

Proteza ludzkiej dłoni – prototyp i analiza numeryczna

Streszczenie

W artykule przedstawiono cel pracy, którym było stworzenie lekkiej i taniej protezy mioelektrycznej ręki w kształcie ludzkiej dłoni, uzyskanej ze skanowania 3D, za pomocą inżynierii odwrotnej. Pozwoliła ona na dokładne odwzorowanie działania i wyglądu. Dodatkowo umożliwiono niezależne poruszanie kciukiem i palcami. Jest to innowacyjna koncepcja efektora w kształcie ludzkiej dłoni z wykorzystaniem autorskiego mechanizmu poruszania palcami. Praca dotyczy również problemu protez rąk. Protezy kończyn górnych stanowią bardzo skomplikowane zagadnienie. Podczas ich tworzenia należy wziąć pod uwagę złożoność i precyzję wykonywanych czynności i różnorodność. Sztuczna ręka powinna pozwalać złapać każdy przedmiot z dużą dynamiką, odpowiednią siłą i precyzją. W tym celu został wykonany przegląd literatury i patentów na temat ludzkich efektorów robotycznych; stworzono założenia projektowe dla rozwiązania autorskiego, a następnie zrealizowano projekt w środowisku programistycznym CAD i podstawowe badania mechaniczne przeprowadzone za pomocą narzędzi CAE (SolidWorks i Ansys). Na końcu wykonano analizę numeryczną MES w oprogramowaniu Ansys, biorąc pod uwagę obciążenie, odkształcenia i napięcia według hipotezy Hubera-von Misesa.

Słowa kluczowe: proteza bioniczna, CAD, symulacja numeryczna, robotyka, mechatronika

Prosthesis of human hand – prototype and numerical analysis

Abstract

The paper presents aim of work to create a lightweight and cheap mioelectric prosthesis hand with shape of human hand obtained from 3D scan with reverse engineering that allows the most accurate imitation of the action, accuracy, and to allow for independent movement of the thumb and fingers. This is an innovative concept of the human hand shaped effector with use of proprietary finger movement mechanism. The paper also deals with the problem of the hand prosthesis. Upper limb prosthesis pose a very complicate problem. During their creation it is necessary to consider the complexity, precision and diversity of the performed actions. Artificial hand should allow to catch any object with dynamics, relevant strength and high precision. For

this purpose were done: a review of literature and patents on human hand shaped robotic effectors, design assumptions for the author's solution, followed by a project in the CAD engineering software environment, and basic mechanical research using CAE tools (SolidWorks and Ansys) were carried out. In the end a numerical simulation MES was made in Ansys software, taking into account load, deformations and tensions according to Huber–von Mises'es hypothesis.

Keywords: bionic prosthesis, CAD, numerical simulation, robotics, mechatronics

Wprowadzenie

Utrata ręki to nie tylko pozbawienie ważnego ośrodka informacji z otoczenia, czynnika chwytneho, czuciowego i rozpoznawczego, ale również przyczyna szoku psychicznego połączonego z chorobami, jak depresja oraz dramat bólu fantomowego. Statystyki podają, że najczęściej przyczyną utraty ręki są, oprócz wad wrodzonych (8,9%): wypadki komunikacyjne, odmrożenia, wypadki w rolnictwie, eksplozje, porażenia prądem elektrycznym, oparzenia (łącznie 77%), schorzenia na tle nowotworowym lub naczyniowym (8,3%), a nawet niektóre choroby tropikalne oraz trąd (5,8%)¹.

Na świecie 80% ludzi po amputacji kończyny górnej żyje w krajach rozwijających się, gdzie mało kto może sobie pozwolić na funkcjonalną protezę, a przez to staje się wykluczony ze społeczeństwa i musi oczekiwać na pomoc innych. Na świecie według statystyk żyje około 3 milionów osób potrzebujących protezy kończyny górnej².

Amputacja stanowi najbardziej radykalny sposób leczenia, jednak dzięki rozwojowi współczesnej nauki i techniki w medycynie nie musi już oznaczać wyroku kalectwa. Obecna medycyna wiąże się z biotechnologią i szeroko rozumianą bioinżynierią, które stanowią siłę napędową nowych metod leczniczych. Nowoczesne protezy mają za zadanie, w najbardziej dogodny dla pacjenta sposób, pomagać w przezwyciężaniu ograniczeń wynikających z utraty kończyny. Niniejsza praca skupia się na szybko rozwijającej się dziedzinie nauki, jaką jest nowoczesna protezyka kończyn, która łączy biomechanikę, informatykę i elektronikę z medycyną.

Od tysięcy lat ludzie po amputacjach kończyn starali się zastępować je protezami. Protezy kosmetyczne, służące głównie do celów estetycznych, wykorzystywane były już w starożytnym Egipcie. W ostatnich dziesięcioleciach nastąpił rozwój w dziedzinie konstruowania protez bionicznych działających w połączeniu z tkanką nerwową osób niepełnosprawnych. Badania nad protezami bionicznymi, które naśladują naturalne funkcjonowanie kończyn, są wciąż w fazie roz-

¹ G. Di Pino, E. Guglielmelli, P. M. Rossini, *Neuroplasticity in amputees: Main implications on bidirectional interfacing of cybernetic hand prostheses*, „Progress in Neurobiology” 2009, Vol. 88

² E. Khatib, B. Siciliano, *Springer Handbook of Robotics*, rozdziały: 15, 27, 28, Springer, 2008; R. Tadeusiewicz, *Inżynieria Biomedyczna. Księga współczesnej wiedzy tajemnej w wersji przystępnej i przyjemnej*, Kraków, UWNT AGH, 2008

woju. Zdania na temat sukcesu bioniki są podzielone – niejednokrotnie sugeruje się, że przeszczepy biologiczne kończyn z hodowli mają większe szanse powodzenia³. Głównym czynnikiem ograniczającym użycie cybernetycznych kończyn jest trudność z przekazywaniem sygnałów pomiędzy własną kończyną a częścią biocybernetyczną. Jak pokazują badania, nawet prosty chwyt angażuje duże partie mózgu⁴. Ogólnie rzecz ujmując, protezy posiadają dużą masę i wymagają znacznego źródła energii. Pracuje się również nad konstrukcją sztucznych mięśni. Do ich budowy wykorzystuje się elektroaktywne polimery, które zginają się, skręcają i prostują pod wpływem m.in. impulsów elektrycznych. Ograniczeniem jest jednak potrzeba użycia dużego impulsu stymulującego, dlatego konieczne są dalsze udoskonalenia, aby lepiej zdefiniować ich rolę w nowoczesnej protetyce. Obecnie istniejące systemy biocybernetycznych protez kontrolowane są przez aktywność bioelektryczną mięśni. Powierzchnia sensora jest zależna od dobrego kontaktu ze skórą, od minimalizacji wpływu potu i zdolności pacjenta do kontroli pracy swoich mięśni. Kontrola nad ruchami, np. otwierania i zamykania dłoni przez mięśnie bicepsa wymaga nauczenia tych mięśni nowej, dodatkowej funkcji. Obecnie pracuje się nad wszczepieniem elektrod do wnętrza mięśni, aby zwiększyć ilość kontrolowanych stopni swobody. Innym potencjalnym źródłem kontroli jest centralny układ nerwowy. Eksperyment potwierdził, że nerwy obwodowe mogą kontrolować bioprotezę. Sugeruje to istnienie sprzężenia zwrotnego między protezą a użytkownikiem. Elektrody umieszcza się w ośrodkach motorycznych w korze mózgowej lub w ich pobliżu. Dzięki sygnałom, które są wysyłane i dekodowane przez te elektrody w procesorze komputera, możliwe jest sterowanie protezą. Urządzenia takie nazywamy brain-machine interface⁵.

