Autoreferat przedstawiający opis dorobku i osiągnięć naukowych z wyszczególnionym osiągnięciem naukowym w postaci jednotematycznego cyklu publikacji

1. Imię i Nazwisko

Wiktoria Wojnicz (z domu Makowska)

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe

a) Doktor nauk technicznych w dyscyplinie „Mechanika"

Politechnika Łódzka, Wydział Mechaniczny

Data obrony: 24.04.2009

Temat pracy doktorskiej: ***„Modelowanie i symulacja zachowania zespołu mięśni szkieletowych układu ramię-przedramię"***

Promotor:

Prof. dr hab. inż. Edmund Wittbrodt, Politechnika Gdańska

Recenzenci:

Prof. dr hab. inż. Jan Awrejcewicz, Politechnika Łódzka

Prof. dr hab. inż. Dagmara Tejszerska, Politechnika Śląska

Praca została wyróżniona w dn. 19.02.2010.

b) Magister inżynier w zakresie automatyzacji

Państwowa Akademia Przemysłu Lekkiego Ukrainy, Kijów, Ukraina, 1999

Kierunek/specjalność „Automatyzacja procesów technologicznych i produkcji" (dyplom magistra inżyniera z wyróżnieniem)

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostce naukowej

01.07.2017 –

Starszy Wykładowca w Katedrze Mechaniki i Mechatroniki Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej.

01.07.2009 – 30.06.2017

Adiunkt w Katedrze Mechaniki i Wytrzymałości Materiałów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej (od 01.09.2010 Katedra Mechaniki i Mechatroniki).

01.10.2008 – 30.06.2009

Asystent w Katedrze Mechaniki i Wytrzymałości Materiałów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej.

09.10.2006 – 30.09.2008

Samodzielny referent techniczny w Katedrze Mechaniki i Wytrzymałości Materiałów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej.

W.W

2003 – 2006

Umowa-zlecenie na realizację zajęć dydaktycznych w Katedrze Mechaniki i Wytrzymałości Materiałów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej.

1999 – 2004

Studium Doktoranckie przy Wydziale Mechanicznym Politechniki Gdańskiej.

4. Wskazanie osiągnięcia wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. 2016 r. poz. 882 ze zm. w Dz. U. z 2016 r. poz. 1311)

a) Tytuł osiągnięcia naukowego

Biomechaniczne modele układu mięśniowo-szkieletowego człowieka

b) Zestawienie jednotematycznego cyklu publikacji stanowiącego osiągniecie naukowe

Publikacje z listy MNiSW:

[A1] **Wojnicz W. (75%)**, Wittbrodt E., Analysis of muscles' behaviour. Part I. The computational model of muscle. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 11, No.4, 2009, s. 15-21 (**IF(2016) – 0.914, IF(2009) – 0,432, 15p.**)

[A2] **Wojnicz W. (75%)**, Wittbrodt E., Analysis of muscles' behaviour. Part II. The computational model of muscles' group acting on the elbow joint. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 12, No.1, 2010, s. 3-10 (**IF(2016) – 0.914, IF(2010) – 0,432, 15p.**)

[A3] **Wojnicz W. (75%)**, Wittbrodt E., Application of muscle model to the musculoskeletal modeling. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 14, No.3, 2012, s.29-39 (**IF(2016) – 0.914, IF(2012) – 0.333, 15p.**)

[A4] Olszewski H., **Wojnicz W. (45%)**, Wittbrodt E., Method of skeletal system modelling. The Archive of Mechanical Engineering. Polish Academy of Sciences. Vol. LX, Nr 3. 2013, s. 335-346 (**15p.**)

[A5] **Wojnicz W. (50%)**, Olszewski H., Wittbrodt E., Chosen aspects of skeletal systems modeling – numerical solid and shell models of femur part. Shell Structure – Theory and Applications. Vol.3., 2014, s. 359-362 (publikacja indeksowana w Web of Science, **15p.**)

[A6] **Wojnicz W. (70%)**, Olszewski H., Lipiński K., Wittbrodt W., Numerical Model of Femur Part. Dynamical Systems: Modelling, vol. 181, red. Awrejcewicz J., Springer Proceedings in Mathematics & Statistics, 2016, s. 421-435 (publikacja indeksowana w Web of Science, **15p.**)

[A7] **Wojnicz W. (45%)**, Zagrodny B., Ludwicki M., Awrejcewicz J., Wittbrodt E., A two-dimensional approach for modelling of pennate muscle behaviour. Biocybernetics and Biomedical Engineering 37, 2017, s. 302-315 (**IF(2016) – 1.031, 15p.**)

W.W.

Monografie:

[B1] **Wojnicz W. (70%)**, Wittbrodt E., Modele dyskretne w analizie dynamiki mięśni szkieletowych układu ramię-przedramię. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, 2012, s. 1-212, ISBN 978-83-7348-424-5 (**25p.**)

[B2] **Wojnicz W. (100%)**, Biomechaniczne modele układu mięśniowo-szkieletowego człowieka. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, 2018, s.1-209, ISBN 978-83-7348-727-7 (**25p.**)

Publikacje recenzowane punktowane (rozdziały):

[C1] **Wojnicz W. (80%)**, Wittbrodt E., Modelling of planar movement of upper limb. Dynamical Systems Applications. 12-th Conference on Dynamical Systems, Theory and Applications. 2013, s. 307-318 (**5p.**)

[C2] **Wojnicz W. (45%)**, Zagrodny B., Ludwicki M., Awrejcewicz J., Wittbrodt E., Mathematical model of pennate muscle, Dynamical Systems: Mechatronics and Life Sciences (DSTA 2015), red. Awrejcewicz J., Kaźmierczak M., Mrozowski J., Olejnik P., Department of Automation, Biomechanics and Mechatronics, Politechnika Łódzka, Łódź, 2015, s. 595-608 (**5p.**)

[C3] **Wojnicz W. (75%)**, Wittbrodt E., Modelowanie zachowania układu mięśni. Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna. Tom 3, red. Gzik M., Lewandowska-Szumieł M., Pawlikowski M., Wychowański M., Akademicka Oficyna Wydawnictwa EXIT: Polska Akademia Nauk, 2015, s. 329-343 (**5p.**)

[C4] **Wojnicz W. (100%)**, Modele biomechaniczne układów mięśniowo-szkieletowych. Rozdział w „Od metody elementów skończonych do mechatroniki" (red. K.Kaliński & K.Lipiński), Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk, s. 93-104 (**5p.**)

c) Omówienie zakresu pracy naukowej przedstawionej do oceny

Dorobek naukowy przedstawiony do oceny był rozwijany w latach 2009-2017 i został zrealizowany w ramach Działalności Statutowej na Wydziale Mechanicznym Politechniki Gdańskiej oraz dwóch grantów badawczych:

1. „Modelowanie w biomechanice: dynamika kończyny górnej, kończyny dolnej oraz odcinka lędźwiowego kręgosłupa" (nr 3156/B/T02/2010/39; MNiSW), 2010-2013, Wydział Mechaniczny Politechniki Gdańskiej, kierownik – Prof. dr hab. inż. Edmund Wittbrodt (**udział – główny wykonawca**).
2. „Modelowanie, analiza kinematyczno-dynamiczna i symulacyjna prototypu egzoszkieletu do rehabilitacji osób z niepełnosprawnością ruchową kończyn dolnych" (No. 2015/17/B/ST8/01700; NCN OPUS), 2016 – 2018, Wydział Mechaniczny Politechniki Łódzkiej, kierownik – Prof. dr hab. inż. Jan Awrejcewicz (**udział - konsultant**).

Dorobek naukowy obejmuje obszary dotyczące biomechaniki mięśnia, biomechaniki układów mięśniowo-szkieletowych, biomechaniki układu szkieletowego, biomechaniki chodu, a także zastosowania sygnałów fizjologicznych (elektromiograficznych) do weryfikacji modeli mechanicznych oraz projektowania urządzeń do rehabilitacji w oparciu o zasady sterowania ruchem w układach żywych. Modele matematyczne zostały opracowane na podstawie zasad mechaniki, dynamiki układów wieloczłonowych oraz metody elementów skończonych (MES).

W.W.

Opis dorobku przedstawionego do oceny jest podany w postaci pięciu podrozdziałów:

1. Biomechaniczne modele mięśni szkieletowych (C1).
2. Biomechaniczne modele układów mięśniowo-szkieletowych (C2).
3. Biomechaniczne modele układu szkieletowego (C3).
4. Biomechaniczne modele chodu (C4).
5. Projektowanie urządzeń do rehabilitacji (C5).
6. Możliwości aplikacyjne (C6).

C1. Biomechaniczne modele mięśni szkieletowych

Mięśnie szkieletowe poprzecznie prążkowane (nazywane dalej mięśniami szkieletowymi) należą do układu mięśniowego narządu ruchu człowieka. Ich zadaniem jest wywoływanie skurczy kontrolowanych przez świadomość, które pozwalają na wykonanie ruchów planowanych. Sprawność mięśni szkieletowych ściśle zależy od funkcjonowania układu nerwowego i układu szkieletowego [B2].

W skali mikro mięsień szkieletowy jest złożony z włókienek mięśniowych, które mogą się kurczyć pod wpływem impulsu przekazywanego przez drogi motoryczne układu nerwowego, oraz wrzecionek mięśniowych, które wysyłają do układu nerwowego informację o aktualnej długości oraz prędkości skracania się włókienek mięśniowych. W obszarze złącza włókien mięśniowych ze ścięgnem znajdują się receptory ścięgnowe – narządy Golgiego, które wysyłają do układu nerwowego informację o naprężeniu powstającym w tym złączu. Wrzecionka mięśniowe oraz narządy Golgiego są składowymi układu sensorycznego, który przekazuje do ośrodkowego układu nerwowego informację o stanie poszczególnych składowych narządu ruchu człowieka. Na podstawie tej informacji układ nerwowy poprzez drogi motoryczne aktywuje poszczególne mięśnie oraz nadzoruje, aby skurczy mięśni zachodziły w zakresie dopuszczalnym (bez uszkodzenia i przeciążenia). Należy więc podkreślić, iż funkcjonowanie mięśnia żywego (w organizmie) i mięśnia izolowanego (który jest odcięty od wpływu układu nerwowego) jest całkiem odmienne. Z tego względu charakterystyka mięśnia opisująca zależność pomiędzy długością mięśnia, prędkością skracania się mięśnia i siłą mięśnia (wyznaczone są na mięśniach izolowanych) nie może być traktowana jako charakterystyka unikatową [B2].

