

Modelowanie i pomiary elektroniczne wybranych bioukładów człowieka

Streszczenie. Modelowanie i symulacja komputerowa są obecnie powszechnie stosowanymi metodami badawczymi w wielu dziedzinach nauki, również w opisie bioukładów rozumianych jako układy ruchu obiektów biologicznych, w których opisie, analizie pracy i pomiarach należy uwzględnić silny wpływ układu nerwowego. W artykule przedstawiono metody i urządzenia pomiarowe do badania wybranych bioukładów człowieka. Zwrócono uwagę na silną zależność pomiędzy badaniami obiektów biologicznych a modelami matematycznymi, symulacyjnymi, które opisują zachowanie rzeczywistego układu biologicznego.

Abstract: Computer simulation and modelling are widespread scientific methods used in many fields of science as well as in descriptions of biosystems understood as systems of movement of biological objects whose description, work analysis and measurements have to take into consideration strong influence of nervous system. This article presents methods and measuring devices which can be used to research selected human biosystems. The Article highlights strong connection between research of biological objects and mathematic models, simulations, which describe the behaviour of a real biological system. (**Modeling and electronic measurements of selected human biosystems**)

Słowa kluczowe: pomiary bioukładów człowieka, modelowanie, symulacja komputerowa.

Keywords: measurements of human biosystems, modelling, computer simulation.

Wstęp

Rehabilitacja medyczna to kompleksowe i zespołowe działanie na rzecz osoby niepełnosprawnej fizycznie, które ma na celu przywrócenie tej osobie pełnej lub maksymalnej do osiągnięcia sprawności fizycznej. Rehabilitacja jest integralną częścią procesu terapeutycznego, na równi z innymi metodami leczenia, współdecydującą o jego ostatecznej efektywności. Możemy przy tym wyróżnić rehabilitację układów stawowo-mięśniowych człowieka, ale również rehabilitację w postaci odtworzenia czy naprawy stanu uzębienia, które powoduje dużą dysfunkcję w codziennym życiu. Ważnym obszarem rehabilitacji medycznej będzie przywrócenie poprawnego funkcjonowania aparatu stawowo-żuchwowego po różnego rodzaju urazach, wypadkach czy też niesprawnościach anatomicznych [6].

We wszystkich tych działaniach nieocenioną rolę pełnią urządzenia techniczne, pomiarowe, które pozwalają jakościowo ocenić stan początkowy badanego bioukładu, śledzić postępy w przywracaniu jego sprawności, a przy wykorzystaniu metod symulacji komputerowej modyfikować cały proces usprawniania, znacząco go przyspieszając.

Przy modelowaniu układów stawowo-mięśniowych można precyzyjnie wyodrębnić obiekt fizyczny poddany analizie. Duże trudności sprawi próba uwzględnienia wpływu układu nerwowego na wykonywanie określonych ruchów.

Pomiary układów stawowo-mięśniowych obiektu biologicznego mają na celu nie tylko określenie aktualnego stanu aparatu ruchu, ale również wypracowanie metody treningu, takiej, która zastany stan poprawi w określonym czasie.

Inaczej rzecz wygląda w przypadku modelowania obiektu fizycznego, ściśle współpracującego z układem biologicznym, jak w przypadku szkieletowych protez zębowych. Konstrukcja, sposób zamocowania, kształt protezy zębowej, powinny służyć przede wszystkim zachowaniu istniejącego stanu układu biomechanicznego, z którym ona współpracuje. Ten złożony problem kliniczny prezentuje sformułowany przed 50 laty i wciąż aktualny pogląd, że zachowania mechaniczne uzupełnienia protetycznego, jak również reakcje dostosowawcze tkanek wspierających, należy rozpatrywać łącznie jako biomechanikę protezy zębowej [7].

Modelowanie układów biomechanicznych człowieka

Modelowanie układów biomechanicznych poszerza naszą wiedzę o ich funkcjonowaniu, pozwala śledzić ich zachowanie i zmiany w dłuższym przedziale czasu, umożliwia dobieranie wstępnych obciążeń dla treningu oraz pozwala konstruować protezy o optymalnym rozkładzie obciążeń dla stymulacji uszkodzonych układów biologicznych.

