and levels of amputation. The practical part of this paper presents the process of designing an artificial limb with choices of parameters and manufacturing of the prosthesis. The conclusion of this experiment gives evidence for the existence of features of the prosthesis such as: functionality, mass, cost and manufacturing time.*

## ■ WSTĘP

Utrata kończyny znacząco wpływa na jakość ludzkiego życia. Odtworzenie funkcjonalności zbliżonych do naturalnych takich jak: odczuwanie i pełen zakres ruchu jest bardzo wymagającym zadaniem dla kadry naukowej. Człowiek niejednokrotnie docenia możliwości jakie daje mu w pełni sprawna kończyna dopiero po amputacji. Po chorobie lub wypadku, w wyniku którego nastąpiło odjęcie części lub całości kończyny, pacjent powinien mieć szansę powrotu do wcześniejszej funkcjonalności. Zazwyczaj udaje mu się odbudować jedynie częściowo możliwości z przed amputacji poprzez zastosowaną protezę. To sztuczne uzupełnienie utraconej kończyny pozwala na kontakt pacjenta ze światem zewnętrznym w zakresie chwytania, manipulacji obiektami oraz w bardziej zaawansowanych rozwiązaniach – odczuwanie ciepła i dotyku. Doskonałe dwukierunkowe protezy powinny umożliwiać, tak jak w zdrowej kończynie, odczytywanie i dostarczanie w czasie rzeczywistym odczuć sensorycznych jako sprzężenia zwrotnego [2]. Odbieranie przez pacjenta licznych i naturalnych informacji z protezy dałoby większe możliwości poznawcze. Mimo znaczących postępów jakie nastąpiły w inżynierii i medycynie, pozwalające na wytworzenie protezy zbliżonej do ludzkiej ręki, to nadal największe wyzwanie stanowi przywrócenie zmysłu dotyku. Takie odkrycie zapoczątkowałoby nową generację protez [3].

Chociaż konstrukcja współczesnych protez kończyny górnej jest złożona i pozwala na wykonywanie licznych ruchów, to ze względu na wysoką cenę oraz skomplikowane użytkowanie nie są one wykorzystywane przez dużą liczbę osób z amputowaną kończyną. Z tych powodów, niniejsza praca jest próbą skonstruowania protezy dłoni, która będzie tańsza i pozwoli na łatwiejszą obsługę.

## ■ PROTEZY KOŃCZINY GÓRNEJ

Protezy to sztuczne uzupełnienia brakujących narządów lub części ciała, które pozwalają na odzyskanie i wykonywanie utraconych funkcji.

W przeszłości amputacje były skutkiem konfliktów zbrojnych i epidemii. Operacja usunięcia części ciała ludzkiego: kończyny lub narządu stosowana jest w ostateczności. Gdy rozwiązanie to jest jedyną szansą na uratowanie życia ludzkiego, przyczyna ta kwalifikowana jest jako wskazanie bezwzględne. W grupie tej wyróżnia się wskazania bezwzględne pierwotne – wymagające natychmiastowej interwencji chirurgicznej oraz wtórne – odroczone. Przykładem wskazań bezwzględnych są urazy, infekcje i nowotwory. Natomiast do wskazań względnych zaliczamy wady wrodzone, zniekształcenia, choroby naczyń oraz wskazania rehabilitacyjne [4]. W obrębie kończyny górnej główną przyczyną amputacji są urazy [5]. Zdarzają się przypadki wykonywania protez dla osób z wadami wrodzonymi.

Amputacji dokonuje się na poziomie zależnym od stopnia zaawansowania urazu lub choroby. Gdy odjecie kończyny zachodzi nie przez przecięcie kości a ich rozdzielenie w stawie, to zabieg taki nazywany jest wyluszczeniem. Podczas przeprowadzania operacji dokłada się starań, aby pozostawić jak najwięcej żywych tkanek. Podział stopni amputacji dokonywany jest wg amputowanej kończyny na górną i dolną. Wśród stopni amputacji kończyny górnej, z którą związana jest tematyka niniejszej pracy, wyróżnia się: amputacje w obrębie palców, wyluszczenie w nadgarstku, amputacja w obrębie przedramienia, wyluszczenie w stawie łokciowym, amputacja w obrębie ramienia, wyluszczenie w stawie ramionym [5].