Myśląc o własnych protezach, można liczyć na dofinansowanie przez państwo, czy też zewnętrzne organizacje wspierające osoby po amputacji. Niestety, porównując kwoty, jakie możemy dostać, z cenami protez, często okazuje się, że jest to tylko kropla w morzu potrzeb. Oczywiście, czym bardziej zaawansowana proteza, tym więcej oferują, lecz również zwiększa się dysproporcja na niekorzyść potrzebującego. Warto nadmienić, że kwota jest uzależniona od poziomu amputacji, a obecnie najdroższa proteza umożliwiająca odczuwanie sztucznej kończyną, kosztuje milion dolarów.

Niniejsza praca jest próbą odpowiedzi na zapotrzebowanie w związku z taniymi bionicznymi protezami dłoni. W tym celu powstał autorski projekt bionicznej protezy dłoni, który został opisany w tym artykule.

³ M. Kruczek, *Pierwszy Polak z bioniczną dłonią*, http://wyborcza.pl/1,75476,56-77333,Pierwszy_Polak_z_bioniczna_dlonia.html, [dostęp: 10.06.2016]

⁴ B. B. Edin, L. Ascari, L. Beccai i in., *Bio-inspired sensorization of a biomechatronic robot hand for the grasp-and-lift task*, „Brain Research Bulletin” 2008, t. LXXV, s. 785–795

⁵ P. F. Pasquina, P. R. Bryant, M. E. Huang i in., *Limb Deficiency And Prosthetic Management: Focused Review*, „Archives of Physical Medicine and Rehabilitation” 2006, Vol. 87, Issue 3, s. 34–43

Budowa i funkcjonalność

Skonstruowanie funkcjonalnych protez kończyn górnych jest dużym wyzwaniem dla inżynierów i lekarzy ze względu na skomplikowanie oraz precyzję wykonywanych czynności. Ludzką rękę można anatomicznie podzielić na 18 części, które są połączone 17 elementami ruchomymi. Posiada ona również 23 stopnie ruchliwości oraz 22 stopnie swobody. Często w języku potocznym na rękę mówi się dłoń, zaś słowa „ręka” używa się do określenia całej kończyny górnej. Z anatomicznego punktu widzenia ręka jest dystalną częścią kończyny górnej, składającą się z trzech odcinków: palca, śródrezcza i nadgarstka⁶.

Dawne protezy miały jedynie zastosowanie kosmetyczne – zastępowały amputowaną kończynę. Rozwój techniki i medycyny w ostatnim czasie zaowocował powstaniem opisanych poniżej funkcjonalnych protez kończyn górnych. Do podstawowych wymagań stawianych protezom zalicza się:

- dopasowanie do masy i wymiarów naturalnej ręki,
- system sterowania umożliwiający jak najdokładniejsze chwytanie przedmiotu,
- łatwą sterowalność zużywającą małą ilość energii,
- brak emisji hałasu podczas używania protezy.

Sterowanie protezami bionicznymi jest realizowane za pomocą trzech głównych metod. Pierwszą z nich jest sterowanie elektromechaniczne, w którym ruch poszczególnych palców zasilany jest przy pomocy baterii. Drugą metodą jest sterowanie bioelektryczne odbywające się poprzez sygnały elektryczne powstające w mięśniach w miejscu amputacji ręki. Trzecią, ciągle badaną metodą, jest sterowanie za pomocą fal mózgowych, w ramach którego informacje odbierane z mózgu przekazywane są poprzez np. sieci neuronowe do sterownika, ten zaś interpretuje je i wysyła do protezy⁷.

Nowoczesne biomechaniczne protezy ręki, których funkcjonowanie opiera się o wykorzystanie głównie elektroniki, mają za zadanie odtworzyć lub jak najlepiej naśladować sposób poruszania i pobierania informacji z otoczenia. Ludzka ręka jest kontrolowana dzięki nerwowym poleceniom kierowanym z centralnego do peryferyjnego systemu nerwowego. W tym czasie przenoszone są również informacje dotyczące pozycji palców, siły nacisku czy przemieszczenia się przedmiotów w rękę. Informacje z sensorów są przekazywane do centralnego systemu nerwowego poprzez pobudzanie dośrodkowych peryferyjnych nerwów⁸.

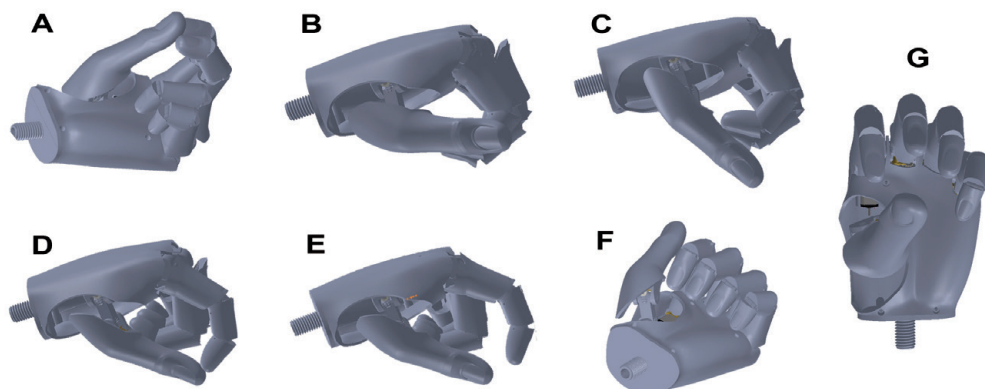
⁶ J. Burcan, M. Łuczak, B. Prosnak, *Czynna ręka protezowa i jej główne układy kinetyczne*, Łódź, 1999

⁷ A. Bochenek, M. Reicher, *Anatomia człowieka*, Wyd. XI (VII), Warszawa, PZWL, 1999

⁸ J. Kardyń, *Protezy kończyn górnych*, <http://www.inzynieria-biomedyczna.com.pl/biomechanika/97-protezy-konczyn-gornych.html>, [dostęp: 10.06.2016]

Rodzaje chwytów

Naturalną czynność chwytania ręką można sprowadzić do 7 podstawowych rodzajów chwytu, z których każdy wymaga odmiennego ustawienia ręki (Rys. 1.).



Rys. 1. Główne rodzaje chwytów naturalnej ręki. A – chwyt dłoniowy trójściekowy, B – chwyt boczny (karciany), C – chwyt cylindryczny (pierścieniowy), D – chwyt dłoniowy kleszczowy, E – chwyt opuszkowy (szczypcowy), F – chwyt hakowy (karabinkowy), G – chwyt kulisty (sferyczny)

Źródło: praca własna

Chwyt jest to relacja ręki z chwytanym obiektem. Na przedmiot są nałożone wiązania wynikające z jego kontaktu z dłonią. Przez punkt kontaktu rozumie się punkt wspólny ręki oraz schwyconego przedmiotu. Znając momenty sił działających na stawy palca, można wyznaczyć siłę, z jaką palec działa na punkt kontaktu. Znając siły działające w punktach kontaktowych, można uzyskać siłę wypadkową działającą na chwytany przedmiot oraz uzyskany moment obrotowy⁹.