Modelując zachowanie mięśnia, można wykorzystać model mięśnia typu Hilla (lub Hilla-Zajaca). W podejściu tym zakłada się, iż zachowanie ścięgien i brzuśca jest zredukowane do przyczepu mięśnia a siła generowana przez mięsień zależy od aktualnej długości mięśnia oraz stopnia jego aktywacji. W tym przypadku nie jest uwzględniany wpływ zróżnicowanych właściwości mechanicznych fragmentów mięśnia na dynamikę mięśnia, co może być przyczyną niewłaściwego oszacowania siły kurczliwej generowanej przez mięsień.

W celu identyfikacji właściwości mechanicznych mięśnia należy wziąć pod uwagę jego budowę, tzn. fakt, iż mięsień może być złożony z: 1) brzuśca; 2) szeregowego połączenia ścięgna i brzuśca; 3) szeregowego połączenia ścięgna, brzuśca i ścięgna. Z punktu widzenia mechaniki każdy z tych trzech układów posiada odmienne właściwości mechaniczne, które są wynikiem dużego zróżnicowania właściwości mechanicznych tkanki ścięgna (bardzo sztywna) i właściwości mechanicznych tkanki brzuśca (bardzo podatna). Ponadto brzusiec posiada odcinki o różnej sztywności i kurczliwości [A1, A3, B1, B2].

W.W

Należy także pokreślić, iż możliwy do przeprowadzenia zakres badań na żywym ludzkim (zwierzęcym) organizmie jest bardzo ograniczony z powodów bioetycznych i moralnych. Z tego względu metod stosowanych do badania i identyfikacji ciał nieżywych nie można bezpośrednio wykorzystywać do badania zachowania składowych organizmu żywego (stosowanie tych metod może doprowadzić do nieodwracalnych zmian w organizmie) [B2].

Celem badań rozwijanych w zakresie pierwszego obszaru „Biomechaniczne modele mięśni szkieletowych" było opracowanie oryginalnych modeli zachowania mięśni szkieletowych poprzecznie prążkowanych o budowie wrzecionowatej oraz pierzastej. Oryginale modele opracowano w oparciu o zasady fizjologii mięśnia rzeczywistego oraz uwzględnienie, iż każdy mięsień jest układem składającym się z fragmentów o odmiennych właściwościach mechanicznych. Należy także podkreślić, iż zaproponowana dyskretyzacja struktury mięśnia (uwzględnienie faktu, iż mięsień składa się z fragmentów) jest podejściem autorskim w zakresie biomechaniki mięśnia.

Zakres moich badań obejmował opracowanie oryginalnych modeli matematycznych oraz ich numeryczną implementację (w postaci modeli obliczeniowych):

1) mięśnia wrzecionowatego krótkiego (model o 3DOF) (DOF oznacza liczbę stopni swobody), mięśnia wrzecionowatego średniego (model o 5DOF) i mięśnia wrzecionowatego długiego (model o 7DOF) [A1, A3],

2) mięśnia jednopierzastego [A7];

3) mięśnia dwupierzastego [A7].

Wymienione modele można zastosować do opisania zachowania mięśnia z dwoma ścięgnami, mięśnia z jednym ścięgnem lub mięśnia bez ścięgien. Zachowanie mięśnia szkieletowego jest modelowane w oparciu o zasady mechaniki i przy wykorzystaniu metody sztywnych elementów skończonych.

Nowatorskie podejście do modelowania zostało przedstawione w postaci **oryginalnych dyskretnych reologicznych modeli mięśnia** opracowanych na podstawie modelu mięśnia wrzecionowatego potraktowanego jako układ o 5DOF (model ten został przedstawiony w pracy doktorskiej). Zachowanie każdego mięśnia jest modelowane w postaci układu reologicznego składającego się z kilku szeregowo połączonych pasywnych i aktywnych masowo-sprężysto-tłumiących odcinków o odmiennych właściwościach mechanicznych, przy czym odcinki aktywne mogą się kurczyć (wskutek generowania siły wewnętrznej w elemencie siłowym). W proponowanym podejściu uwzględniono, iż właściwości mechaniczne mięśnia są zależne od stanu jego funkcjonowania. Podejście to jest zgodne z fizjologią mięśnia, bowiem podczas przeciążenia mięśnia jest uruchamiana pętla zwrotnego sprzężenia nerwowego, która zmienia właściwości mechaniczne tego mięśnia i prowadzi do jego odciążenia.

Modele matematyczne nowych dyskretnych reologicznych modeli mięśnia zostały opracowane w dwóch postaciach:

1) **układu równań różniczkowych** (model mięśnia wrzecionowego, model mięśnia jednopierzastego i model mięśnia dwupierzastego);
2) **równania różniczkowo-całkowego** opisującego model zredukowany do jednej współrzędnej opisującej przemieszczenie przyczepu mięśnia, tzn. końca względnie ruchomego (model mięśnia wrzecionowego).

Podane modele matematyczne zostały zaimplementowane do modeli obliczeniowych z wykorzystaniem własnych skryptów opracowanych w oprogramowaniu MATLAB. Do rozwiązania

numerycznego układu równań różniczkowych i równania różniczkowo-całkowego wykorzystano metodę Adamsa-Bashfortha, którą zaimplementowano w postaci własnego skryptu [B1]. Proponowane modele można zastosować do modelowania wpływu przekazywania siły mięśnia przez: 1) ścięgno do kości; 2) połączenie ścięgno-brzusiec do kości; 3) włókna mięśniowe brzuśca do kości. Należy także zaznaczyć, iż podane reologiczne modele mięśni zostały zastosowane do modelowania zachowania układów mięśniowo-szkieletowych człowieka (C2).

C1.1. Modelowanie mięśnia wrzecionowatego

Na podstawie zasad podanych w [B1] zachowanie mięśnia wrzecionowatego (obłego) zamodelowano w postaci trzech podstawowych modeli mięśnia: modelu mięśnia krótkiego (pierwszy typ), modelu mięśnia średniego (drugi typ) i modelu mięśnia długiego (trzeci typ). Każdy typ przedstawiono w dwóch rodzajach [A3]. Geometrię mięśnia wrzecionowatego potraktowano jako strukturę złożoną z następujących figur geometrycznych:

1) w modelu mięśnia krótkiego każde ścięgno ma postać walca, zaś brzusiec – beczki;
2) w modelu mięśnia średniego każde ścięgno ma postać walca, boczne fragmenty mięśnia są stożkami ściętymi, zaś środkowa część brzuśca ma postać beczki;
3) w modelu mięśnia długiego każde ścięgno ma postać walca, boczne fragmenty są stożkami ściętymi (dwa fragmenty po prawej i dwa fragmenty po lewej stronie), zaś środkowa część brzuśca ma postać beczki.

Pierwszy typ modelu opisuje zachowanie mięśnia złożonego z trzech fragmentów (odcinków) o odmiennych właściwościach mechanicznych. Jest to model o trzech stopniach swobody (3DOF), który opracowano w dwóch postaciach: pierwsza postać składa się z jednego odcinka aktywnego i dwóch odcinków pasywnych; druga postać zawiera dwa odcinki aktywne i jeden odcinek pasywny. Model ten można zastosować do opisu zachowania: 1) mięśnia krótkiego bez ścięgien (odcinki pasywne można wykorzystać do modelowania połączenia tkanki brzuśca z obszarem kostnym); 2) mięśnia krótkiego z jednym ścięgnem; 3) mięśnia krótkiego z dwoma ścięgnami. Model matematyczny pierwszego typu ma dwie postaci matematyczne: 1) układ trzech równań różniczkowych (3DOF); 2) jedno równanie różniczkowo-całkowe, które jest wynikiem redukcji układu o 3DOF do układu o 1DOF (3DOF→1DOF) [A3].

Drugi typ modelu opisuje zachowanie mięśnia składającego się z pięciu fragmentów o odmiennych właściwościach mechanicznych. Jest to model o pięciu stopniach swobody (5DOF), który przedstawiono w dwóch postaciach: pierwsza postać składa się z trzech odcinków aktywnych i dwóch odcinków pasywnych (opracowany w ramach pracy doktorskiej); druga postać zawiera cztery odcinki aktywne i jeden odcinek pasywny. Model ten można zastosować do opisania zachowania: 1) mięśnia średniego bez ścięgien; 2) mięśnia średniego z jednym ścięgnem; 3) mięśnia średniego z dwoma ścięgnami; 4) mięśnia średniego uszkodzonego, w którym siła kurczliwa jest generowana tylko w jednym, dwóch lub trzech odcinkach aktywnych. Model matematyczny drugiego typu modelu mięśnia przedstawiono w postaci: 1) układu pięciu równań różniczkowych (5DOF); 2) jednego równania różniczkowo-całkowego (5DOF→1DOF) [A3].

Trzeci typ modelu opisuje zachowanie mięśnia posiadającego siedem fragmentów o odmiennych właściwościach mechanicznych. Jest to model o siedmiu stopniach swobody (7DOF), który opracowano w dwóch postaciach pierwsza postać składa się z pięciu odcinków aktywnych i dwóch odcinków pasywnych; druga postać zawiera sześć odcinków aktywnych i jeden odcinek pasywny. Model

W.W.

ten można zastosować do opisania zachowania: 1) mięśnia długiego bez ścięgien; 2) mięśnia długiego z jednym ścięgnem; 3) mięśnia długiego z dwoma ścięgnami; 4) mięśnia długiego uszkodzonego, w którym siła wewnętrzna (kurczliwa) jest generowana tylko w jednym, dwóch, trzech, czterech lub pięciu odcinkach aktywnych. Model matematyczny trzeciego typu modelu mięśnia jest podany w postaci: 1) układu siedmiu równań różniczkowych (7DOF); 2) jednego równania różniczkowo-całkowego (7DOF→1DOF) [A3].