Ze względu na duże zróżnicowanie protez kończyny górnej, istnieje wiele podziałów protez. Odnosząc się do [6] wyróżniamy protezy:

- kosmetyczne – ich głównym zadaniem jest odтворzenie wyglądu amputowanej kończyny. Do tej grupy zaliczamy także pokrycia kosmetyczne, pozwalające na zmniejszenie widoczności protezy mechanicznej. Nie spełniają dodatkowych funkcji.
- użytkowe – pozwalają na wykonywanie minimalnej funkcjonalności. Ich wygląd znacznie odbiega od naturalnego. Nie są często wybieranym przez pacjentów typem protez.
- mechaniczne – są wybierane przez osoby o niskiej aktywności. Charakteryzują się prostą konstrukcją. Składają się z haka, który pozwala na otwieranie i zamykanie protetycznej dłoni. Poruszanie protezą odbywa się poprzez ruchy wykonywane przez ciało człowieka.
- zasilane – stanowią dużą część protez kończyny górnej dostępnych na rynku. Posiadają duże możliwości, przez co grupa ta charakteryzuje się niezwykłą różnorodnością. Mogą być wyposażone w napęd pneumatyczny, hydrauliczny lub elektryczny.

#### ■ TECHNIKI PRZYROSTOWE W PROTETYCE

Szybkie prototypowanie (ang. Rapid Prototyping) pozwala na wytworzenie modelu fizycznego z projektu 3D, poprzez ciągły przyrost materiału do czasu uzyskania zaprojektowanego kształtu [7]. Istnieje wiele technik wytwarzania przyrostowego, jednak cały proces niezależnie od wybranej metody jest podobny. Rozpoczyna się od zaprojektowania modelu 3D w środowisku CAD. Plik zapisany w formacie STL (ang. Standard Tessellation Language) zostaje przetworzony przez oprogramowanie urządzenia do szybkiego prototypowania. Generowane zostają warstwy modelu, według którego zachodzi proces wytwarzania modelu fizycznego. Po zakończonym procesie uzyskany element poddaje się obróbce



Rysunek 1. Flexy-Hand [9]



Rysunek 2. Proteza dłoni The Dextrus [10]

wykańczającej, charakterystycznej dla zastosowanej techniki. Metody te znalazły zastosowanie w dziedzinach biomedycznych m.in.: w ortopedii, implantologii i planowaniu chirurgicznym, pozwalając na usprawnienie procesów protetycznych i chirurgicznych [8].

Przykładem protez kończyny górnej wytworzonych technikami przyrostowymi mogą być projekty Flexy-Hand (rys. 1) i The Dextrus (rys. 2). Pierwszy z nich w innowacyjny sposób rozwiązał problem stawów poprzez zastosowanie elastycznego włókna, które lepiej dopasowały protetyczną dłoń pacjenta do kształtów chwytych przedmiotów. Przez to ograniczona została liczba dodatkowych elementów konstrukcyjnych. Flexy-Hand wyposażony jest w pięć sztucznych ścięgien, które naciągane jednocześnie

przez silnik lub serwonapęd umożliwiając jednocześnie ruch palców. Model ten jest zbliżony kształtem do ludzkiej dłoni, nie przypomina robotycznej protezy, co wpływa na zwiększenie komfortu psychicznego pacjenta [9]. Drugi z projektów – The Dextrus charakteryzuje się zaawansowaną funkcjonalnością w aspekcie ruchu kończyny. Każdy palec posiada niezależny silniczek, który pozwala na ciągnięcie ścięgna. Dodatkowo zastosowany w konstrukcji przeciwstawny kciuk, jak w przypadku ludzkiej kończyny, pozwala na zwiększenie chwytliwości dłoni. Sterowanie sygnałami odbieranymi przez dwie elektrody zwiększa naturalność ruchów i ułatwia użytkowanie protezy przez pacjenta [10].

### ■ PROTYP ELEKTRYCZNEJ PROTEZY DŁONI ZAŁOŻENIA PROJEKTOWE

Konstrukcja protezy została zaprojektowana dla nastoletniego pacjenta urodzonego z niewykształconą lewą dłonią. Jego duża aktywność życiowa wpłynęła na wybór rodzaju wytwarzanego uzupełnienia – protezy elektrycznej, która nadążyłaby za ruchami użytkownika. Zdecydowano się na podjęcie próby zaprojektowania konstrukcji o zredukowanej liczbie elementów mechanicznych, posiadającej elastyczne, sztuczne ścięgna. Założono uzyskanie funkcjonalności ruchu każdego palca osobno oraz przeciwstawny kciuk [1].