Aby eksperyment modelowania zapewnił wiarygodność i poprawne wnioskowanie ekstrapolowane na oryginał, należy spełnić kilka warunków obejmujących:

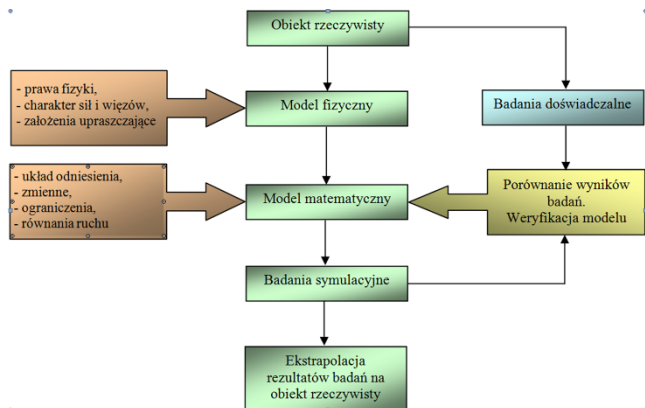
- dobre zrozumienie zjawisk fizycznych zachodzących w obiekcie modelowanym;
- właściwe przyjęcie założeń upraszczających, poprawne utworzenie modelu fizycznego i matematycznego. Należy podkreślić znaczenie dwóch czynników:
 - czynnika doświadczalnego opartego na znanych zależnościach biomechaniki układu stawowo-kostnego i mięśniowego;
 - czynnika prognostycznego (intuicja badacza);
- wiarygodne stanowisko pomiarowe obiektu rzeczywistego: dobre założenia projektowe i konstrukcyjne, poprawna metoda pomiaru.

Spełnienie tych warunków zapewnia duże podobieństwo zachowania modelu do pracy obiektu rzeczywistego.

Proces modelowania i symulacji, który możemy nazwać ogólnie *eksperymentem*, niezależnie od przypadku jego zastosowania składa się z tych samych, kolejnych etapów:

1. przejście od obiektu rzeczywistego do modelu fizycznego;
2. opisanie modelu fizycznego – sformułowanie modelu matematycznego;
3. badania eksperymentalne na modelu – badania symulacyjne;
4. porównanie wyników badań symulacyjnych z wynikami prostych badań doświadczalnych – weryfikacja poprawności modelu;
5. przejście od modelu do oryginału, polegające na ekstrapolacji rezultatów badań na modelu na obiekt bliski rzeczywistemu.

Schematyczny przebieg procesu modelowania i symulacji przedstawiono na rys. 1.



Rys. 1. Przebieg eksperymentu modelowania

W badaniach biomechanicznych układu ruchu stosuje się zarówno metodę indukcji, polegającą na budowaniu ogólnych modeli i weryfikowaniu ich dla prostych przypadków, jak i metodę dedukcji, polegającą na identyfikacji prostych parametrów liczbowych i funkcyjnych ruchu, które wykorzystuje się do budowy ogólnych modeli zjawiska.

Z reguły dominuje drugie podejście, w którym poszukuje się odpowiedzi na pytania dotyczące budowy i funkcjonowania układu ruchu na podstawie badań doświadczalnych.

Analiza dynamiczna obiektów biomechanicznych bywa niekiedy zadaniem bardzo złożonym. Obiektem biomechanicznym jest układ stawowo-kostny, obsługiwany przez mięśnie spełniające funkcje siłowników, których ilość zależy od liczby stopni swobody układu. W zależności od rodzaju ruchu, zmienny jest problem jego sterowania poprzez układ nerwowy. Sterowanie nie ogranicza się do wyboru wypadkowej siły mięśni poruszających, ale polega na ich współdziałaniu z mięśniami antagonistycznymi, z mięśniami stabilizującymi oraz z siłami zewnętrznymi (bezwładność, grawitacja, zakłócenia mechaniczne). Z kolei siła wytworzona przez mięsień jest funkcją jego budowy, stopnia aktywacji oraz charakterystyk cyklu pracy skurcz-rozciąganie. Przy danym poziomie pobudzenia siła generowana przez mięsień zależy od jego długości (charakterystyka siła-długość mięśnia) oraz prędkości skracania (charakterystyka siła-prędkość) [8].