Podane modele mięśnia mogą być stosowane do modelowania mięśnia płaskiego, mięśnia kilkubrzuścowego, mięśnia posiadających fragmenty uszkodzone/przeciążone (np. wskutek intensywnego treningu). Parametry właściwości mechanicznych opisanych modeli mięśnia można określić za pomocą metody identyfikacji opisanej w [A1]. Wyniki badań numerycznych przeprowadzonych dla odmiennych właściwości mechanicznych są podane w [A3].

Badania modeli numerycznych mięśni obłych obejmowały wyznaczenie wpływu [A3]:

1) **sztywności bocznych fragmentów mięśnia** na zachowanie modelu mięśnia (siła rzeczywistego mięśnia jest przekazywana do układu szkieletowego przez fragmenty boczne mięśnia, z tego względu sztywność tych odcinków ma wpływ na wartość siły przekazywanej);
2) **stopnia dyskretyzacji modelu mięśnia** na zachowanie modelu mięśnia 3DOF, 5DOF i 7DOF (zachowanie mięśnia jest modelowane za pomocą szeregowego połączenia odcinków pasywnych i aktywnych, z tego względu liczba tych odcinków wpływa na dokładność modelowania zachowania mięśnia rzeczywistego);
3) **postaci matematycznej modelu mięśnia** na zachowanie modelu mięśnia (do modelowania zachowania mięśnia pojedynczego jest stosowany model matematyczny w postaci układu równań różniczkowych, z kolei do modelowania zachowania zespołu mięśni należy stosować model w postaci jednego równania różniczkowo-całkowego).

Wpływ postaci matematycznej modelu mięśnia sprawdzono przez porównanie wyników obliczeń modelu mięśnia opisanego za pomocą układu równań różniczkowych z wynikami obliczeń modelu mięśnia przedstawionego w postaci jednego równania różniczkowo-całkowego.

Badania numeryczne obejmowały przebadanie 54 modeli obliczeniowych mięśni obłych. Uwzględnienie zróżnicowanych właściwości mechanicznych ścięgien i brzuśca spowodowało uzyskanie modeli bardzo sztywnych (ze względu na wartości własne) [B2]. W celu numerycznego rozwiązania układu równań różniczkowych lub jednego równania różniczkowo-całkowego niezbędne było dobranie odpowiedniego kroku czasowego zależnego od największej wartości własnej układu [A3].

Badania numeryczne podanych modeli mięśni obejmowały symulacje:

1) skurczu ekscentryczno-koncentrycznego,

2) skurczu izokinetyczno-izometrycznego,

3) skurczu spowodowanego skokowym wydłużeniem mięśnia.

W celu przeprowadzenia symulacji numerycznej skurczu ekscentryczno-koncentrycznego zadano siłę zewnętrzną i siłę wewnętrzną. Odpowiedź modelu uzyskano w postaci przebiegu przemieszczeń punktów charakterystycznych. Do zamodelowania skurczu izokinetyczno-izometrycznego zadano analityczną funkcję przemieszczenia przyczepu mięśnia, która w pierwszym przedziale opisywała skurcz izokinetyczny (tzn. skurcz ze stałą prędkością), zaś w drugim - skurcz izometryczny (tzn. przyczep pozostaje unieruchomiony). Odpowiedź modelu uzyskano w postaci przebiegu siły kurczliwej mięśnia, tzn. siły działającej na przyczepie mięśnia podczas omawianego skurczu. Do

zamodelowania skurczu spowodowanego skokowym wydłużeniem mięśnia zadano analityczną funkcję przemieszczenia przyczepu mięśnia (funkcja miała postać eksponencjalna i zapewniała uzyskanie bardzo szybkiego przebiegu funkcji zbliżonego do funkcji Heaviside'a). Odpowiedź modelu uzyskano w postaci przebiegu siły kurczliwej mięśnia, tzn. siły działającej na przyczepie mięśnia podczas badanego skurczu.

C.1.2. Modelowanie mięśnia pierzastego

Model mięśnia pierzastego opracowano dla mięśnia płaskiego w zakresie małych odkształceń, biorąc pod uwagę spotykaną budowę mięśnia pierzastego znajdującego się w zespołach kończyny górnej i dolnej [B2]. W mięśniu pierzastym obciążonym siłą zewnętrzną F_{ext} skurcz włókien mięśniowych o sile F_m powoduje przesunięcie przyczepu mięśnia x, które prowadzi do zmiany kąta pierzastości α_p [A7, C2].

W pracy [A7] zaproponowano dwa autorskie modele matematyczne opisujące:

1) model mięśnia jednopierzastego (unipennate muscle model WW);
2) model mięśnia dwupierzastego (bipennate muscle model WW);

Autorski model mięśnia jednopierzastego jest układem o 3DOF. Jest on złożony z trzech szeregowo połączonych odcinków o właściwościach masowo-sprężysto-tłumiących, które opisują jeden fragment aktywny i dwa fragmenty pasywne.

Autorski model mięśnia dwupierzastego jest układem o 5DOF. Jest on złożony z dwóch modeli mięśnia jednopierzastego położonych pod odmiennymi kątami pierzastości, które są ściśle połączone w miejscu wspólnego przyczepu.

Zaproponowane modele mięśnia jednopierzastego i mięśnia dwupierzastego można zastosować do rozwiązania następujących zadań dynamicznych przy założeniu, iż t jest zmienną czasu:

1) przyjmując dane wejściowe w postaci przemieszczenia przyczepu $x(t)$ i siły zewnętrznej $F_{ext}(t)$, można wyznaczyć dla każdego modelu mięśnia jednopierzastego siłę wewnętrzną $P^W(t)$, która jest generowana przez element siłowy i powoduje powstanie skurczu mięśnia o sile $F_m(t)$, kąty pierzastości oraz odkształcenia poszczególnych odcinków modelu mięśnia;
2) przyjmując dane wejściowe w postaci przemieszczenia przyczepu $x(t)$ i siły wewnętrznej $P^W(t)$ generowanej w każdym elemencie siłowym modelu mięśnia jednopierzastego, można obliczyć siłę zewnętrzną $F_{ext}(t)$, kąty pierzastości oraz odkształcenia poszczególnych odcinków tego modelu;
3) przyjmując dane wejściowe w postaci siły zewnętrznej $F_{ext}(t)$ i siły wewnętrznej $P^W(t)$ dla każdego modelu mięśnia jednopierzastego, można wyznaczyć przemieszczenie przyczepu $x(t)$, zmianę kąta pierzastości każdego modelu mięśnia jednopierzastego $\alpha_p(t)$ oraz odkształcenia poszczególnych odcinków tego modelu.

C2. Biomechaniczne modele układów mięśniowo-szkieletowych

Układ mięśniowo-szkieletowy człowieka jest systemem wieloczłonowym złożonym z układu kostnego i układu mięśniowego. Układ kostny jest układem biernym, zaś układ mięśniowy – aktywnym, który generuje siły wewnętrzne. Współpraca układu mięśniowego z układem

szkieletowym odbywa się pod ciągłą kontrolą układu nerwowego, który nadzoruje funkcjonowanie układu szkieletowo-mięśniowego [C3]. Podstawowy problem w określeniu związków przyczynowo-skutkowych zachodzących w układzie mięśniowo-szkieletowym wynika z braku bezpośredniej i nieinwazyjnej metody wyznaczenia aktualnej siły wytworzonej przez poszczególne mięśnie badanego żywego zespołu mięśniowego. Wynika to z faktu, iż mięśnie są ukryte pod skórą i nie ma do nich bezpośredniego dostępu z zewnątrz. Ponadto funkcjonowanie układu mięśniowego zależy od pobudzenia przekazywanego przez układ nerwowy. Pobudzenie to dostosowuje układ mięśniowy kończyny do przykładanego obciążenia zewnętrznego w celu wykonania zadania motorycznego i jednoczesnego unikania uszkodzenia składowych narządu ruchu [B2]. Z punku widzenia mechaniki układ mięśniowo-szkieletowy człowieka jest układem nadmiarowym. Z tego względu uzyskanie jednoznacznego rozwiązania zadania dynamiki dla układu, w którym siły poszczególnych mięśni są traktowane jako niewiadome, jest możliwe jedynie przy zastosowaniu metod optymalizacji matematycznej. Należy podkreślić, iż określenie funkcji celu w tym wypadku jest problematyczne, gdyż matematyczna postać tej funkcji powinna odzwierciedlać cechy fizjologiczne.

W układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka funkcjonują mięśnie jednostawowe i wielostawowe [B2, C1]. Mięsień jednostawowy oddziałuje na jeden staw, zaś mięsień wielostawowy – na wiele stawów jednocześnie. Z punktu widzenia mechaniki problem określenia oddziaływania mięśnia wielostawowego pozostaje problemem otwartym, bowiem mięsień ten powoduje wygenerowanie dodatkowych momentów w stawach, na które oddziałuje, oraz zmienia sztywność końcową efektora (kończyny).

Celem badań rozwijanych w zakresie drugiego obszaru „Biomechaniczne modele układów mięśniowo-szkieletowych" było opracowanie oryginalnych modeli zachowania kończyny człowieka potraktowanej jako układ wieloczłonowy wraz z uwzględnieniem reologicznych właściwości mięśni szkieletowych (C1) [A2].

Zakres moich badań obejmował opracowanie pięciu oryginalnych modeli matematycznych [B2]:

1) płaskiego układu o dwóch stopniach swobody (model 2DOF);

2) płaskiego układu o czterech stopniach swobody (model 4DOF);

3) płaskiego układu o trzech stopniach swobody (model 3DOF);

4) płaskiego układu o pięciu stopniach swobody (model 5DOF);

5) przestrzennego układu składającym się z jednego stawu kulistego (model kulisty).