Zakładając, że proteza przeznaczona jest dla nastolatka należało odpowiednio dobrać jej rozmiar m.in.: długości i szerokości paliczków oraz śródreżca. Biorąc pod uwagę okres wzrostu pacjenta, przyjęto wiek o dwa lata wyższy niż aktualny, co pozwoliłoby na dłuższe użytkowanie wytworzonej konstrukcji. Odpowiednie dobranie wielkości protezy do zdrowej dłoni wpłynęłoby na zwiększenie komfortu psychicznego pacjenta wynikającego z zachowania naturalnych proporcji obu kończyn. Przed projektowaniem dokonano obliczeń niezbędnych wymiarów na podstawie danych z pracy [11], które przedstawiono w tabeli 1 [1]. U przeciętnego 12-latką długość od zakończenia palca wskazującego do nadgarstka wynosi 161 mm. Dostępne na rynku protetyczne dłonie posiadają wymiary zróżnicowane zależnie od producenta. Ich długość całkowita mieści się od 180 mm dla iLimb (Touch Bionics) do 200 mm dla Bebionic v2 (RSL Steeper) [12].

Masa dłoni człowieka zazwyczaj odnosi się do całkowitego ciężaru ciała i jest zależna od płci oraz wieku. Średnio waży ona około 400g. Badania wykazały, że takie odpowiedniki są jednak uznawane za zbyt ciężkie dla ich użytkowników. Jest to sprzeczne z powszechnym przekonaniem, że proteza powinna mieć masę porównywalną do naturalnego segmentu ciała. W pracy [12] zestawiono parametry sztucznych dłoni najbardziej znanych producentów.

Całkowita masa wynosi od 350 g dla SensorHand (Otto Bock) do 615 g dla iLimb (Touch Bionics). Parametr ten, zależny nie tylko od wymiarów protezy, ale i ich funkcjonalności, ma duży wpływ na komfort użytkowania. Projektowane rozwiązanie dla nastolatka powinno być zatem jak najlżejsze [14, 15].

Proteza miała być drugą sztuczną dłonią użytkowaną przez pacjenta. Wcześniej posiadał on RoboHand'a. Nie spełnił on całkowicie swojej funkcji ze względu na krótki kikut części dłoniowej, którego długość nie pozwalała na przyłożenie siły niezbędnej do zgięcia palców. Informacje te wpłynęły na decyzję o sterowaniu sygnałami mięśniowymi, odbieranymi przez elektrody EMG z powierzchni kończyny, które podłączono do mikrokontrolera Arduino Leonardo wraz z czujnikiem pomiaru aktywności mięśni. Przy wykorzystaniu oprogramowania Arduino IDE 1.8.1 zaimplementowano i uruchomiono program pozwalający na sterowanie napędami poszczególnych palców [1].

Dobór napędu dla projektowanej sztucznej dłoni odbył się po przeprowadzeniu jego analizy w dostępnych na rynku rozwiązaniach [12]. Testom poddano cztery serwonapędy: TowerPro SG 50 micro, PowerHD DS.65HB micro, TowerPro MG-92B micro oraz PowerHD HD-1160A medium. Ze względu na planowane wytworzenie protezy o małych wymiarach, wybór nastąpił na zasadzie kompromisu między rozmiarem a momentem napędowym. Dla palca wskazującego, środkowego, serdecznego i małego zdecydowano się na zastosowanie Serwa PowerHD DS65HB micro, natomiast dla kciuka dobrano najsilniejsze Serwo PowerHD. Wybór ten związany był z wyższymi wymaganiami momentu napędowego ze względu na dodatkowo wykonywany ruch obrotowy kciuka [1].