Pomiary układów biomechanicznych na przykładach

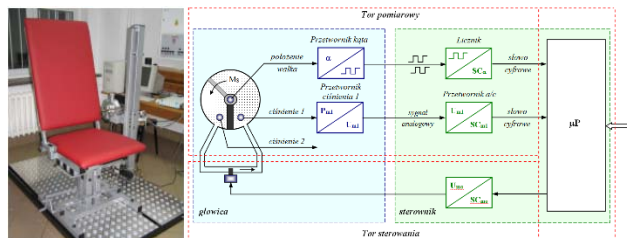
Układy stawowo mięśniowe

Stanowisko pomiarowe powinno zapewnić badanie ograniczonego zbioru funkcji biomechanicznych w reżimie dynamicznej pracy stawu kolanowego i na tej podstawie umożliwiać automatyczne wypracowanie informacji o stanie stawu.

Założono, że do pełnej analizy funkcjonalnej stawu kolanowego należy dokonać pomiaru następujących funkcji:

- prędkość chwilowa i przyspieszenie kątowe ruchu w funkcji czasu,
- moment siły w funkcji czasu,
- moment siły w funkcji kąta obrotu ramienia pomiarowego oraz funkcje i parametry, takie jak:
 - czas narastania momentu siły,
 - przyspieszenie chwilowe prostowania lub zginania,
 - moc chwilowa prostowników lub zginaczy,
 - praca wykonana przez mięśnie w określonym czasie.

W Instytucie Podstaw Elektroniki Wojskowej Akademii Technicznej wykonano urządzenie rehabilitacyjno-diagnostyczne do badania głównych stawów człowieka (rys. 2) [1].

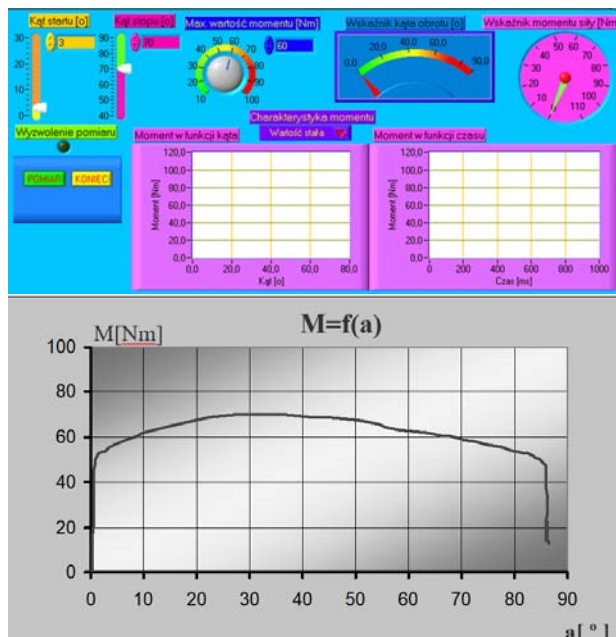


Rys. 2. Urządzenie rehabilitacyjno-diagnostyczne do badania głównych stawów człowieka

Stanowisko do badań i treningu wybranych układów stawowo-mięśniowych człowieka w warunkach dynamiki składa się z:

- fotela ze stabilizacją pozycji ciała, na którym sieda osoba badana,
- hydraulicznego generatora momentu oporowego (głowicy hydraulicznej) wraz z przetwornikami pomiarowymi i sterowanym dławikiem ciśnieniowym,
- układu pomiarowo-sterującego (sterownika mikroprocesorowego),
- komputera z oprogramowaniem nadrzędnym.

Wyposażono je w obciążnik hydrauliczny z elektronicznym (programowym) sterowaniem momentu oporowego dla ramienia pomiarowego. Charakterystykę obciążenia można kształtować i modyfikować podczas ruchu prostowania i zginania w stawie kolanowym. Fotel diagnostyczny jest obrotowy, co w łatwy sposób umożliwi pomiar strony lewej i prawej człowieka, przy wykorzystaniu tej samej głowicy pomiarowej. Elektrycznie sterowana głowica hydrauliczna umożliwiła szybkie i precyzyjne ustawienie ramienia pomiarowego w osi obrotu badanego stawu. Na przedstawionym stanowisku istnieje możliwość badania i rehabilitacji również stawu biodrowego i łokciowego.