Podczas chwytu czwarty i piąty (serdeczny i mały) palec nie są niezbędne do wykonywania chwytów, ale pełnią one pomocniczą rolę. Podtrzymują dodatkowo przedmiot oraz zwiększają stabilność chwytu. Większa liczba palców utrudnia algorytm chwytania, ponieważ należy brać pod uwagę większą liczbę stopni swobody układu.

Rozróżniamy trzy rodzaje kontaktu przydatne w analizie:

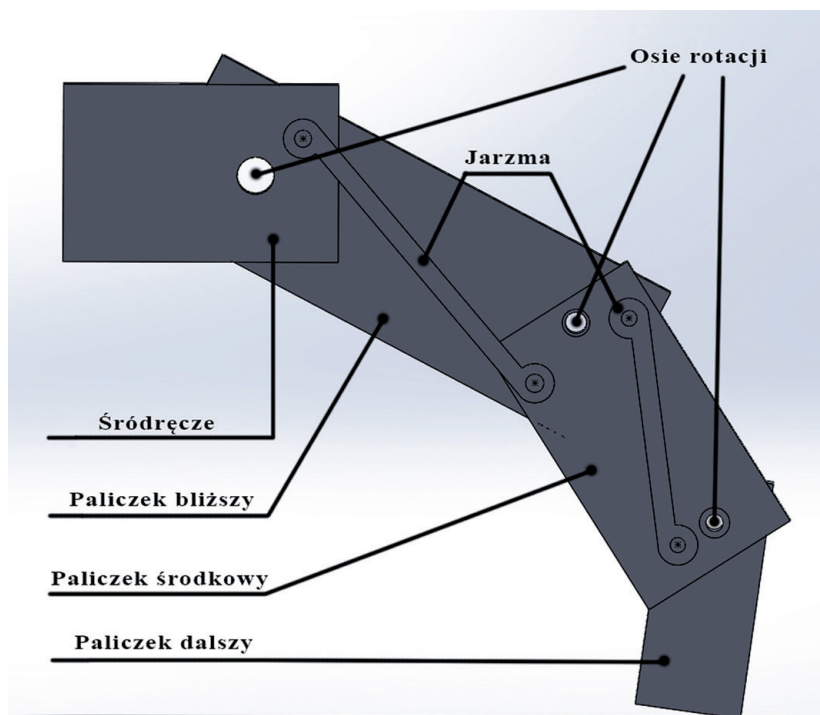
- punktowe bez tarcia
- miękki palec
- twardy palec

⁹ G. Carbone, *Grasping in Robotics*, Vol. 10, Springer, Italy, 2013

Pierwszy jest używany wtedy, gdy obszar kontaktu z przedmiotem jest bardzo mały i gdy tarcie jest znikome (pomijalne). W tym przypadku jedynie składowa prostopadła do powierzchni przedmiotu jest brana pod uwagę. Momenty oraz siła tarcia można zaniedbać. Model „miękkiego palca” jest używany w sytuacji, gdy zarówno tarcie, jak i powierzchnia kontaktu są duże. Rozważane są wszystkie siły i momenty działające na obiekt. Model „twardego palca” stosuje się w sytuacji, gdy siły tarcia podczas kontaktu są na tyle duże, że nie można ich pominąć. Obszar kontaktu jest jednak nadal punktem. Momenty w tym wypadku są pomijane¹⁰.

Koncepcja mechanizmu ruchu palców

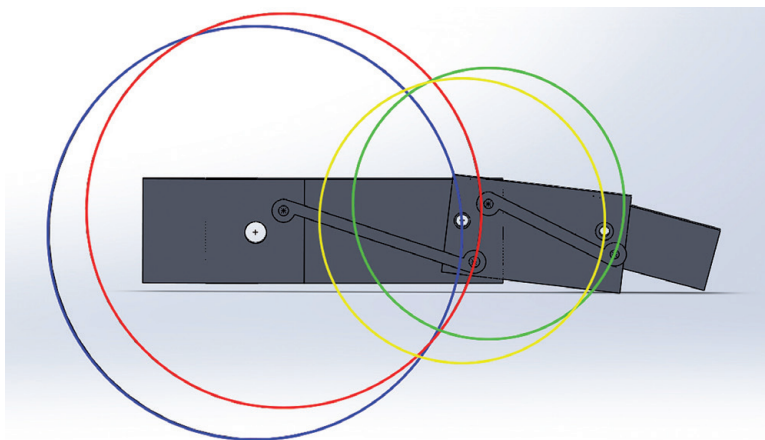
Autorskim rozwiązaniem mechanizmu ruchu palców jest zastosowanie jarzm, które ciągną lub popychają poszczególne paliczki palca, łącząc się z mocowaniem silników w śródręczu. Prostokąty przedstawione na rysunku 2 odpowiadają, odpowiednio, następującym częściom: śródręczu, paliczek bliższy, paliczek środkowy i paliczek dalszy, które są ze sobą połączone koncentrycznie, zastępu-



Rys. 2. Uproszczony mechanizm palca do celów testowych

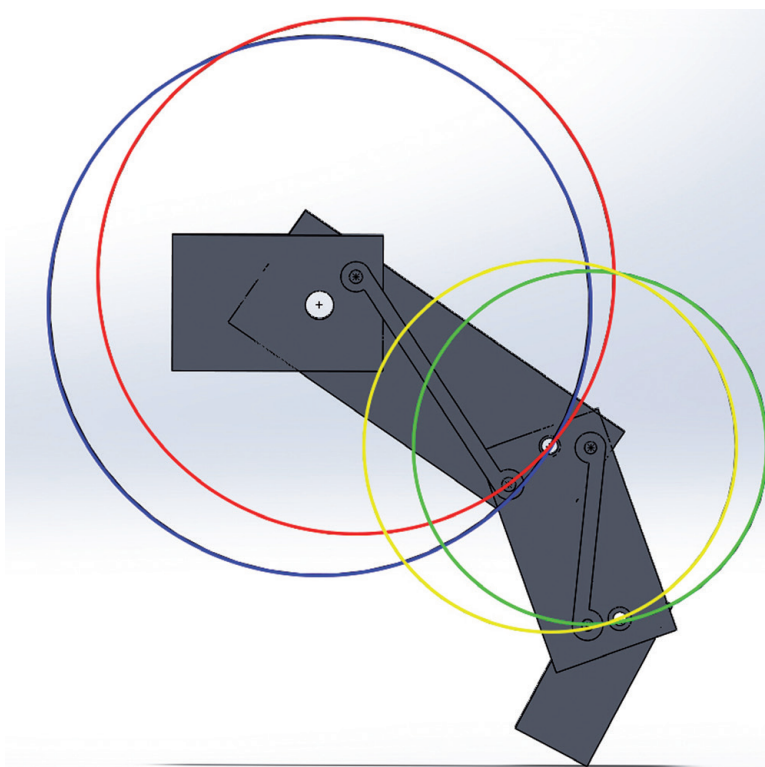
Źródło: praca własna

¹⁰ E. Khatib, B. Siciliano, *Springer Handbook of Robotics*, Springer, 2008, rozdziały: 15, 27, 28