### PROJEKTOWANIE PROTEZY

Po określeniu założeń konstrukcyjnych protezy dotyczących kształtu, wymiarów, masy i funkcjonalności zbliżonej do dłoni nastolatka, rozpoczęto proces projektowania. Modele zaprojektowano w środowisku Autodesk Inventor 2015. Bazując na wcześniej zaprezentowanych wymiarach rozpoczęto od modelowania paliczków, które powstawały przez wyciągnięcia złożone utworzonych na płaszczyznach szkiców. Kształt inspirowano budową anatomiczną dłoni. Palce: wskazujący, środkowy, serdeczny i mały składały się z 3 paliczków, natomiast kciuk z dwóch. Każdy z elementów połączony został przez elastyczny element stawu, a następnie złożone palce przyłączono do śródreżca. W protezie dłoni zaprojektowano formy na serwonapędy, celem ich stabilniejszego osadzenia w konstrukcji. Poprawność modelu zweryfikowano poprzez wykonanie złożenia w programie Autodesk Inventor 2015, które przedstawiono na rysunku 3 [1].



Tabela 1. Zestawienie długości poszczególnych palczków projektowanej protezy [1]

	Palec mały	Palec serdeczny	Palec środkowy	Palec wskazujący	Kciuk
Szerokość palca	15,0	17,0	18,0	19,0	20,0
Długość I paliczka	21,0	24,0	24,0	23,0	28,0
Długość II paliczka	19,0	26,0	28,5	24,0	30,0
Długość III paliczka	32,0	41,0	43,0	39,0	-



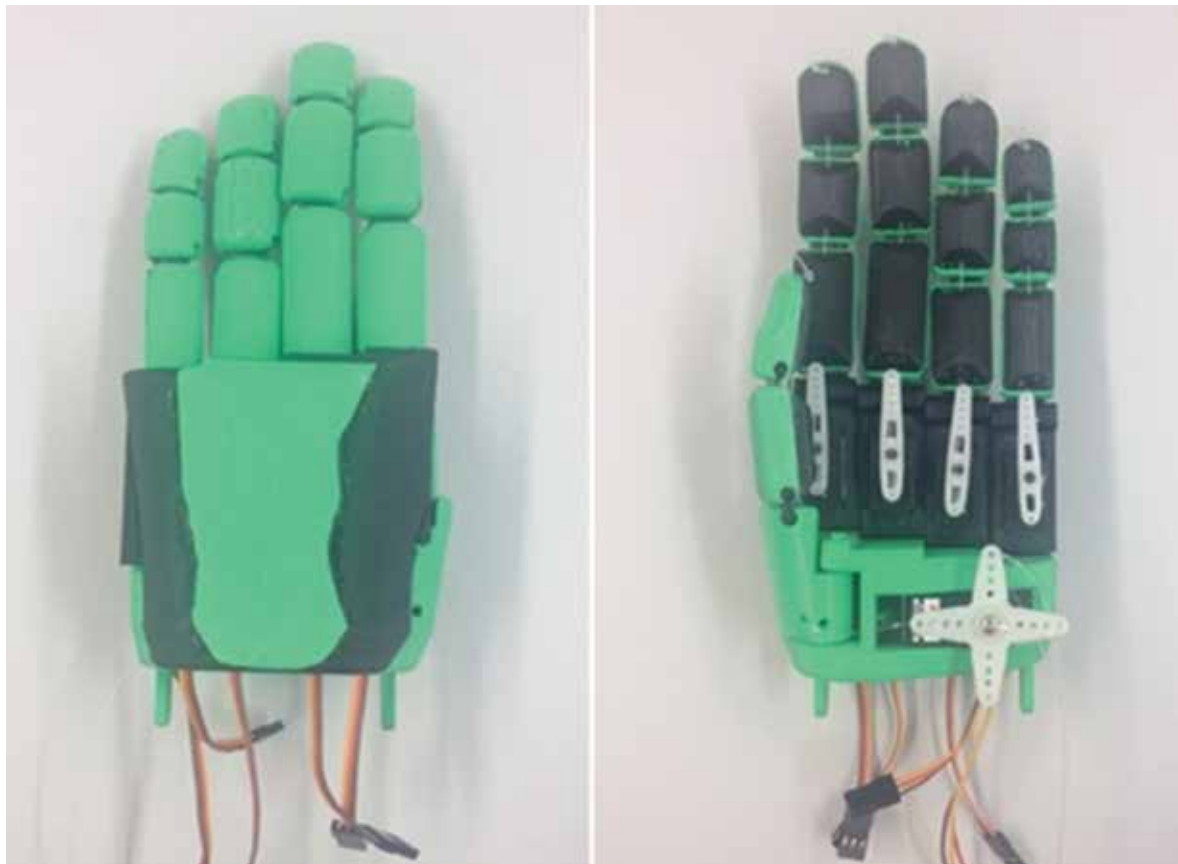
Rysunek 3. Złożenie protezy – widok na zewnętrzną i wewnętrzną część [1]