Rys. 3. Interfejs użytkownika z przykładową charakterystyką pomiarową

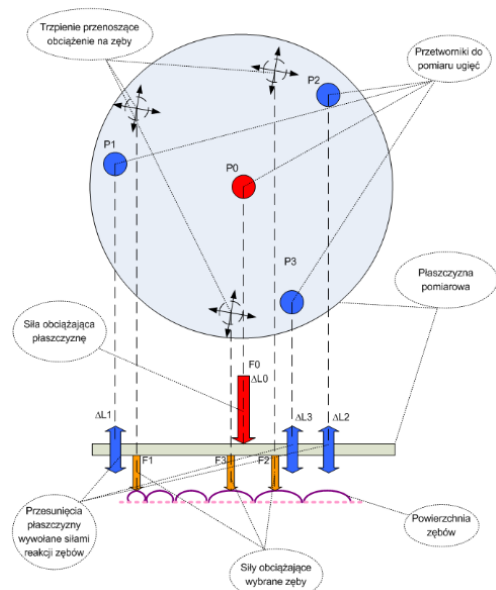
Protezy zębowe

Założenia konstrukcyjne dla stanowiska pomiarowego wynikają bezpośrednio z uwarunkowań fizjologicznych obszaru, w którym będzie pracowała proteza, mianowicie stanowisko pomiarowe powinno zapewnić:

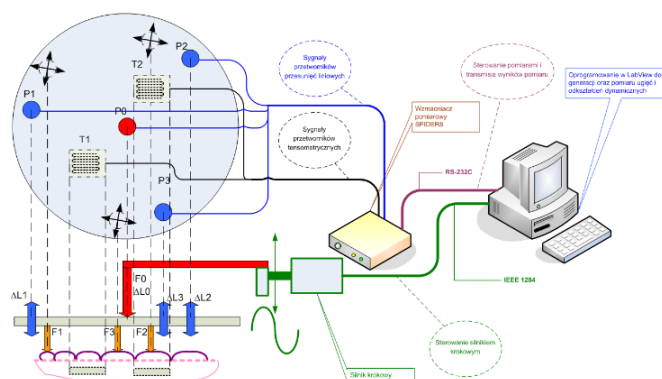
- 1) zadawanie obciążeń statycznych i kinematycznych,
- 2) zadawanie obciążeń w zakresie (0-20) N,
- 3) pomiar ugięć skrzydła protezy w zakresie (0-5) mm,

- 4) pomiar odkształceń protezy w zakresie $\pm 3000 \mu\text{m/m}$,
- 5) częstotliwość przykładania obciążeń kinematycznych w przedziale (0-150) cykli/min [9].

Pomiary laboratoryjne protez wykonano na specjalizowanym zestawie pomiarowym, własnej konstrukcji, który składa się z części mechanicznej służącej do zadawania obciążeń statycznych lub kinematycznych oraz elektronicznej części pomiarowej, która steruje procesem pomiarowym oraz pozwala na archiwizację i przetwarzanie wyników pomiaru. Zaproponowano przy tym własną, niestandardową metodę pomiaru wielkości charakteryzujących pracę protezy, polegającą na zadawaniu siły rozłożonej na całą powierzchnię protezy (rys. 4).



Rys. 4. Metoda pomiaru zmiany położenia płaszczyzny wyznaczonej przez górne powierzchnie zębów wywołanej zewnętrzną siłą F_0 , [3]



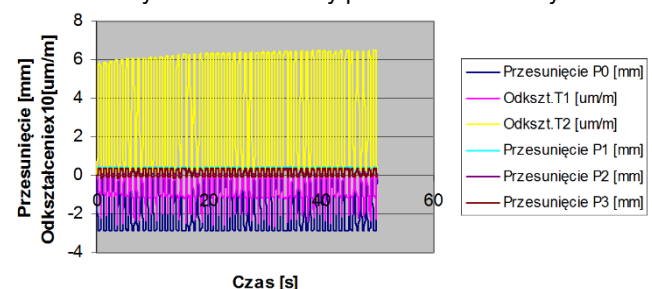
Rys. 5. Układ pomiarowy do badania protez zębowych

Siła F_0 , o znanej wartości, jest przykładana na środek płaszczyzny pomiarowej. Poprzez trzy trzpienie jest ona przenoszona bezpośrednio na wybrane zęby. Położenie trzpieni jest regulowane we wszystkich trzech kierunkach. Pozwala to na dokładne dopasowanie przyłożenia sił do wybranych trzech zębów. Przy czym zakłada się, że co najmniej jeden z wybranych zębów jest zębem sztucznym (zębem protezy skrzydłowej). Płaszczyzna pomiarowa jest założona sztywna, tzn. nie podlega ugięciom (odkształceniom) a jedynie zmienia swoje położenie po zadaniu siły F_0 zależnie od reakcji zębów. Dzięki temu w punktach pomiarowych P_0 - P_3 następuje zmiana

położenia w płaszczyźnie pionowej $\Delta L_0 \div \Delta L_3$. Wartość zmian położenia jest mierzona we wskazanych punktach przez przetworniki przesunięć liniowych. Punkty pomiarowe P_1 - P_3 (przetworniki przesunięć liniowych) rozmieszczone są w wierzchołkach trójkąta równobocznego, a punkt P_0 znajduje się dokładnie w środku tego trójkąta.