Modele matematyczne zostały zaimplementowane do modeli obliczeniowych za pomocą własnych skryptów napisanych w oprogramowaniu MATLAB. Modele utworzono w oparciu o zasady mechaniki układów wieloczłonowych oraz metodę sztywnych elementów skończonych.

Zaproponowałam oryginalne biomechaniczne modele układów mięśniowo-szkieletowych przy wykorzystaniu metody Newtona-Eulera oraz założeniu, iż siła pochodząca od każdego mięśnia przebiegała w przestrzeni trójwymiarowej. Modele te można zastosować do rozwiązania prostego i odwrotnego zadania dynamiki. W celu uzyskania rozwiązania numerycznego zastosowano metodę Adamsa-Bashfortha. Każdy płaski model biomechaniczny stosowany do rozwiązania prostego zadania dynamiki zaimplementowano w dwóch postaciach obliczeniowych:

1) bez uwzględnienia działania momentów blokujących (postać ta może być stosowana do modelowania ruchów w zakresie dopuszczalnym);

2) z uwzględnieniem działania momentów blokujących generowanych na granicy zakresu dopuszczalnego i utrzymujących układ w tym zakresie.

Model 2DOF opisuje dynamikę ruchu płaskiego dwóch członów ruchomych połączonych ze sobą przegubowo, które tworzą konfigurację podwójnego wahadła *OAB* zamocowanego do nieruchomego segmentu bazowego *O* (podstawy) [C1, B2]. Jest to układ o dwóch stopniach swobody, które są opisane współrzędnymi uogólnionymi w postaci kątów α_1 i α_2. Model 2DOF jest obciążony momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi (M_1 i M_2) i momentami blokującymi. W modelowaniu oddziaływania mięśnia dwustawowego przyjęto dwa podejścia polegające na [B2]:

1) uwzględnieniu oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci jednej siły mięśniowej (aktonu mięśniowego), której przyczep znajduje się na części ruchomej, zaś początek – na części nieruchomej;

2) uwzględnieniu oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci elementu kurczliwego.

Model 4DOF opisuje dynamikę podwójnego wahadła *OAB* zamocowanego do ruchomego segmentu bazowego *O*. Model ten ma cztery stopnie swobody i utworzono w oparciu o model 2DOF [B2]. Model 4DOF opisuje zachowanie układu mięśniowo-szkieletowego złożonego z dwóch stawów i dwóch segmentów, w którym punkt początkowy pierwszego segmentu (punkt *O*) wykonuje zadany ruch unoszenia. Współrzędnymi uogólnionymi są kąty (α_1 i α_2) oraz kinematyka punktu *O* opisana w postaci dwóch przemieszczeń (y_0 i z_0) zależnych od czasu. Model ten można zastosować do opisania płaskich ruchów dwóch połączonych segmentów, które to ruchy są wywołane momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi, momentami blokującymi oraz momentami powstającymi wskutek zadanego ruchu unoszenia. Na przykład, dla kończyny górnej, ruch unoszenia może zachodzić w stawie ramiennym wskutek złożonego ruchu stawów obręczy barkowej. Model ten uwzględnia działanie mięśni jednostawowych i mięśni dwustawowych.

Model 3DOF opisuje dynamikę ruchu płaskiego trzech członów ruchomych połączonych ze sobą przegubowo, które tworzą konfigurację potrójnego wahadła *OABD* zamocowanego do nieruchomego segmentu bazowego *O* [B2]. Układ posiada trzy stopnie swobody, które są opisane współrzędnymi uogólnionymi w postaci kątów α_1, α_2 i α_3. Model 3DOF jest obciążony momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi (M_1, M_2 i M_3) i momentami blokującymi. Model 3DOF opisuje działanie mięśni jednostawowych, dwustawowych i oraz trójstawowych (których położenie powinno być opisano za pomocą dodatkowym zależności geometrycznych).

Model 5DOF opisuje dynamikę potrójnego wahadła *OABD*, którego koniec *O* jest zamocowany do ruchomego segmentu bazowego *O* [B2]. Model 5DOF jest układem o pięciu stopniach swobody i utworzono w oparciu o model 3DOF [B2]. Model 5DOF opisuje zachowanie układu mięśniowo-szkieletowego złożonego z dwóch stawów i trzech segmentów, w którym punkt początkowy pierwszego segmentu (punkt *O*) wykonuje zadany ruch unoszenia. Współrzędnymi uogólnionymi są kąty (α_1, α_2 i α_3) oraz kinematyka punktu *O* opisana w postaci dwóch przemieszczeń (y_0 i z_0) zależnych od czasu. Model ten można zastosować do opisania płaskich ruchów trzech połączonych segmentów, które to ruchy są wywołane momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi, momentami blokującymi oraz momentami powstającymi wskutek zadanego ruchu unoszenia. Model 5DOF opisuje działanie mięśni jednostawowych i mięśni dwustawowych. Możliwe jest także uwzględnienie oddziaływania mięśni trójstawowych (wymaga to sformułowania dodatkowych zależności geometrycznych).

W.W.

Model kulisty opisuje dynamikę wahadła kulistego *OA*, który jest przymocowany do nieruchomego punktu *O* [B2]. Z wahadłem jest związany układ osi głównych *X'Y'Z'*, który obraca się względem układu nieruchomego *XYZ* mającego początek w nieruchomym punkcie *O*. Położenie wahadła kulistego jest opisane za pomocą trzech kątów Eulera (będących współrzędnymi uogólnionymi): kąta precesji ψ, kąta obrotu własnego φ i kąta nutacji θ. Model kulisty opisuje zachowanie przestrzennego układu mięśniowo-szkieletowego składającego się z jednego stawu kulistego. Model ten można zastosować do zasymulowania ruchów kulistych (obrotowych) w wybranym stawie (np. w stawie ramiennym) wywołanych momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi oraz momentami blokującymi. Model ten uwzględnia działanie mięśni jednostawowych.

Wybór rodzaju modelu biomechanicznego (model 2DOF, model 3DOF, model 4DOF, model 5 DOF lub model kulisty) zależy od rodzaju ruchu badanego oraz budowy anatomicznej układu analizowanego. Należy przy tym pamiętać, iż złożone ruchy wykonywane przez kończynę są wynikiem złożenia ruchów podstawowych: ruchów płaskich i ruchów kulistych. Uwzględnienie odziaływania mięśni (zamodelowanych w postaci oryginalnych dyskretnych reologicznych modeli) zwiększa liczbę stopni swobody układu rozważanego: 1) dołączenie jednego mięśnia w postaci układu o 3DOF zwiększa liczbę stopni swobody o 2DOF; 2) dołączenie jednego mięśnia w postaci układu o 5DOF zwiększa liczbę stopni swobody o 4DOF; 3) dołączenie jednego mięśnia w postaci układu 7DOF zwiększa liczbę stopni swobody o 6DOF. Zwiększenie liczby stopni swobody wynika z faktu, iż przemieszczenie przyczepu mięśnia jest związane funkcyjną zależnością z kątem stawowym segmentu, do którego jest podłączony mięsień rozważany.

Zaproponowane modele biomechaniczne można zastosować do rozwiązania prostego zadania dynamiki i odwrotnego zadania dynamiki oraz zastosować do opracowania układu sterowania wybranym zespołem mięśniowym. W przypadku rozwiązania prostego zadania w każdym kroku czasowym należy sprawdzać: a) odkształcenia fragmentów składowych mięśni i siły powstające na przyczepach mięśni (odkształcenia i siły powinny się mieścić w zadanych zakresach fizjologicznych); b) ruchy poszczególnych segmentów układu (dane kinematyczne powinny znajdować się w zakresie fizjologicznym). W przypadku przekroczenia zakresu fizjologicznego należy zmienić wartość sił generowanych w elementach siłowych mięśnia układu i/lub wywołać działanie momentów blokujących. Należy podkreślić, iż poszukiwanie rozwiązania za pomocą rozwiązania prostego zadania dynamiki jest odzwierciedleniem procesu nauczania ruchem, który zachodzi w układzie rzeczywistym (narządzie ruchu).

Zaproponowane modele biomechaniczne można zastosować do analizy zachowania poszczególnych mięśni układu rozważanego oraz określić udziały tych mięśni w ruchu badanym. Analiza ta polega na wyznaczeniu wartości odkształceń poszczególnych fragmentów każdego składowego mięśnia oraz określeniu rodzaju jego skurczu, biorąc pod uwagę następujące założenia sformułowane w oparciu o fizjologię mięśnia [B2]:

1) uzyskanie wartości dodatniej siły kurczliwej (siła ta jest skierowania od przyczepu, miejsca względne ruchomego, do początku, miejsca względnie nieruchomego) w mięśniu o długości malejącej świadczy o tym, iż zachodzi skurcz koncentryczny i mięsień aktywnie uczestniczy w ruchu;
2) uzyskanie wartość ujemnej siły kurczliwej w mięśniu o długości malejącej świadczy o tym, iż modelowane zachowanie jest sprzeczne z fizjologią mięśnia (mięsień nie może być ściskany);
3) uzyskanie dodatniej siły kurczliwej w mięśniu o zwiększającej się długości świadczy o tym, iż mięsień aktywnie przeciwdziała sile zewnętrznej powodującej jego wydłużenie;

4) uzyskanie wartości ujemnej siły kurczliwej w mięśniu o zwiększającej się długości świadczy o tym, iż mięsień pasywnie przeciwdziała sile zewnętrznej powodującej jego wydłużenie (stan prowadzący do przeciążenia/uszkodzenia mięśnia);
5) usytuowanie początku i przyczepu mięśnia w układzie szkieletowym wyznacza funkcję mięśnia (tzn. określa czy funkcjonuje on jako agonista czy antagonista).