Rysunek 4. Zamocowane żyłki na orczykach

#### WYTWARZANIE I MONTAŻ PROTEZY

W celu zminimalizowania masy sztucznej dłoni wybrano technikę osadzania stopionego materiału (FDM). Wygenerowane modele w formacie STL przeniesiono do oprogramowania XYZware oraz MakerBot Desktop, poprzez które możliwe było zarządzanie ustawieniami wydruku na drukarkach XYZprinting da Vinci 1.0 i MakerBot Replicator 2X Experimental 3D Printer. Aplikacje 3D umożliwiły dobór parametrów m.in.: położenia modelu, grubości warstwy, położenia na stole i jego temperatury oraz obecności podpory. Za pomocą jednogłowicowej drukarki da Vinci 1.0 wytworzone zostały formy na serwonapędy, natomiast dwugłowicowa drukarka



Rysunek 5. Proteza ręki – strona zewnętrzna i wewnętrzna [1]



Rysunek 6. Schemat zasady działania protezy dłoni [1]

MakerBot Replicator 2X posłużyła do druku pozostałych elementów protezy. Każdy z palczków został wykonany z dwóch materiałów: filamentu ABS (kopolimer akrylonitrylo-butadieno-styrenowy) oraz NinjaFlex. Pierwszy z nich pozwolił na wytworzenie wytrzymałych elementów, natomiast drugi poprawił chwytliwość ich wewnętrznej części. Podczas drukowania dwóch części śródrezcza materiałem głównym był ABS, a podporowy stanowił HIPS (polistyren wysoko udarowy). Przybliżony czas wytwarzania sztucznej dłoni wyniósł 14 godz. 17 min, a jej masa 175,23 g [1].

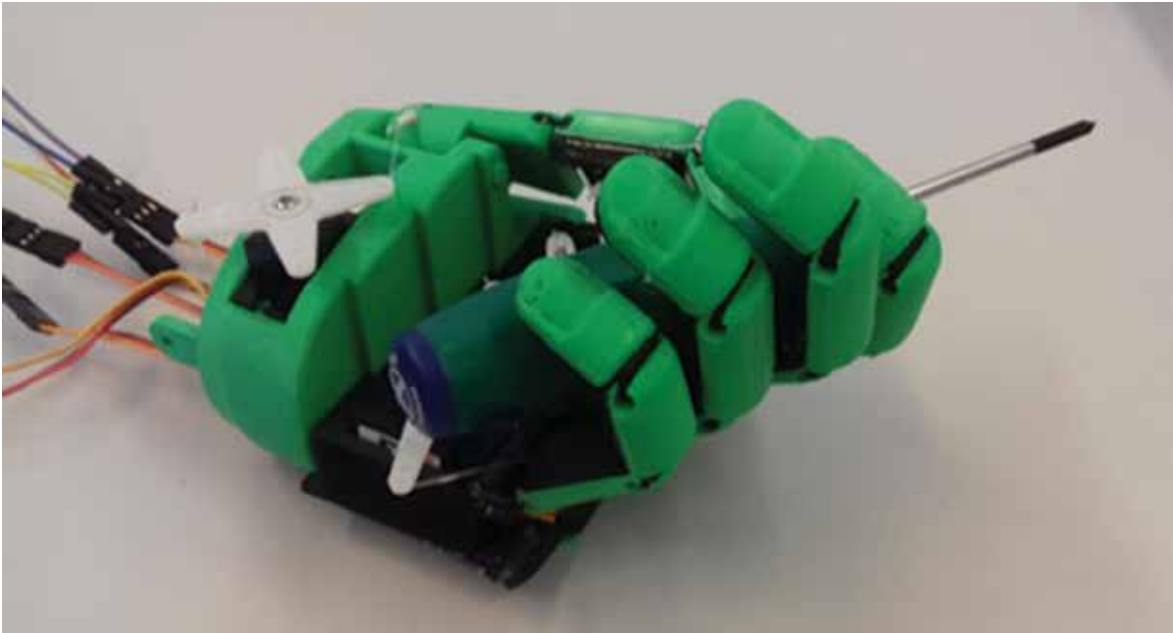
Kolejno przystąpiono do montażu protezy. Na początku sklejkono dwa elementy śródrezcza. Serwonapędy umieszczono w formach jednocześnie przekładając ich przewody przez kanaliki wytworzone w drugiej jego części. Złączone elastycznymi stawami paliczki utworzyły palce, które połączono