Schemat układu pomiarowego do badania protez zębowych w warunkach statycznych i kinetycznych przedstawiono na rys. 5.

Pomiary mogą być powtarzane wielokrotnie dla różnych wartości obciążeń oraz dowolnie wybranych zębów. Oprogramowanie do sterowania zadawaniem kinetycznych obciążeń i pomiarów równoległych realizuje wiele funkcji. Wyświetla zarejestrowane sygnały przesunięć oraz odkształceń. Dodatkowo wprowadzono możliwość archiwizacji wykonanych pomiarów ze względu na ich licznosc. Przykładowe rezultaty przedstawiono na rys. 6.

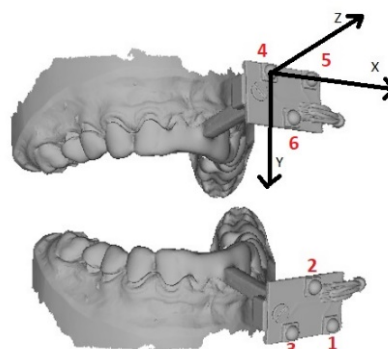


Rys. 6. Zmierzone sygnały odkształceń protezy i przesunięć płaszczyzny pomiarowej dla 50 cykli obciążeń. Ząb 6 protezy, obciążenie 1kG

Pomiary przesunięć i obrotów żuchwy względem podstawy czaszki

Opracowanie trójwymiarowego, cyfrowego modelu stawu skroniowo-żuchwowego człowieka z wyznaczeniem geometrii oraz parametrów ruchu dla struktur kostno-chrząstko-więzadłowych, wymagało wyznaczenia pełnego obrysu ruchu krążka stawu skroniowo-żuchwowego. Aby możliwe było wyznaczenie tego ruchu potrzebna jest informacja o skrajnych położeniach żuchwy względem podstawy czaszki oraz ścieżce przejścia między tymi położeniami.

Głównym problemem badawczym było opracowanie metody pomiarowej, która umożliwiałaby wykonanie badań z odpowiednią dokładnością i zastosowaniem odpowiedniej liczby czujników, zamontowanych w taki sposób, aby w jak najmniejszym stopniu wpływały na komfort pacjenta i ruchy żuchwy [5].

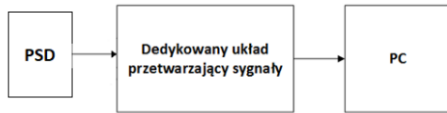


Rys. 7. Znaczniki umieszczone na wysięgnikach i indywidualizowanych nakładkach na zęby

Opracowano układ pomiarowy wykorzystujący czujniki PSD, w którym zostaje określone położenie sześciu markerów (znaczników) umieszczonych następująco: trzy

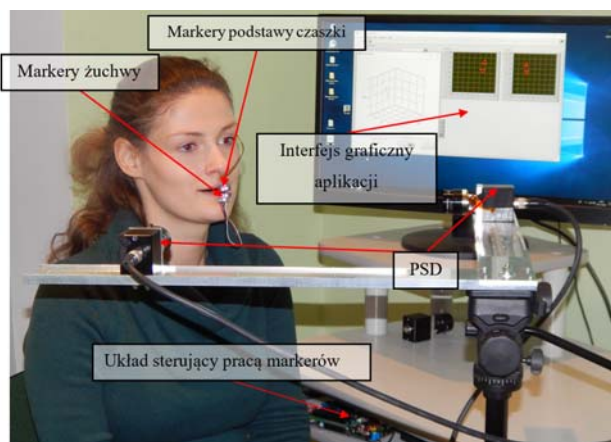
na podstawie czaszki, trzy na żuchwie. Każdy zestaw trzech czujników tworzy trójkąt równoboczny zamocowany na płytce przytwierdzonej do wysięgnika. Wysięgnik przyklejono do indywidualnych, przylegających do zębów nakładek, przygotowanych wcześniej na podstawie wycisków zębów pacjentów (Rys. 7).