Rys. 3. Uproszczony mechanizm palca do celów testowych – wyprost z narysowanymi okręgami w celu wizualizacji działania mechanizmu

Źródło: praca własna

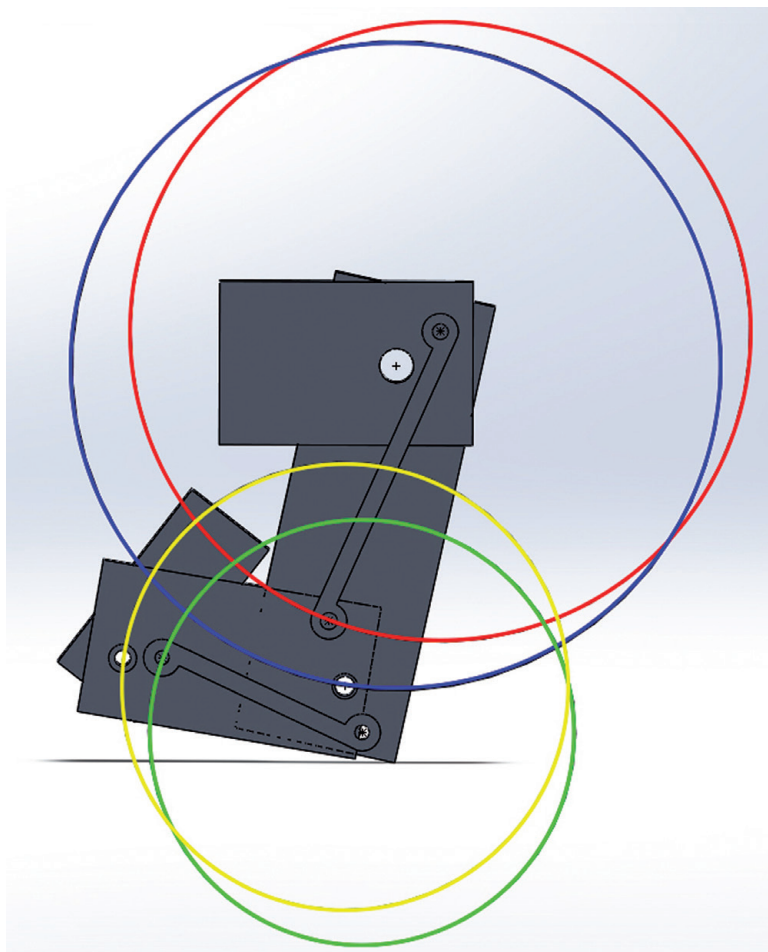


Rys. 4. Uproszczony mechanizm palca do celów testowych – częściowe zgięcie z narysowanymi okręgami w celu wizualizacji działania mechanizmu

Źródło: praca własna

ją ludzkie stawy palca. Jarzma natomiast są połączone parzyście z paliczkami, a mianowicie śródreżce z paliczką środkową, a paliczek bliższy z paliczką dalszym. Poprzez odpowiednie dobrane długości i odległości model pozwolił w dużym stopniu odwzorować podstawowe ruchy zginania palca¹¹.

Analizując mechanizm działania jarzm, można dostrzec pewną zależność, przedstawiającą miejsca maksymalnych zgięć palca w stawie lub przeprostu, do czego posłużyły osie obrotu dwóch okręgów przedstawione na rysunkach 3, 4, 5.



Rys. 5. Uproszczony mechanizm palca do celów testowych – zgięcie z narysowanymi okręgami w celu wizualizacji działania mechanizmu

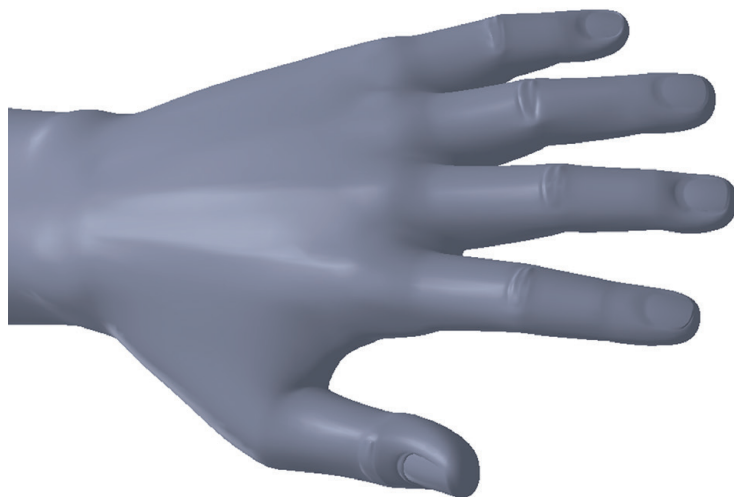
Źródło: praca własna

¹¹ S. Grycuk, *The project of bionic prosthesis hand*, WM PB Engineering work, 2017, promotor dr inż. R. Trochimeczuk

Poprzez odpowiednie umiejscowienie osi obrotu możliwe jest dopasowanie kąta zgięcia poszczególnych paliczków do oczekiwanego rezultatu. Dzięki powiązaniu paliczków poprzez jarzma, możemy zaprojektować mechanizm tak, że będzie bardzo dobrze przylegał do chwytyanych regularnych powierzchni przedmiotów. Również dużą zaletą tego rozwiązania jest możliwość chwytania cylindrycznych przedmiotów o małej średnicy, co nie jest możliwe z protezami z modułem liniowym, w których zastosowano połączenie paliczka środkowego z paliczkiem dalszym.

Koncepcja protezy ręki

Do stworzenia projektu bionicznej protezy dłoni posłużył skan ręki, który został przetworzony w programie SolidWorks z siatki na bryłę powierzchniową, a następnie zostały wyodrębnione poszczególne elementy dłoni. Pomocne były do tego celu dodatki: ScanTo3D (umożliwiający stworzenie powierzchni ze skanu 3D), moduł powierzchni, Geomagic i PowerSurfacing (pozwalające na pracę z powierzchniami i umożliwiające tworzenie własnych geometrii). W czasie projektowania użyto modelowania hybrydowego, tj. łączenia bryłowo-powierzchniowego. Wykorzystano wiele operacji programu, jak np.: cięcie powierzchnią, odsunięcie powierzchni, pogrub, usuń elementy, usuń obiekt, połącz, skalowanie, elementy mocowania, wyciągnięcie po ścieżce i profilach, dodanie oraz wycięcie, szkice 3D i wiele innych.