z wcześniej złożoną częścią. Element ruchomy kciuka zamocowano przez przełożenie trzpienia mocującego przez otwór w śródrezczu. Sprawdzone położenie początkowe orczyków przez podłączenie ich do płytki z mikrokontrolerem. W ostatnim etapie przełożono żyłkę przez otwory w palczkach i przyłączono do serwonapędów (rys. 4) [1].

Pozostałą przestrzeń kanalików w formach serwonapędów wypełniono klejem na gorąco. Zabieg ten zapobiegł przesuwaniu się stawów podczas funkcjonowania dłoni. Rysunek 5 przedstawia złożoną protezę [1].

#### ZASADA DZIAŁANIA

Sterowanie wytworzoną protezą dłoni ma odbywać się przez sygnały napięcia mięśniowego, które odbierane przez elektrody biomedyczne będą przekazywane do czujnika pomiaru aktywności mięśni



Rysunek 7. Proteza trzymająca śrubokręt [1]

EMG i dalej do Arduino Leonardo. Płytkę z mikrokontrolerem zależnie od odbieranego sygnału będzie wpływać na zmianę położenia orczyka i tym samym na ruch palców (rys. 6) [1].

Zastosowany czujnik do pomiaru aktywności mięśni EMG – MyWare Muscle Sensor odbiera sygnały bioelektryczne ludzkich mięśni. Sygnał analogowy jest sygnałem wyjściowym, który doprowadzony do przetwornika A/C płytki Arduino Leonardo pozwala na sterowanie serwonapędami. Układ został podłączony zgodnie z instrukcją [15].

Przed przystąpieniem do pomiarów należało określić sterującą grupę mięśniową i umieścić nad nią elektrody przypięte do czujnika. Ich położenie i orientacja miały znaczący wpływ na odbierany sygnał. Zgodnie z instrukcją od producenta jedną elektrodę starano się umiejscowić nad środkową częścią mięśnia a drugą w miejscu odniesienia. Do układu podłączono serwonapęd, który był obsługiwany przez funkcję w programie. Dobór wartości sterującej, po której następował ruch orczyka był najbardziej czasochłonny. Mimo ciągłego napięcia mięśniowego serwonapęd powracał do położenia początkowego. Próby napinania mięśni przez badane osoby bardzo szybko powodowały ich zmęczenie, a zmiana użytkownika wiązała się z ponowną kalibracją układu. Uczestnicy eksperymentu nie byli osobami amputowanymi, przez co można wnioskować, że w ich przypadku etap ten powinien przebiegać sprawniej ze względu na aktywnie pracujące mięśnie. Rozwiązanie to wymaga usprawnienia procesu kalibracji dla docelowego pacjenta oraz utrzymywania położenia serwonapędu podczas stałego napinania mięśni.

Wytworzona proteza umożliwia wykonywanie podstawowych ruchów – posiada zdolność do chwytania przedmiotów. Rysunek 7 przedstawia wykonaną sztuczną dłoń, która trzyma śrubokręt.

#### ■ PODSUMOWANIE

Rezultatem opisanych w pracy działań był prototyp elektrycznej protezy lewej dłoni. Zastosowane materiały – ABS i NinjaFlex oraz wytworzenie sztucznej kończyny w technice osadzania topionego materiału pozwoliły na uzyskanie niskiej masy nie przekraczającej 220 g. Zgodnie z przytoczonymi w części teoretycznej badaniami można uznać ją za lekką i komfortową w użytkowaniu protezę. Tworzywa, które zostały wykorzystane do jej wytworzenia nie są drogie, tak więc wymiana elementów nie wiąże się z dużymi kosztami. Cena prototypu protezy elektrycznej dłoni wyniosła 524,02 zł. Kwota ta jest zdecydowanie niższa w porównaniu do rynkowych rozwiązań. Dzięki temu, proteza może być dostępna dla szerszego grona pacjentów po amputacji. Filament używany do jej wytworzenia występuje w szerokiej gamie kolorystycznej, co pozwala na dodatkową personalizację rozwiązania. Palce poruszają się przez naciąganie żyłki wywołane ruchem serwonapędów. Przeciwny ruch kciuka zwiększa funkcjonalność sztucznej dłoni. Sterowanie realizowane było za pomocą czujnika pomiaru aktywności mięśni EMG. Dalszy rozwój projektu związany jest z ulepszeniem sterowania, usprawnieniem procesu kalibracji a tym samym skróceniu czasu przygotowania protezy do użytkowania przez pacjenta. Wytworzona konstrukcja pozwala na przyłączenie elementu przedramienia, w którym znajdowałby się układ sterowania