W przypadku kończyny górnej zaproponowane modele biomechaniczne można zastosować do symulowania [B2]:

1) podstawowego płaskie ruchu zginania-prostowania w stawie ramiennym wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek głowy kości ramiennej (można zastosować model 2DOF / 3DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała, przy czym dla modelu 2DOF ruchliwość w stawie łokciowym lub nadgarstkowym powinna być zablokowana);
2) podstawowego płaskie ruchu przywodzenia-odwodzenia w stawie ramiennym wokół osi strzałkowej przechodzącej przez środek głowy kości ramiennej (można zastosować model 2DOF / 3DOF opisujący ruch w płaszczyźnie czołowej, przy czym dla modelu 2DOF ruchliwość w stawie łokciowym lub nadgarstkowym powinna być zablokowana);
3) podstawowego kulistego ruch obrotu wewnętrznego – obrotu zewnętrznego w stawie ramiennym (można zastosować model kulisty z przyjęciem środka stawu ramiennego jako początku układu odniesienia);
4) podstawowego płaskie ruchu zginania-prostowania w stawie łokciowym wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu łokciowego (można zastosować model 2DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała, przy czym ramię powinno być unieruchomione);
5) podstawowego kulistego ruchu nawracania-odwracania w stawie łokciowym (można zastosować model kulisty, którego początek znajduje się w środku stawu łokciowego, przy czym ramię powinno być unieruchomione oraz staw nadgarstkowy powinien być usztywniony);
6) złożenia podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie strzałkowej wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu ramiennego: ruch zginania/prostowania w stawie ramiennym oraz ruch zginania/prostowania w stawie łokciowym (można zastosować model 2DOF);
7) złożenia podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie strzałkowej wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu łokciowego: ruch zginania/prostowania w stawie łokciowym oraz ruch w stawie nadgarstkowym zależny od położenia przedramienia, tzn. zginania grzbietowego/zginania dłoniowego przy nawróconym przedramieniu lub przywodzenia łokciowego-przywodzenia promieniowego w pozycji neutralnej przedramienia (można zastosować model 2DOF, przy czym ramię powinno być unieruchomione);
8) złożenia podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie czołowej wokół osi strzałkowej przechodzącej przez środek stawu ramiennego: ruch odwodzenia/przywodzenia w stawie ramiennym oraz ruch zginania/prostowania w stawie łokciowym (można zastosować model 2DOF);
9) złożenia podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie czołowej wokół osi strzałkowej przechodzącej przez środek stawu łokciowego: ruch zginania/prostowania w stawie łokciowym oraz ruch w stawie nadgarstkowym zależny od położenia przedramienia, tzn. zginania grzbietowego/zginania dłoniowego w pozycji neutralnej przedramienia lub przywodzenia łokciowego-przywodzenia promieniowego przy nawróconym przedramieniu (można zastosować model 2DOF, przy czym ramię powinno być unieruchomione);

10) złożenia podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie poprzecznej wokół osi długiej przechodzącej przez środek stawu ramiennego: ramię znajduje się w maksymalnym położeniu odwiedzenia (znajduje się po kątem prostym w stosunku do tułowia) oraz zachodzi ruch zginania/prostowania w stawie łokciowym i ruch w stawie nadgarstkowym zależny od położenia przedramienia, tzn. zginania grzbietowego/zginania dłoniowego w pozycji neutralnej przedramienia lub przywodzenia łokciowego-przywodzenia promieniowego przy nawróconym przedramieniu, (można zastosować model 3DOF / 2DOF, przy czym ramię powinno być unieruchomione);

11) złożonego płaskiego ruchu w płaszczyźnie strzałkowej, gdy środek głowy kości ramiennej unosi się zgodnie z zadaną funkcją kinematyczną a w stawie ramiennym, łokciowym i/lub nadgarstkowym zachodzą płaskie ruchy zginania-prostowania (można zastosować model 4DOF / 5DOF);

12) złożonego płaskiego ruchu w płaszczyźnie czołowej, gdy środek głowy kości ramiennej unosi się zgodnie z zadaną funkcją kinematyczną a w stawie ramiennym zachodzi ruch odwodzenia-przywodzenia oraz w stawie łokciowym i/lub nadgarstkowym zachodzą płaskie ruchy zginania-prostowania (można zastosować model 4DOF / 5DOF).

Z kolei w przypadku kończyny dolnej opisane modele biomechaniczne można wykorzystać do symulowania [B2]:

1) podstawowego płaskiego ruchu zginania-prostowania w stawie biodrowym wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek głowy kości udowej (można zastosować model 2DOF / 3DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała; przy czym dla modelu 2DOF ruchliwość w stawie kolanowym lub skokowo-goleniowym powinna być zablokowana);

2) podstawowego płaskiego ruchu przywodzenia-odwodzenia w stawie biodrowym wokół osi strzałkowej przechodzącej przez środek głowy kości udowej (można zastosować model 2DOF / 3DOF opisujący ruch w płaszczyźnie czołowej; przy czym dla modelu 2DOF ruchliwość w stawie kolanowym lub skokowo-goleniowym powinna być zablokowana);

3) podstawowego kulistego ruchu obrotu wewnętrznego – obrotu zewnętrznego w stawie biodrowym (można zastosować model kulisty z przyjęciem środka stawu biodrowego jako początku układu współrzędnych);

4) podstawowego płaskiego ruchu zginania-prostowania w stawie kolanowym wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu kolanowego (można zastosować model 2DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała);

5) podstawowego kulistego ruchu obrotu wewnętrznego – obrotu zewnętrznego w stawie kolanowym przy zgiętym stawie kolanowym (można zastosować model kulisty z przyjęciem środka stawu kolanowego jako początku układu odniesienia; przy czym udo powinno być unieruchomione);

6) złożenia podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie strzałkowej wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu biodrowego: ruch zginania/prostowania w stawie biodrowym oraz ruch zginania/prostowania w stawie kolanowym i ruch zginania grzbietowego/zginania podeszwowego w stawie skokowo-goleniowym (można zastosować model 3DOF);

7) złożenia podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie strzałkowej wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu kolanowego: ruch zginania/prostowania w stawie

W.W

kolanowym oraz ruch w stawie skokowo-goleniowym (można zastosować model 2DOF, przy czym udo powinno być unieruchomione);

8) złożonego płaskiego ruchu w płaszczyźnie strzałkowej, gdy środek głowy kości udowej unosi się zgodnie z zadaną funkcją kinematyczną a w stawie biodrowym, kolanowym i/lub skokowo-goleniowym zachodzą płaskie ruchy zginania-prostowania (można zastosować model 4DOF / 5DOF);

9) złożonego płaskiego ruchu w płaszczyźnie czołowej, gdy środek głowy kości udowej unosi się zgodnie z zadaną funkcją kinematyczną a w stawie biodrowym zachodzi ruch odwodzenia-przywodzenia przy zablokowanej ruchliwości w stawie kolanowym oraz płaskich ruchach stopy wygiętej w dół (można zastosować model 4DOF).

Za pomocą modeli biomechanicznych układów mięśniowo-szkieletowych można przeprowadzić analizę porównawczą zachowania układu zdrowego i układu uszkodzonego. Na podstawie wyników tej analizy można: 1) zdiagnozować chorobę układu mięśniowo-szkieletowego; 2) określić indywidualny program rehabilitacji; 3) przewidzieć skutki operacyjnej interwencji (w przypadku zmiany położenia miejsca przymocowania mięśnia).

C3. Biomechaniczne modele układu szkieletowego

Układ szkieletowy narządu ruchu człowieka jest bardzo skomplikowany pod względem struktury (geometrii przestrzennej) oraz właściwości mechanicznych [B2]. Składowe tego układu ulegają zmianom strukturalnym i materiałowym pod wpływem przenoszonych obciążeń mechanicznych oraz powiązanych zjawisk elektrochemicznych indukowanych wskutek tych obciążeń. Zjawiska te prowadzą do wytworzenia struktury dostosowanej do przenoszenia obciążeń zewnętrznych i wewnętrznych będących skutkiem interakcji międzysegmentalnych. Opracowanie modelu zachowania wybranej składowej układu kostnego wymaga rozwiązania szeregu skomplikowanych zadań wynikających z nieregularności geometrycznej (strukturalnej), niejednorodności materiałowej (anizotropii występującej w układzie rzeczywistym) oraz stosowanych metod obliczeniowych. W celu opracowania modelu struktury nieregularnej, która odzwierciedla układ rzeczywisty, należy rozwiązać szereg problemów numerycznych wynikających z wprowadzenia opisu analitycznego geometrii nieliniowej układu badanego. Problem ten szczególnie się komplikuje przy opracowaniu modeli siatek elementów skończonych. Wymagane jest przeprowadzenie szeregu badań numerycznych w celu uzyskania odpowiedniej siatki elementów skończonych, która zezwala na otrzymanie stabilnych rozwiązań.

Celem badań rozwijanych w zakresie trzeciego obszaru „Biomechaniczne modele układu szkieletowego" było opracowanie oryginalnych modeli numerycznych (modeli MES) wybranych fragmentów układu szkieletowego (kości udowej). **Zakres moich badań** obejmował opracowanie:

1) modelu bryłowego fragmentu kości udowej;

2) modeli fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania regularnego;

3) modeli fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania nieregularnego;

4) modeli wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania regularnego;

5) modeli wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania nieregularnego.

W.W.

Wymienione modele numeryczne zastosowano do analizy statycznej, przy założeniu, iż materiał modelowanej tkanki kostnej jest izotropowy i pracuje w zakresie liniowo-sprężystym. Do utworzenia modeli numerycznych zastosowano oprogramowanie ABAQUS.