Rys. 6. Wygenerowany model ze skanu 3D

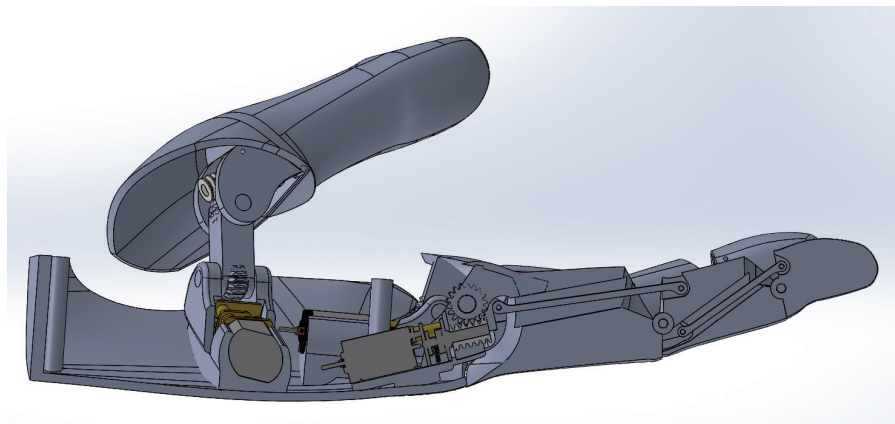
Źródło: praca własna

Przy tworzeniu protezy jednym z najważniejszych elementów było zaprojektowanie mechanizmu ruchu palców. Jest to ściśle powiązane z wybranym napędem i ich ilością. Tak więc, aby móc poruszać poszczególnymi paliczkami palca, trzeba było wybrać gotowe lub stworzyć własne rozwiązanie. Analizując literaturę i patenty istniejących rozwiązań, można znaleźć metodę druku z elastycznego materiału, ograniczając mocno liczbę oddzielnych elementów. Sam ruch jest wykonywany przez nawijanie na wałek linki, który przechodzi przez wszystkie paliczki. Innym rozwiązaniem jest zastosowanie w każdym stawie oddzielnego silnika, lecz ze względów konstrukcyjnych to rozwiązanie nie przyjęło się w stosowaniu do protez ręki. Kolejnym rozwiązaniem komercyjnym jest ograniczenie stopni swobody do poruszania złączonego paliczka środkowego z paliczkiem dalszym za pomocą modułu liniowego lub całkowite połączenie w jedną całość paliczków palca.

Po porównaniu różnych rozwiązań napędu został wybrany silnik z enkodem Micro Metal Gearmotor HPCB 6V with Extended Motor Shaft. Plusami takiego wyboru są: mała masa (10 g) i gabaryty (10×12×26 mm), a poprzez duży wybór przełożeń silnika jest możliwe wybranie najbardziej optymalnego dla pacjenta. Daje to możliwość przyśpieszenia działania protezy kosztem siły, z jaką może działać z obciążonym palcem. Dodatkowym atutem tego rozwiązania jest działanie na standardowym zasilaniu z akumulatorów, a zastosowanie przekładni ślimakowej redukuje zużycie energii podczas spoczynku. Do tego silnika są dedykowany mały enkoder i scalony sterownik, który może obsługiwać 2 silniki naraz.

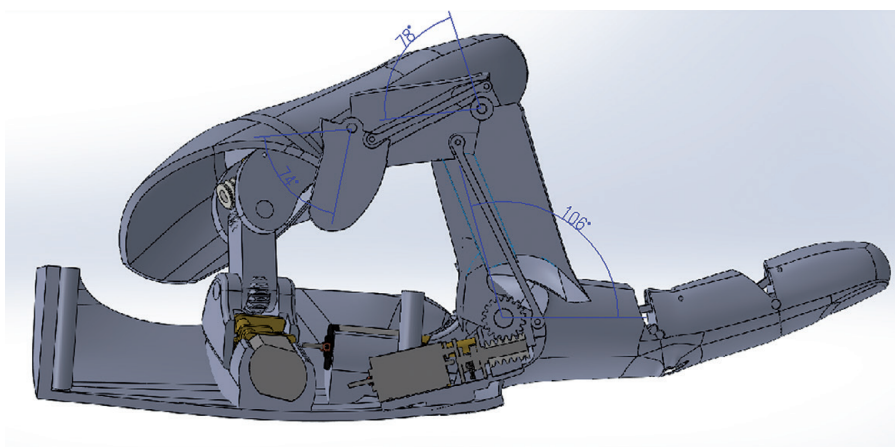
Po przeanalizowaniu rozwiązań mocowań protez, do projektu została wybrana rura gwintowana, ze względu na bardzo dużą ilość możliwych do zastosowania różnych typów nadgarstków. Takie rozwiązanie jest stosunkowo proste i tanie w przeciwieństwie do pozostałych, do których jest przeważnie wymagany dodatkowo silnik umożliwiający automatyczne obracanie.

Moim autorskim rozwiązaniem jest zastosowanie jarzm, które ciągną lub popychają poszczególne paliczki palca, łącząc się z mocowaniem silników w śródreżcu. Paliczki są ze sobą połączone współosiowo z wałkiem, zastępując ludzkie stawy palca. Jarzma natomiast są połączone co drugi paliczek, a mianowicie śródreżce z paliczkiem środkowym, a paliczek bliższy z paliczkiem dalszym. Poprzez odpowiednio dobrane długości i odległości udało się w dużym stopniu odwzorować podstawowe ruchy zginania palca, które zostały przedstawione we wstępnej wersji projektu na poniższych rysunkach.



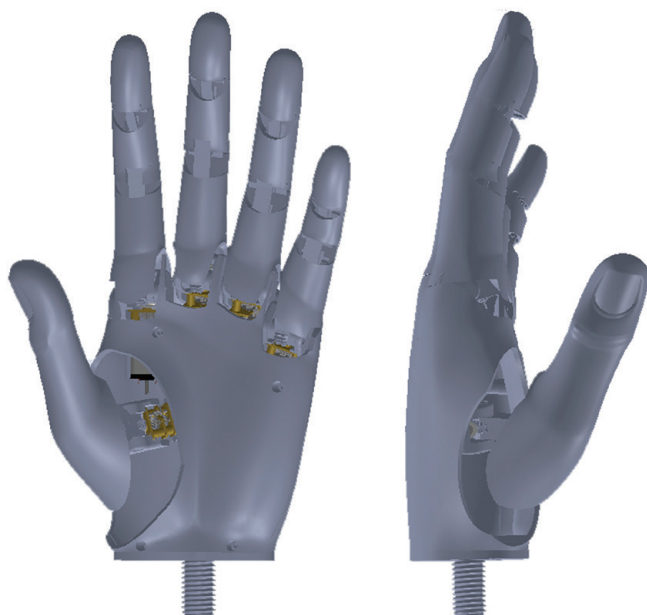
Rys. 7. Model mechanizmu ruchu palca – wyprost

Źródło: praca własna



Rys. 8. Model mechanizmu ruchu palca – zgięcie

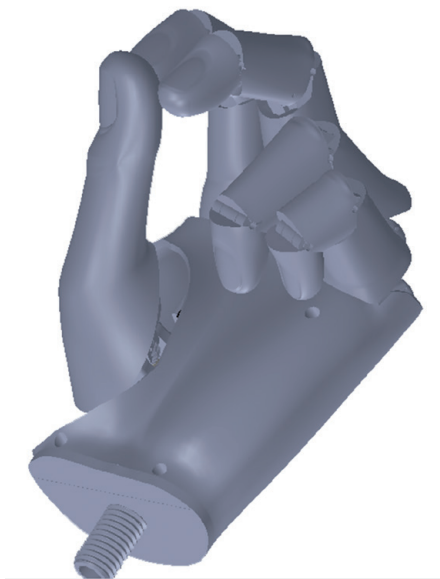
Źródło: praca własna



Rys. 9. Model protezy od dołu i z bocznej perspektywy

Źródło: praca własna

Mocowanie nadgarstka zostało zaprojektowane na standardową gwintowaną rurę – Threaded Sterm, umożliwiając uniwersalność protezy.