Schemat blokowy układu pomiarowego z wykorzystaniem sensorów PSD przedstawiono na Rys. 8.



Rys. 8. Schemat blokowy układu pomiarowego z czujnikami PSD

Wykonano autorskie oprogramowanie służące do akwizycji danych pomiarowych oraz wyświetlania ich na ekranie w trybie online podczas przeprowadzania pomiarów. Program dokonuje również wstępnego przetwarzania i generuje wynikowy plik .csv.



Rys. 9. Układ pomiarowy PSD podczas wykonywania pomiaru

Z wykorzystaniem opracowanego układu pomiarowego przeprowadzono pomiary ruchu żuchwy względem podstawy czaszki na grupie 39 pacjentów. Pacjenci w trakcie badania wykonywali ruchy żuchwy w okluzji tzn. doprzód, boczne, dotylne oraz artykulacyjne według określonego wcześniej scenariusza. Wyniki pomiarów w postaci współrzędnych 6 punktów w czasie są przeliczane i transformowane do wspólnego układu współrzędnych. Aby możliwe było bezpośrednie wyznaczenie położenia żuchwy względem podstawy czaszki, w kolejnym etapie następuje transformacja globalnego układu współrzędnych na lokalny układ współrzędnych. Lokalny układ jest związany z położeniem markera związanego z czaszką. Takie

podejście umożliwi również redukcję danych wyjściowych, bez utraty informacji o względnym położeniu żuchwy względem podstawy czaszki (Rys. 9).

Podsumowanie

Dla każdego modelu fizycznego można zbudować szereg modeli matematycznych zależnych od przyjętych założeń. Otrzymany model matematyczny jest kompromisem między dokładnością analizy teoretycznej zjawisk fizycznych i skomplikowaniem zależności matematycznych.

Ważnym etapem przy modelowaniu układów biomechanicznych jest weryfikacja poprawności modelu, przeprowadzana na podstawie porównania charakterystyk uzyskanych podczas badań symulacyjnych z charakterystykami uzyskanymi podczas badań doświadczalnych. Porównania dokonuje się, przyjmując różne kryteria zgodności i założone tolerancje rozbieżności. Wyniki weryfikacji są podstawą poprawek wprowadzanych w modelu.

Praca została dofinansowana przez Wojskową Akademię Techniczną w ramach projektu nr UGB 737.

Autor: dr hab. inż. Marek Kuchta Instytut Systemów Elektronicznych, ul. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa, E-mail: marek.kuchta@wat.edu.pl

LITERATURA

- [1] GRANT nr 6 T10 2003C/06090 pt.: *Urządzenie rehabilitacyjno-diagnostyczne do badania i rehabilitacji głównych stawów człowieka*. Wojskowa Akademia Techniczna, 2003 -2005.
- [2] PBS 576/WAT pt.: *Techniczne metody wspomagania medycyny w neurologii i ortopedii*. Wojskowa Akademia Techniczna, 2008 -2009.
- [3] GRANT nr 3 T10C 033 26 pt.: *Opracowanie metod i narzędzi pomiarowych dla obiektywnej oceny skrzydłowych protez szkieletowych podczas czynności żucia*. Wojskowa Akademia Techniczna, 2004 -2007.
- [4] GRANT DZIEKAŃSKI GD834 pt.: *Modelowanie protez szkieletowych – weryfikacja modeli matematycznych na przykładach*. Wojskowa Akademia Techniczna, 2010 – 2011.
- [5] Projekt POIR.04.01.02-00-0029/17: *Urządzenie i sposób akwizycji trajektorii ruchu żuchwy względem podstawy czaszki*. Wojskowa Akademia Techniczna, 2017 -2020.
- [6] Ustawa z dnia 23 lutego 2021 r. o rehabilitacji zawodowej i społecznej oraz zatrudnianiu osób niepełnosprawnych. Dz.U. poz. 573.
- [7] Redakcja naukowa, Tadeusiewicz R., Augustyniak P.: *Podstawy Inżynierii Biomedycznej*, tom 1,2. Wydawnictwa AGH, Kraków 2019.
- [8] Morecki A., Ekiel J, Fidelus K.: *Bionika ruchu*, PWN, Warszawa 1991.
- [9] Hupfauf L. (red.), Niedermeier W.: *Protezy częściowe. Kinematyka protez*, Urban & Partner, Wrocław 1997.