Model bryłowy fragmentu kości udowej składa się z części górnej nasady lewej kości udowej (głowy kości udowej, szyjki kości udowej oraz krętarza większego), którą przecięto za pomocą płaszczyzny czołowej i poprzecznej [A4, B2]. Fragment ten jest traktowany jako struktura bryłowa (tzn. model w skali makro), która dokładnie odwzoruje powierzchnię zewnętrzną, ale nie odtwarza niejednorodnej struktury wewnętrznej, traktując ją jako jednorodne i zwarte wypełnienie. Należy podkreślić, iż w tym podejściu problem polega na uzyskaniu zbieżnej numerycznie siatki elementów skończonych, bowiem powierzchnia zewnętrzna kości jest złożoną nieliniową (zakrzywioną) powierzchnią. Zakładając, iż materiał pracuje w zakresie liniowo-sprężystym przy zadanych warunkach brzegowych oraz przyłożonym obciążeniu zewnętrznym, proponowany model może być stosowany do badań wstępnych, bowiem zezwala na uzyskanie jedynie wyników przybliżonych (model nie opisuje wpływu niejednorodnej struktury wnętrza fragmentu na zachowanie kości obciążonej).

Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania regularnego utworzono w dwóch typach: bryłowy i powłokowy [A5]. Każdy typ rusztowania zamodelowano w dwóch postaciach: 1) rusztowanie 2.5 mm (odległość charakterystyczna wynosiła 2.5 mm); 2) rusztowanie 5.0 mm (odległość charakterystyczna wynosiła 5.0 mm). Powodem utworzenia tych dwóch typów był fakt, iż do wypełnienia zadanej objętości zastosowanie modelu rusztowania z mniejszą odległością charakterystyczną wymaga większych mocy obliczeniowych (liczba stopni swobody modelu z rusztowaniem 2.5 mm jest znacznie większa w porównaniu z modelem z rusztowaniem 5.0 mm). Celem badania było sprawdzenie jaki rodzaj modelu numerycznego (bryłowy czy powłokowy) jest bardziej odpowiedni do modelowania struktury kości gąbczastej, która jest nieliniową strukturą cienkościenną. W celu przebadania zachowania zaproponowanych modeli każdy typ rusztowania został obciążony siłą: 1) ściskającą; 2) zginającą; 3) skręcającą. Do wyznaczenia wartości obciążenia przyjęto, iż obciążenie to powinno spowodować odkształcenie struktury w zadanym zakresie, który wyklucza bardzo duże odkształcenie rusztowania (np. w przypadku rusztowań typu powłokowego, które są układami cienkościennymi) lub bardzo małe odkształcenie rusztowania (których wartości są porównywalne z wartością błędu numerycznego, np. w przypadku rusztowań typu bryłowego). Każdy typ powłokowy przebadano dla dwóch grubości powłoki 0.1 mm i 0.2 mm. Model MES każdego modelu typu powłokowego został złożony z elementów skończonych typu STRI65 (sześciowęzłowe trójkątne elementy cienkie powłokowe), w których warunki Kirchhoffa są narzucane metodą numeryczną. Model MES każdego modelu typu bryłowego został opracowany jako układ: 1) elementów typu bryłowego C3D4H (czterowęzłowy liniowy element bryłowy czworościenny hybrydowy); 2) elementów typu bryłowego C3D10H (dziesięciowęzłowy nieliniowy element bryłowy czworościenny hybrydowy).

Należy podkreślić, iż zastosowanie modelu z rusztowaniem 2.5 mm pozwala na bardziej dokładne odzwierciedlenie zachowania tkanki kostnej. Jednak, posiadając ograniczone możliwości obliczeniowe, do wypełnienia większej objętości można zastosować jedynie model z rusztowaniem 5.0 mm.

Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania nieregularnego typu pierwszego utworzono w dwóch postaciach [A6, B2]: nieregularne powłokowe rusztowanie z belkami łączącymi i nieregularne bryłowe rusztowanie z belkami łączącymi. Zaproponowane modele utworzono w oparciu o ażurową budowę kości gąbczastej, która w badanym fragmencie (górna nasada kości udowej) posiada charakterystyczne ułożenie beleczek kostnych nazywane łukami gotyckimi.

WW

Ułożenie to jest wynikiem uporządkowania struktury w kierunkach głównych oddziaływania obciążeń mechanicznych.

Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania nieregularnego typu drugiego utworzono na podstawie podejścia opisanego w [B2]. Opiera się ono na obserwacji, iż w części proksymalnej kości udowej układ beleczek kości gąbczastej tworzy układ łuków gotyckich, które są ułożone w każdym fragmencie tej kości w odmiennych kierunkach głównych. Przyjęto, iż elementem podstawowym będzie zakrzywiona belka o okrągłym przekroju poprzecznym (ze średnicą równą 2 mm), której model matematyczny jest opisany za pomocą funkcji spline. W pracy wyróżniono dwa podstawowe kierunki główne, które zamodelowano w postaci dwóch płaskich wzorców kości gąbczastej: część lewa jest rozmieszczona pod kątem 70°, zaś część prawa – 90°. Do utworzenia wzorca przestrzennego kości gąbczastej ulokowano równolegle dwa płaskie wzorce oraz połączono je za pomocą poprzecznie ułożonych elementów podstawowych opisanych funkcją spline. Do przeprowadzenia obliczeń numerycznych wybrano dwa fragmenty nieregularnych rusztowań kości gąbczastej znajdujących się we fragmencie górnej nasady kości udowej: pierwszy fragment reprezentował układ ułożony pod kątem 70°, zaś drugi – układ ułożony pod kątem 90°. Do analizy numerycznej opracowano sześć modeli numerycznych rusztowań kości gąbczastej: dwa modele bryłowe, dwa modele powłokowe oraz dwa modele powłokowe z umocnieniem ułożonym w wybranej płaszczyźnie. Wyniki badań numerycznych uzyskano przy przyjęciu dla każdego numerycznego modelu rusztowania kości gąbczastej następujących warunków: 1) zerowe warunki początkowe; 2) warunki brzegowe uwzględniające zablokowanie trzech przemieszczeniowych stopni swobody; 3) obciążenie w postaci zewnętrznej siły ściskającej działające w kierunku osi Y o wartości równej 0.1 N (przy większym obciążeniu występowały problemy numeryczne spowodowane niestabilnością numeryczną wskutek bardzo dużych odkształceń składowych modelu MES). Analizując wyniki podane w [D2], wyznaczono strukturę najbardziej odkształcalną i strukturę najbardziej sztywną oraz określono wpływ umocnienia zastosowany w rusztowaniach powłokowych.

Modele wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania regularnego opracowano w dwóch postaciach [A6, B2]: 1) regularne powłokowe rusztowanie z belkami łączącymi pokryte płaszczem powłokowym w postaci typu pierwszego (ułożenie rusztowania pod kątem 0°) i typu drugiego (ułożenie rusztowania pod kątem 45°); grubość rusztowania i pokrycia wynosiła 0.2 mm; 2) regularne bryłowe rusztowanie z belkami łączącymi pokryte płaszczem bryłowym w postaci typu pierwszego (ułożenie rusztowania pod kątem 0°) i typu drugiego (ułożenie rusztowania pod kątem 45°); grubość pokrycia była równa 0.5 mm. Każdy z podanych modeli miał rusztowanie z wymiarem charakterystycznym równym 2.5 mm.

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, iż przy zadanych warunkach brzegowych (pełne usztywnienie podstawy) i obciążeniu zewnętrznym (które zostało przyłożone w postaci ciśnienia rozłożonego równomiernie o wartości 80 MPa wynikającego z wpływu ciężaru ciała podczas stania jednonożnego bez uwzględnienia oddziaływania mięśni na krętarz większy) model wycinka fragmentu powłokowego typu pierwszego (ustawienie beleczek kości gąbczastej pod kątem 0°) jest bardziej sztywny w porównaniu z modelem wycinka fragmentu powłokowego typu drugiego (ustawienie beleczek kości gąbczastej pod kątem 45°). Z kolei odwrotne zachowanie zaobserwowano w przypadku badania modeli wycinka fragmentu bryłowego: typ drugi posiadał większą sztywność w porównaniu z typem pierwszym. Z analizy stanu naprężenia podanych modeli wynika, iż maksymalne naprężenia zredukowane (von Mises'a) są generowane przy podstawie przejścia główki w szyjkę.

Modele wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania nieregularnego opracowano w oparciu o założenie, iż układ beleczek kości

WWJ

gąbczastej jest zgodny z głównymi kierunkami działania obciążeń mechanicznych. Dwa nowe modele wycinka fragmentu kości udowej składające się z obszaru kości gąbczastej i kości korowej opracowano w dwóch postaciach [A6, B2]: 1) modelu wycinka fragmentu nieregularnego powłokowego; 2) modelu wycinka nieregularnego bryłowego. Na podstawie wyników badań numerycznych wywnioskowano, iż model wycinka fragmentu nieregularnego powłokowego jest mniej sztywny niż model wycinka fragmentu nieregularnego bryłowego. Przy tym większe naprężenia zredukowane powstało w modelu bryłowym. Z analizy stanu odkształcenia wynikało, iż przeniesienie obciążenia w modelu powłokowym zachodziło w sposób rozłożony, tzn. wzdłuż całego obszaru przejścia głowy w szyjkę. Z kolei w modelu bryłowym odkształcenie zachodziło tylko przy podstawie przejścia główki w szyjkę wraz z zdeformowaniem górnej części modelu wycinka. Na podstawie tej analizy można stwierdzić, iż odkształcenie modelu uzyskane za pomocą modelu powłokowego jest bardziej zbliżone do odkształcenia układu rzeczywistego.

W omawianym zakresie badawczym przeprowadziłam także badanie wpływu nieregularności geometrycznych oraz opracowałam numerycznie stabilne modele siatek elementów skończonych przy założeniu, iż izotropia materiałowa została zachowana. Na postawie przeprowadzonych badań wywnioskowano, iż:

1) struktura nieregularna potrafi przenieść większe obciążenie w porównaniu ze strukturą regularną;
2) przestrzenne ułożenie belek w rusztowaniu kości gąbczastej (oraz kąt ułożenia poszczególnych belek zakrzywionych) ma bardzo duży wpływ na sztywność tego rusztowania;
3) numeryczne modele powłokowe są bardziej odpowiednie do modelowania gąbczastej struktury rzeczywistej (ze względu na sposób przenoszenia obciążenia mechanicznego), jednak przeprowadzenie numerycznej analizy modeli powłokowych wymaga dużych mocy obliczeniowych.