Rys. 10. Chwyt dłoniowy trójścieżkowy

Źródło: praca własna

Na zaprezentowanych powyżej wizualizacjach przykładowego chwytu udało się uzyskać podstawowe, niezbędne do życia chwyt człowieka. Jest to duży sukces, a zarazem wykonanie założeń projektu. Ze względu na dwupłaszczyznowy ruch kciuka poprzez dwa prostopadle umieszczone silniki, jest możliwe wykonanie dodatkowych, ale już mniej użytecznych chwytów.

Po przeanalizowaniu numerycznym, przedstawiony w artykule model biologicznej protezy dłoni został wydrukowany w technologii 3D. Użyty do tego celu został filament Polyether Ether Ketone (PEEK).

Analiza numeryczna

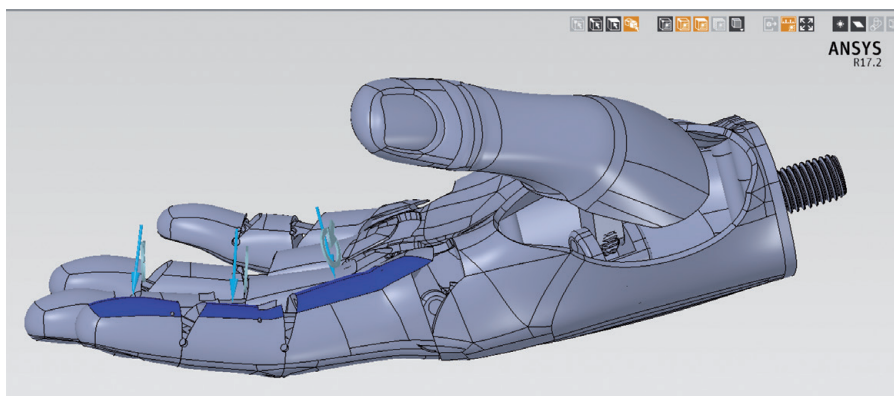
Do analiz obliczeń numerycznych metodą skończonych elementów został użyty program Ansys 17.2 AIM Workbench. Jako materiał został wybrany polye-ter eter keton (PEEK). Materiał ten ma wysokie właściwości wytrzymałościowe. Parametry obciążenia zostały pozyskane z *Atlasu miar człowieka* i według tych parametrów zostały przyłożone maksymalne wartości sił na każdą część palca. Są to wartości średnich sił maksymalnych, wywieranych przez paliczki rąk przy chwycie cylindrycznym.

Tab. 1. Właściwości fizyczne tworzywa sztucznego – PEEK¹²

Właściwości ogólne	Jednostka	Wartość	Metoda badania
Gęstość	g/cm ³	1,31	ISO 1186
Higroskopijność do nasycenia (w temp. 23°C)	%	0,2	ISO 65
Absorpcja wody do nasycenia (w wodzie o temp. 23°C)	%	0,45	ISO 65
Właściwości mechaniczne			
Rozciąganie przy granicy plastyczności	N/mm ²	110	ISO 527 –5
Rozciąganie przy zerwaniu	N/mm ²		ISO 527 –5
Nominalny procent wydłużenia przy zerwaniu	%	20	ISO 527 –5
Moduł E przy próbie rozciągania	N/mm ²	4400	ISO 527 –5
Moduł sprężystości przy próbie rozciągania	N/mm ²		ISO 181
Twardość kulkowa (wartość przy 30 sek.)	N/mm ²	230	ISO 2039–4
Udarność wg Charpy’ego (23°C)	kJ/m ²	bez zerwania	ISO 179/1eU
Udarność z karbem wg Charpy’ego (23°C)	kJ/m ²	3,5	ISO 179/1eA
Właściwości termiczne			

¹² http://www.holtex.pl/wgrane_pliki/PEEK.pdf, [dostęp: 20.01.2017]

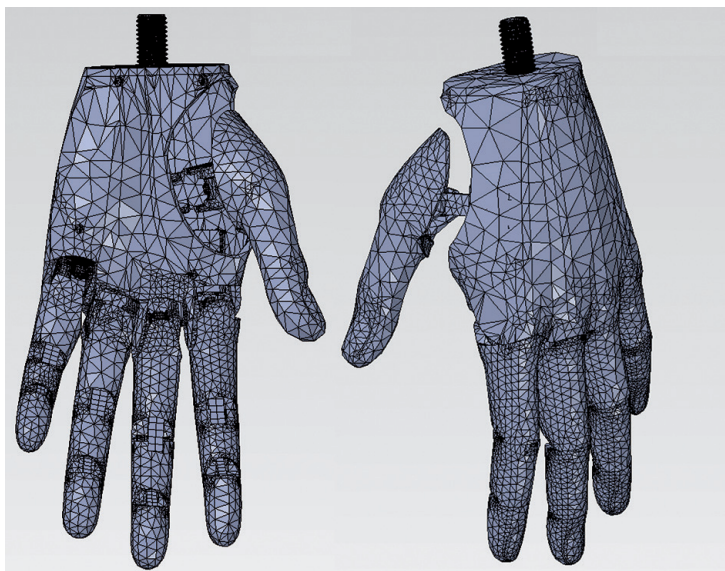
Właściwości ogólne	Jednostka	Wartość	Metoda badania
Temperatura użytkowa powietrza (maks.)	°C	310 maks.	krótkotrwała
Temperatura użytkowa powietrza (maks.)	°C	250 maks.	długotrwała
Temperatura odkształcenia cieplnego (HDT metoda A)	°	160	ISO 75-5
Liniowy współczynnik rozszerzalności, na długości (23-60)°C	10 ⁻⁴ /K	0,5	DIN 53755
Przewodność cieplna (23°C)	W/(K*m)	0,25	DIN 52615
Zapalność wg normy UL	°	V 0	UL 97
Temperatura topnienia DSC (10K/min)	°	340	ISO 3149



Rys. 11. Miejsca obciążenia palca wskazującego

Źródło: praca własna

Model został zrobiony przez import z SolidWorks, a następnie wszystkie błędy oraz podzielenia obiektów zostały naprawione w SpaceClaim. Był to niezbędny proces w celu dalszej pracy nad modelem w programie Ansys 17.2 AIM Workbench. Po uzyskaniu geometrii obiektu wygenerowano siatkę ze zdefiniowanych zalecanych ustawień, która przedstawiona została na Rys. 12. Po wygenerowaniu siatki mesh uzyskano 1161429 nodes i 770926 elementów. Ze względu na złożoność projektu wymagało to uproszczenia modelu z powodu bardzo dużego obciążenia ilością wykonywanych obliczeń.

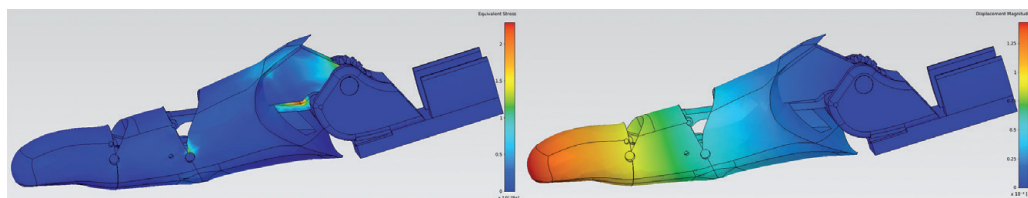


Rys. 12. Siatka mesh, widok z dołu i z góry

Źródło: praca własna

Do łączenia osi obrotów użyto fixed i hinge joint. Zastosowano również contact i automatyczny interface generator. Do zamocowania nieruchomych elementów, jak mocowanie nadgarstka, użyto suport, a siłę wygenerowano poprzez force¹³. W projekcie, ze względu na różne ustawienie ręki, pominięto siłę grawitacji, uwzględniając ją poprzez przyłożenie większych sił obciążających.