sztuczną dłońią. Część ta wymaga pomiarów antropometrycznych pacjenta, dlatego została zaplanowana w dalszych etapach rozwoju projektu. Tak wytworzona proteza mogłaby zostać uzupełniona pokryciem kosmetycznym.

#### LITERATURA

- [1] Kowalczyk, M.: Prototypowanie elektrycznej protezy dłoni z użyciem technik wytwarzania przyrostowego, praca inżynierska, Politechnika Poznańska, 2017.
- [2] Raspopovic, S.; Capogrosso, M.; Petrini, F. M.; Bonizzato, M.; Rigosa, J.; Di Pino, G.; Carpaneto, J.; Controzzi, M.; Boretius, T.; Fernandez, E.; Granata, G.; Oddo, C. M.; Citi, L.; Ciancio, A. L.; Cipriani, C.; Carrozza, M. C.; Jensen, W.; Guglielmelli, E.; Stieglitz, T.; Rossini, P. M.; Micera, S.; Restoring Natural Sensory Feedback in Real-Time Bidirectional Hand Prostheses, *Science Translational Medicine*, 2014, 6, str. 222.
- [3] Oddo, C. M.; Raspopovic, S.; Artoni, F.; Mazzoni, A.; Spigler, G.; Petrini, F.; Giambattistelli, F.; Vecchio, F.; Miraglia, F.; Zollo, L.; Di Pino, G.; Camboni, D.; Carrozza, M. C.; Guglielmelli, E.; Rossini, P. M.; Faraguna, U.; Micera, S.; Intraneural stimulation elicits discrimination of textural features by artificial fingertip in intact and amputee humans, *eLife*, 2016, 5.
- [4] <https://rehabilitacjapoamputacji.wordpress.com/amputacja/> [Dostęp: 2016-12-25]
- [5] Vitali, M.; Robinson, K.P.; Andrews, B.G.; Harris, E.E.; *Amputacje i protezowanie*, Warszawa, 1985.
- [6] Lorinczi, O. B.; Aradi, P.; Development of a prosthetic hand regarding complex motion and controllability, *Periodica Polytechnica*, 2011, str.101-104.
- [7] Budzik, G.; Wytwarzanie modeli łopatek przyrostowymi metodami szybkiego prototypowania, <http://grzegorzbudzik.sd.prz.edu.pl/file/MjMsNjcsNDEOMCxtYXRlcmlhbF80X3JwLnBkZg==> [Dostęp: 2017-01-06]
- [8] Coelho Goiato, M.; Rezende Santos, M.; Alves Pesqueira, A.; Moreno, A.; Santos, D. M.; Filie Haddad, M.; Prototyping for Surgical and Prosthetic Treatment, *The Journal of Craniofacial Surgery*, 2011, 3, str.914-917.
- [9] <http://swiatdruku3d.pl/flexy-hand-najbardziej-realistycznie-wygladajaca-proteza-dloni/> [Dostęp: 2017 01-06]
- [10] <http://hackerpublicradio.org/eps.php?id=1686> [Dostęp: 2016-12-26]
- [11] Nowak, E.; Atlas antropometryczny populacji polskiej – dane do projektowania, Warszawa, 2000.
- [12] Belter, J.T.; Segil, J.L.; Dollar, A.M.; Weir, R.F.; Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review, *JRRD*, 2013, 5, str.599-618.
- [13] Weir, R. F.; Design of artificial arms and hands for prosthetic applications, *Standard handbook of biomedical engineering and design*, 2004, str.32.1-32.61.
- [14] Belter, J. T.; Dollar, A.M.; Performance Characteristics of Anthropomorphic Prosthetic Hands, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Yale University, 2011.
- [15] <https://botland.com.pl/> [Dostęp: 2017-03-15]