Zaproponowane modele można zastosować do:

1) modelowania zachowania układu kości gąbczastej wybranego fragmentu kości długiej, która ulega dynamicznemu obciążeniu zewnętrznemu (np. podczas chodu i biegu);
2) modelowania fragmentów sztucznych, zastępujących ubytki kości gąbczastej, podczas rekonstrukcji układu szkieletowego człowieka;
3) badania interakcji w układzie kość-implant, która pojawia się podczas procesu użytkowania stawu sztucznego (zjawisko ekranowania naprężeń).

C4. Biomechaniczne modele chodu

Z punktu widzenia mechaniki chód człowieka jest rozpatrywany jako okresowe ruchy kończyn dolnych zapewniające naprzemienne występowanie faz dwunożnego i jednonożnego podparcia. Cechą charakterystyczną chodu jest przeniesienie ciężaru ciała podczas poszczególnych faz chodu z jednoczesnym zachowaniem stabilnej postury. Chód jest czynnością, która jest kontrolowana przez układ nerwowy oraz zachodzi dzięki współdziałaniu układu mięśniowego i szkieletowego. Mózg steruje aktywnością zespołu mięśniowego, przy tym pobudzenie mięśni zależy od sprzężenia nerwowego przekazywanego przez drogi sensoryczne [B2]. Do wyznaczenia aktywności mięśni podczas badania nieinwazyjnego jest stosowana elektromiografia powierzchniowa (EMG). Zezwala ona na wyznaczenie okresów aktywności mięśni powierzchniowych podczas poszczególnych faz chodu.

Na podstawie danych pomierzonych za pomocą systemu do analizy ruchu i platformy dynamometrycznej można oszacować udział poszczególnych segmentów w napędzaniu ciała, które prowadzi do przesunięcia ciała do przodu. Zachodzi ono w końcowym etapie fazy stania jednej kończyny, gdy górna część ciała jest przesuwana w kierunku kończyny wchodzącej w etap interakcji z podłożem (przy chodzie prawidłowym). Na podstawie wyników kinematycznych można także określić funkcje poszczególnych stawów, np. czy staw skokowy i staw kolanowy pracują jako połączenia ruchliwe czy jako połączenia sztywne.

Celem badań rozwijanych w zakresie czwartego obszaru „Biomechaniczne modele chodu" było opracowanie oryginalnych modeli, które opisują zachowanie ciała podczas chodu normalnego oraz mogą być zastosowane do opracowania systemu sterowania urządzenia zewnętrznego (egzoszkieletu) wspomagającego/usprawniającego chód. **Zakres moich badań** obejmował opracowanie:

1) wieloczłonowych biomechanicznych modeli chodu (Model 6DOF i Model 7DOF), które można zastosować do opisania chodu normalnego (symetrycznego) w fazie podparcia jednonożnego (gdy układ posiada konfigurację układu otwartego) i podparcia dwunożnego (gdy układ posiada konfigurację układu zamkniętego), oraz metody weryfikacji zaproponowanych wieloczłonowych biomechanicznych modeli chodu;
2) wieloczłonowych biomechanicznych modeli (układ o 6DOF i układ o 7DOF), które można zastosować do modelowania przypadku zawieszenia za pomocą jednego połączenia przegubowego połączonego z podłożem przy przyjętych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących w stawach oraz oddziaływaniu momentów zewnętrznych na poszczególne segmenty modelu;
3) metody wyznaczenia funkcjonowania wybranych mięśni podczas chodu symetrycznego.

Ponadto przyjęto, iż w każdym biomechanicznych modelu: 1) każdy staw łączący dwa sąsiednie segmenty jest obciążony momentem pochodzącym od oddziaływania składowych biernych stawu (torebki stawowej i więzadeł) modelowanych w postaci modelu złożonego z równoległego połączenia elementu sprężystego i elementu tłumiącego; 2) oddziaływanie między podłożem a powierzchnią stopy zachodzi podczas zapoczątkowania fazy dwunożnego podparcia.

Samodzielnie opracowałam modele biomechaniczne z wykorzystaniem metody Newtona-Eulera. Modele te można zastosować do analizy kinematycznej i analizy dynamicznej (rozwiązania prostego lub odwrotnego zadania dynamiki).

Pierwszy model biomechaniczny (**Model 6DOF**) opisuje zachowanie ciała w postaci płaskiego układu o sześciu stopniach swobody składającego się z sześciu segmentów, w którym górna część ciała (głowa, szyja, tułów i kończyny górne) jest modelowana w postaci skupionej siły działającej w środku ciężkości górnej części ciała [B2]. Oddziaływanie tej siły modelowano w postaci obciążenia (siły i momentu tej siły) przenoszonego przez staw biodrowy, tzn. kończynę dolną podpartą. **Drugi model biomechaniczny** (**Model 7DOF**) opisuje zachowanie ciała w postaci płaskiego układu o siedmiu stopniach swobody (układ drzewiasty) składającego się z siedmiu segmentów, w którym górna część ciała (głowa, szyja, tułów i kończyny górne) jest modelowana w postaci jednego segmentu połączonego ze stawem biodrowym (modelowanym w postaci układu o jednym obrotowym stopniu swobody) [B2]. Implementację numeryczną modeli matematycznych (Model 6DOF i Model 7DOF) wykonywano za pomocą własnych skryptów opracowanych w oprogramowaniu MATLAB. Weryfikację zaproponowanych modeli przeprowadzono dla zadania odwrotnego dynamiki w płaszczyźnie strzałkowej ciała. Procedurę weryfikacji przeprowadzono poprzez porównanie składowej pionowej i składowej poziomej siły interakcji z podłożem

zmierzonych podczas chodu ze składową pionową i składową poziomą siły uzyskanych w wyniku obliczeń numerycznych dla Modelu 6DOF i dla Modelu 7DOF [B2]. W celu przeprowadzenia analizy kinetycznej wyznaczono także momenty stawowe i siły reakcji stawowych w poszczególnych stawach. Na podstawie wyników weryfikacji wywnioskowano, iż: 1) model 6DOF pozwala uzyskać zbliżoną wartość składowej pionowej reakcji podłoża podczas etapu jednonożnego i dwunożnego podparcia, przy tym prawie całkowicie odtwarza składową poziomej reakcji podłoża w środkowym etapie jednonożnego podparcia; 2) model 7DOF pozwala uzyskać bardzo zbliżoną wartość składowej pionowej reakcji podłoża podczas etapu jednonożnego i dwunożnego podparcia, przy tym tylko częściowo odtwarza poziomą składową reakcji podłoża. Należy pamiętać, iż modele 6DOF i 7DOF powinny być stosowane z dużą ostrożnością do analizy chodu, który charakteryzuje się asymetrią. Wynika to z faktu, iż zaproponowane modele biomechaniczne opisują jedynie ruch zachodzący w jednej płaszczyźnie (płaszczyźnie strzałkowej ciała). Stosując modele 6DOF i 7DOF do rozwiązania zadania odwrotnego dynamiki, można obliczyć wartości momentów zewnętrznych, które powinny być wygenerowane przez silniki w przegubach egzoszkieletu stosowanego do rehabilitacji kończyn dolnych. Można także uzyskać dane niezbędne do zaprojektowania konstrukcji mechanicznej egzoszkieletu oraz opracowania systemu sterowania do realizacji ruchu zadanego w wyznaczonym zakresie stabilności ruchu.

Płaskie modele wieloczłonowe (model 6DOF i model 7DOF) można także stosować do **modelowania stanu zawieszenia za pomocą jednego połączenia przegubowego połączonego z podłożem** przy przyjętych parametrach elementów sprężysto-tłumiących działających w stawach oraz momentach zewnętrznych. Wymaga to rozwiązania prostego zadania dynamiki przy założeniu, iż kontakt z podłożem zostaje zachowany za pomocą jednego połączenia przegubowego (punkt *O*) [B2].

W celu określenia funkcji mięśni wybranych do realizacji chodu zaproponowano **metodę wyznaczenia funkcjonowania wybranych mięśni podczas chodu symetrycznego** [B2]. Metoda obejmuje badanie ruchu symetrycznego, który zachodzi w płaszczyźnie strzałkowej ciała, przy jednoczesnym rejestrowaniu aktywności czterech najważniejszych mięśni zaangażowanych w realizację ruchu kończyny prawej dolnej (Tibialis Anterior, Rectus Femoris, Gastrocnemius Medialis, Biceps Femoris). Zaproponowana metoda polega na wyznaczeniu stanu poszczególnych stawów wybranej kończyny dolnej (stawu skokowego, stawu kolanowego i stawu biodrowego). Pojęcie stanu stawu obejmuje określenie czy staw jest usztywniony (zablokowany, tzn. pracuje jako połączenie nieruchome) czy jest rozluźniony (odblokowany, tzn. pracuje jako staw zawiasowy). Zgodnie z zaproponowaną metodą stan stawu najpierw jest określany za pomocą danych kinematycznych, biorąc pod uwagę wpływ siły ciężkości na konfigurację układu szkieletowego. Następnie na podstawie danych z elektromiografii powierzchniowej oraz analizy funkcjonowania mięśni badanych można sprawdzić czy występuje mechanizm współskurczu. Na podstawie wyników analizy kinematycznej oraz obliczonych momentów stawowych można określić etapy obciążenia i etapy odciążenia poszczególnych stawów.

C5. Projektowanie urządzeń do rehabilitacji

Urządzenia do rehabilitacji są stosowane do usprawniania zaburzonych funkcji motorycznych, które można częściowo lub całkowicie odtworzyć [B2]. Podstawowym problemem jest określenie współpracy między dwoma systemami: systemem żywym (składową narządu ruchu człowieka) i urządzeniem do rehabilitacji. Rodzaj współpracy pomiędzy tymi systemami zależy od stopnia uszkodzenia systemu żywego, etapu ruchu oraz wpływu obciążeń zewnętrznych (np. oddziaływania

grawitacyjnego). Należy podkreślić, iż podstawową funkcją urządzenia do rehabilitacji jest wspomaganie wykonywania ruchów oraz przygotowanie pacjenta do wykonania ruchów samodzielnych.