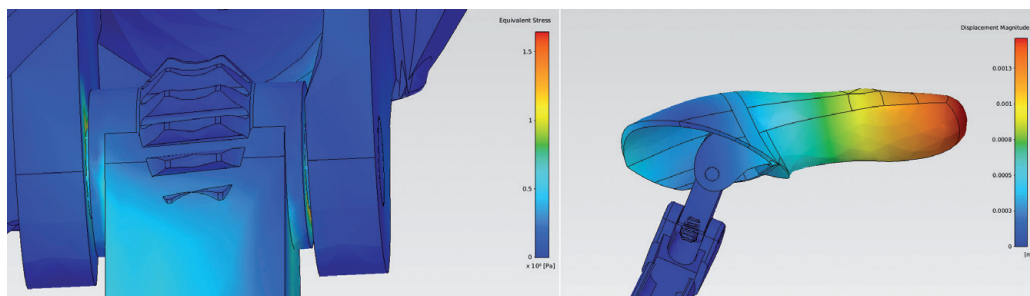
Ze względu na złożoność projektu, obliczenia numeryczne zostały przeprowadzone oddzielnie. Najpierw dla pojedynczych palców, a następnie po uzyskaniu składowych sił mocowania palców dla śródrečca.



Rys. 13. Naprężenia palca małego i wielkość przemieszczenia palca małego

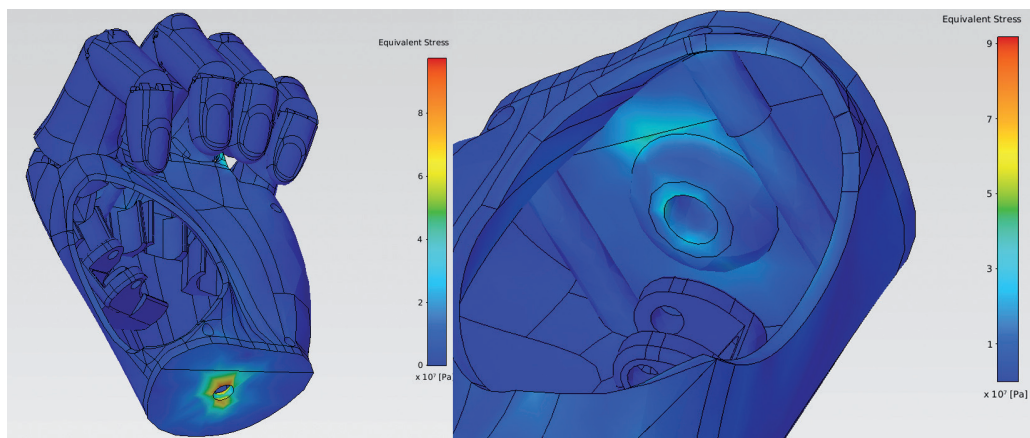
Źródło: praca własna

¹³ M. Erdogan, *Finite Element Method and Applications in Engineering Using ANSYS*, New York, Springer-Verlag, 2015



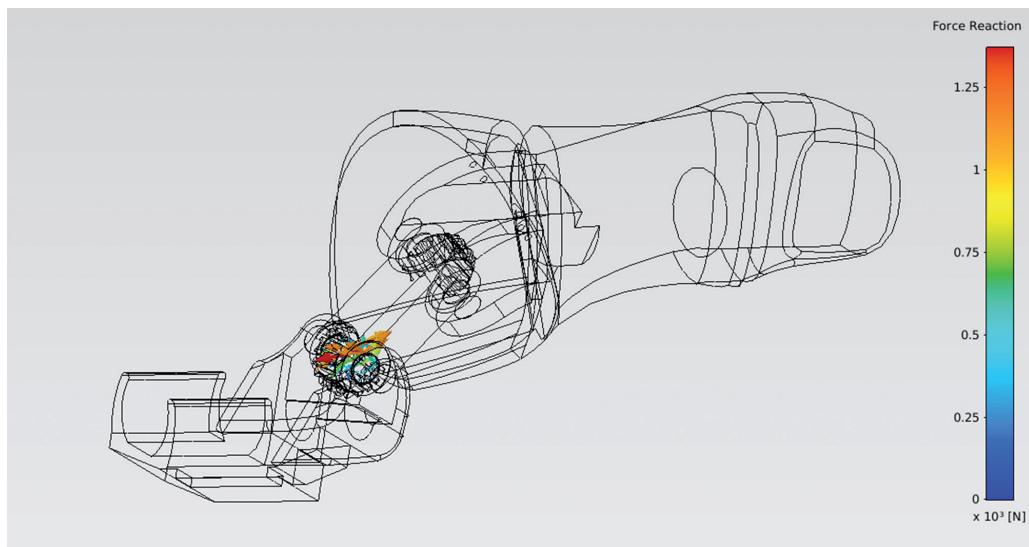
Rys. 14. Naprężenia palca kciuka, zbliżenie na najbardziej niewralgiczne miejsce i wielkość przemieszczenia palca kciuka

Źródło: praca własna



Rys. 15. Naprężenia śródreczę od strony nadgarstka przed wzmocnieniem i naprężenia śródreczę po wzmocnieniu

Źródło: praca własna



Rys. 16. Przykładowe siły w mocowaniu palca

Źródło: praca własna

Program Ansys umożliwił wprowadzenie w projekcie zmian konstrukcyjnych, dzięki którym w dość prosty sposób model został poprawiony. W ostatecznym efekcie uzyskano naprężenia rzędu 1 MPa, co jest akceptowalnym wynikiem dla tworzyw sztucznych, jak PEEK. Zadawane znacznie większe obciążenie od przeznaczenia umożliwiło przeanalizowanie projektu w skrajnych sytuacjach. Mimo iż badania były przeprowadzane statycznie, zwiększenie wytrzymałości umożliwiło zwiększenie trwałości w sytuacjach dynamicznych, które są znacznie bardziej destrukcyjne, ale o wiele trudniejsze do zdefiniowania i przeanalizowania.

Analiza numeryczna dała wgląd w zachowanie się protezy pod wpływem działających sił. Poprzez zobrazowanie w postaci przemieszczenia można zaobserwować najbardziej odkształcające się elementy. Przy równomiernym obciążeniu każdego palca, palec środkowy jako jeden z najdłuższych uzyskał największą wartość. Można wnioskować, że na tym palcu uzyska się największy moment obrotowy, co wpłynie na jego wytrzymałość.

Skrupulatne interpretowanie, a następnie poprawianie modelu, pozwoliło zaoszczędzić czas i materiały w przypadku wykonania takiej protezy. Jest to tani i w miarę szybki sposób na testowanie projektowanych elementów. Wymaga jednak znajomości działania obiektu, jak również dokładniejszego poznania programu, w jakim jest wykonywana analiza.

Wydruk 3D

Cały projekt po przeanalizowaniu numerycznym został wydrukowany w technologii 3D przez firmę Atmat. Do tego celu użyty został tańszy i słabszy od PEEK filament PLA firmy Fiberlogy.



Rys. 17. Wydrukowana i złożona proteza ręki

Źródło: praca własna

Uzyskane efekty pracy:

1. Odzworowanie kształtu ludzkiej dłoni wraz z umożliwieniem najbardziej podstawowych ruchów ręki.
2. Zwarta i prosta budowa.
3. Uzyskanie możliwie najniższej masy – model konstrukcji nośnej o masie 274 gramy.
4. Zastosowanie druku 3D oraz w przyszłości elektrod EMG w celu zbierania sygnału mięśniowego, którym będzie sterowana proteza.
5. Przeskalowanie skanu ręki, w celu stworzenia bardziej uniwersalnej protezy.
6. Układ napędowy zawarty wewnątrz dłoni protezy.
7. Sterowanie protezą przy pomocy jak najmniejszej liczby silników i umożliwienie łączenia ich działania w celu ograniczenia używanych elektrod EMG w specjalnych przypadkach.
8. Stworzenie ruchomych paliczek w każdym stawie, stosując tylko jeden silnik na pojedynczy palec.

9. Możliwość połączenia działania pracy palców: środkowego, serdecznego i małego, sterując jak tylko jednym.
10. Umożliwienie ruchu palca kciuka w dwóch płaszczyznach.
11. Możliwość zastosowania różnych przełożeń, przy zachowaniu małych rozmiarów silnika.
12. Zagospodarowanie miejsca w śródreczu, w celu umieszczenia oprócz silników z enkoderem i ich sterowników, sterowników do przetwarzania sygnału, kontroli ruchu oraz zasilania w postaci akumulatora.

Podsumowanie

Analiza numeryczna dała wgląd w zachowanie się protezy pod wpływem działających sił. Poprzez zobrazowanie w postaci przemieszczenia można zaobserwować najbardziej odkształcające się elementy. Przy równomiernym obciążeniu każdego palca, palec środkowy, jako jeden z najdłuższych, uzyskał największą wartość. Można wnioskować, że na tym palcu uzyska się największy moment obrotowy na osi obrotu.

Po przeanalizowaniu dostępnych prototypów, jak i ostatecznych wersji bionicznych dłoni, stwierdzam, że jest to w dalszym ciągu mocno rozwijająca się branża medyczna, poszukująca nowych rozwiązań, które można byłoby zastosować w protetyce. Ze względu na ilość wykorzystanej zaawansowanej technologii w takiej ręce, cena komercyjnego produktu waha się od kilku tysięcy złotych do kilku milionów, co jest bardzo dużą rozbieżnością.

Trzeba nadmienić, że tworząc jakikolwiek model, który ma w przyszłości zostać wykonany, powinien zostać poddany obliczeniom numerycznym, metodą elementów skończonych. Taką wiedzę, moim zdaniem, powinna posiadać każda osoba otrzymująca tytuł inżyniera wydziału mechanicznego czy budownictwa. Jest to podstawa poprawnego zaprojektowania obiektów do wykonania dopiero po przeanalizowaniu z obliczeń, a następnie wprowadzaniu zmian, w celu poprawienia wytrzymałości.

Zastosowany w projekcie protezy zestaw cięgien umożliwił ruch wszystkich paliczek palca za pomocą tylko jednego silnika. Jest to jednak nieidealne rozwiązanie uniemożliwiające chwycenia wszystkimi paliczkami palców przedmiotów o nieregularnej geometrii. Natomiast dobrze się sprawdza przy cylindrycznych kształtach. Dzięki takiemu rozwiązaniu jest możliwe uzyskanie dużej siły ścisku.

Użyta w projekcie analiza wytrzymałościowa umożliwiła zaoszczędzić czas i materiały w przypadku wykonania takiej protezy. Jest to tani i w miarę szybki sposób na testowanie projektowanych elementów. Wymaga jednak znajomości działania obiektu, jak również dokładniejszego poznania programu, w jakim jest wykonywana analiza.

Ta praca umożliwia dalszą kontynuację i rozwój projektu o kolejne ulepszenia i modyfikacje. Jest to niezakończony projekt, który będzie rozwijany na kolejnym etapie edukacyjnym.

Poprzez tę pracę chciałem zbliżyć się do pomagania innym, w niszy, którą tworzy bariera pieniężna. Na świecie 80% ludzi po amputacji kończyny górnej żyje w krajach rozwijających się, gdzie mało kto może sobie pozwolić na funkcjonalną protezę, a przez to staje się wykluczony ze społeczeństwa i musi oczekiwać na pomoc innych. Na świecie według statystyk żyje 3 miliony osób potrzebujących protezy kończyny górnej. Jednak rynek w Polsce również pozostawia dużo do życzenia, gdyż nie ma taniej i zaawansowanej protezy, a większość produktów dociera z zagranicy, co zwiększa koszty takiej protezy. Moim marzeniem jest umożliwić osobom po amputacji żyć godnie i niezależnie od pomocy otoczenia poszkodowanej osoby. Obecnie projekt jest kontynuowany i ulepszany o nowe rozwiązania, wraz z całym sterowaniem, zachowując podstawowe kryterium założeń, jakim jest dostępność dla każdego.

Literatura

- Bochenek A., Reicher M., *Anatomia człowieka*, Warszawa, PZWL, 1999
- Burcan J., Łuczak M., Prosnak B., *Czynna ręka protezowa i jej główne układy kinetyczne*, Łódź, 1999
- Carbone G., *Grasping in Robotics*, Italy, Springer, 2013
- Di Pino G., Guglielmelli E., Rossini P. M., *Neuroplasticity in amputees: Main implications on bidirectional interfacing of cybernetic hand prostheses*, „Progress in Neurobiology” 2009, Vol. 88
- Edin B. B., Ascari L., Beccai L. i in., *Bio-inspired sensorization of a biomechatronic robot hand for the grasp-and-lift task*, „Brain Research Bulletin” 2008, t. XXV
- Erdogan M., *Finite Element Method and Applications in Engineering Using ANSYS*, New York, Springer-Verlag, 2015
- Grycuk S., *The project of bionic prosthesis hand*, WM PB Engineering work, promotor dr inż. R. Trochimczuk, Białystok, 2017
- Khatib E., Siciliano B., *Springer Handbook of Robotics*, New York, Springer, 2008
- Pasquina P. F., Bryant P. R., Huang M. E. i in., *Limb Deficiency And Prosthetic Management: Focused Review*, „Archives of Physical Medicine and Rehabilitation” 2006, Nr 87
- Tadeusiewicz R., *Inżynieria Biomedyczna. Księga współczesnej wiedzy tajemnej w wersji przystępnej i przyjemnej*, Kraków, UWNT AGH, 2008

Netografia:

Kardyń J., *Protezy kończyn górnych*, <http://www.inzynieria-biomedyczna.com.pl/biomechanika/97-protezy-konczyn-gornych.html>, [dostęp: 10.06.2016]

Kruczek M., *Pierwszy Polak z bioniczną dłonią*, http://wyborcza.pl/1,75476,-56-77333,Pierwszy_Polak_z_bioniczna_dlonia.html, [dostęp: 10.06.2016]

Tabela charakterystyki materiału PEEK, http://www.holtex.pl/wgrane_pliki/PEEK.pdf, [dostęp: 20.01.2017]