Celem badań rozwijanych w zakresie piątego obszaru „Projektowanie urządzeń do rehabilitacji" było opracowanie oryginalnej koncepcji projektowania urządzeń do rehabilitacji w oparciu o zasady zachowania układu żywego. Zgodnie z autorskim podejściem projektowanie urządzeń do rehabilitacji powinno się opierać o przewidywanie zachowania układu rehabilitowanego w oparciu o zasady biomechaniki mięśnia, biomechaniki zespołów mięśniowo-szkieletowych i teorii sterowania ruchem w układach żywych. **Zakres moich badań** obejmował opracowanie **oryginalnej koncepcji projektowania urządzenia do rehabilitacji kończyny górnej do wykonania ruchów płaskich**.

Autorską koncepcję przedstawiono w postaci zasad teoretycznych opisujących tryby pracy urządzenia do rehabilitacji kończyny górnej do wykonania ruchów płaskich [B2, C4]. Założenia koncepcji są następujące: sterowanie pracą urządzenia powinno bazować na danych uzyskiwanych w czasie rzeczywistym, które opisują stan kończyny górnej badanej, stan urządzenia do rehabilitacji (praca w trybie: nadzorowania, prowadzenia, przejściowym prowadzenie-nadzorowanie, przejściowym nadzorowanie-prowadzenie), stopień współdziałania pomiędzy urządzeniem do rehabilitacji a rehabilitowaną kończyną górną, etap programu rehabilitacji oraz stan pacjenta. Stan kończyny górnej powinien być określany za pomocą danych elektromiografii powierzchniowej wybranych mięśni badanych, danych kinematycznych (określających położenia poszczególnych segmentów) oraz danych kinetycznych (momentów stawowych obliczanych za pomocą modelu analitycznego). W celu analizy związku statystycznego między poszczególnymi danymi należy stosować zasady teorii sterowania ruchem w układach żywych.

C6. Możliwości aplikacyjne

Przedstawiony do oceny dorobek naukowy obejmuje szereg zagadnień związanych z modelowaniem zachowania składowych układu mięśniowo-szkieletowego człowieka. Modele utworzono z wykorzystaniem zasad mechaniki przy uwzględnieniu wybranych cech fizjologii układu badanego. Możliwości aplikacyjne zaproponowanych rozwiązań są następujące:

- Biomechaniczne modele mięśni szkieletowych (C1) można stosować do modelowania zachowania (skurczy) mięśni rzeczywistych obłych i pierzastych. Zaproponowane podejście do modelowania zezwala na oszacowanie składowej aktywnej i składowej pasywnej siły skurczu mięśnia oraz siły kurczliwej produkowanej przez mięsień (siła ta jest różnicą składowej aktywnej i składowej pasywnej mięśnia). Należy podkreślić, iż proponowany sposób modelowania zachowania mięśnia jest podejściem oryginalnym w zakresie biomechaniki mięśnia i można go stosować do rozwiązania prostego i/lub odwrotnego zadania dynamiki.
- Biomechaniczne modele układów mięśniowo-szkieletowych (C2) można stosować do modelowania zachowania ruchu płaskiego układu składającego z dwóch lub trzech segmentów lub ruchu kulistego jednego segmentu. W modelach tych są uwzględniane oddziaływania mięśni szkieletowych których zachowanie jest opisane za pomocą oryginalnych modeli zaproponowanych w (C1). Przedstawione modele można wykorzystać do rozwiązania zadania prostego dynamiki, które odzwierciedla proces nauczania ruchu, i zadania odwrotnego dynamiki. Modele te można także stosować do opracowania systemu sterowania urządzenia zewnętrznego, które będzie nadzorować wykonanie ruchu lub powodować zadany ruch wybranej składowej kończyny górnej/dolnej człowieka.

- Biomechaniczne modele układu szkieletowego (C3) można stosować do modelowania zachowania fragmentu kości gąbczastej oraz wyprodukowania fragmentu kości sztucznej do rekonstrukcji układu kostnego.
- Biomechaniczne modele chodu (C4) można wykorzystać do analizy ruchu normalnego (zachodzącego w jednej płaszczyźnie) oraz użyć do opracowania systemu sterowania egzoszkieletu kończyn dolnych (urządzenia zewnętrznego nadzorującego/wspomagającego proces chodzenia).
- Przedstawiona koncepcja projektowania urządzeń do rehabilitacji (C5) pozwala na zaprojektowanie systemu sterowania urządzenia, które w sposób inteligentny może dobierać właściwy tryb pracy urządzenia. Należy zaznaczyć, iż dobór trybu pracy powinien opierać się na przewidywaniu zachowania rehabilitowanego układu żywego. Przewidywanie to może być określone za pomocą zaproponowanych biomechanicznych modeli układów mięśniowo-szkieletowych (C2) oraz zasad teorii sterowania ruchem, która zezwalana na sformułowanie związków statystycznych między danymi kinematycznymi, danymi kinetycznymi oraz danymi sygnałów elektromiografii powierzchniowej.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo - badawczych

5.1. Działalność naukowa prowadzona po uzyskaniu stopnia naukowego doktora

A) Publikacje naukowe:

Artykuły:

[W1] Zagrodny B., Ludwicki M., **Wojnicz W. (31%)**, Mrozowski J., Awrejcewicz J., Cooperation of mono- and bi-articular muscles: human lower limb. Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions, 2018, s.1-7 (**IF(2016) – 1.489, 25p.**).

[W2] Bobrowski K., **Wojnicz W. (40%)**, Lipiński K., Numerical analysis of mechanical properties of an infill structure used in 3D printings. Inżynieria Materiałowa Materials Engineering, Nr 1(221), 2018, s.15-21 (**13 p.**).

Artykuły w druku:

[W3] **Wojnicz W. (70%)**, Zagrodny B., Ludwicki M., Syczewska M., J. Mrozowski, Awrejcewicz J., Approach for determination of functioning of lower limb muscles. Springer Proceedings in Mathematics & Statistics, 2018 (publikacja planowana do indeksowana w Web of Science).

Publikacje recenzowane niepunktowane (rozdziały):

[D1] **Wojnicz W. (80%)**, Wittbrodt E., Chosen aspects of muscle biomechanics. Dynamical Systems, Nonlinear Dynamics and Control. 11–th Conference on Dynamical Systems, Theory and Applications, red. Awrejcewicz J. i in., 2011, s. 263-268 (rozdział w monografii recenzowanej).

W.W.

[D2] **Wojnicz W. (75%)**, Wittbrodt E., FEM approach to modeling of an irregular trabecular structure. Shell Structure – Theory and Applications. Vol.4, 2018, s. 519-522 (rozdział w monografii recenzowanej).

Publikacje recenzowane punktowane (rozdziały):

[E1] Ludwicki M., Zagrodny B., **Wojnicz W. (10%)**, Mrozowski J., Awrejcewicz J., Influence of additional loads on chosen gait parameters and muscles activity, Vibrations in Physical Systems (VIBSYS 2016), vol. XXVII, ed. Cempel C., Dobry M.W., Stręk T., Poznan, 2016, s. 227-236 (**5p.**)

[E2] Morawska N., **Wojnicz W. (50%)**, Stawicki M., Zastosowanie EMG do analizy wybranych ruchów kończyny górnej. Aktualne Problemy Biomechaniki, 11/2016, s. 103-108 (**4p.**)

Publikacje recenzowane niepunktowane:

[F1] Olszewski H., **Wojnicz W. (50%)**, Wittbrodt E., Musculo-skeletal model of upper and lower limb. Part I: chosen aspects of skeletal system modelling. International conference of the Polish Society of Biomechanics „BIOMECHANICS 2012". Book of abstracts. Oficyna Wydawnictwa Politechniki Białostockiej, Białystok, 2012, s. 223-224.

[F2] **Wojnicz W. (90%)**, Wittbrodt E., Application of musculo-skeletal model for design of upper limb rehabilitation systems. International conference of the Polish Society of Biomechanics „BIOMECHANICS 2014". Book of abstracts. Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź, 2014, s. 245-246.

[F3] **Wojnicz W. (30%)**, Lipiński K., A redundantly actuated 4RRR planar parallel manipulator and sensitivity of its trajectory inexactness to inertia parameters of its limb. 3rd Polish Congress of Mechanics and 21st International Conference on Computer Methods in Mechanics, Vol. 1, ed. M. Kleiber, T. Burczyński, K. Wilde, J. Górski, K. Winkelmann, Ł. Smakosz, Polish Society of Theoretical and Applied Mechanics, Gdańsk, Politechnika Gdańska, 2015, s. 473-474.

[F4] **Wojnicz W. (70%)**, Zagrodny B., Ludwicki M., Mrozowski J., Awrejcewicz J., Wittbrodt E., Biomechanical model for gait analysis in a sagittal plane, „BIOMECHANICS 2016". Book of abstracts, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudzkiego w Warszawie, Biała Podlaska, 2016, s. 311-312.

[F5] Zagrodny B., Ludwicki M., **Wojnicz W. (8%)**, Awrejcewicz J., Cooperation of mono- and bi-articular muscles: human lower limb „BIOMECHANICS 2016". Book of abstracts, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudzkiego w Warszawie, Biała Podlaska, 2016, s. 321-322.

[F6] **Wojnicz W. (70%)**, Barański R., Wittbrodt E., Estimation of influence of upper limb stabilization on the isometric grip „BIOMECHANICS 2016". Book of abstracts, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudzkiego w Warszawie, Biała Podlaska, 2016, s. 309-310.

[F7] Barański R., **Wojnicz W. (25%)**, Moskała U., Best parameter for force grip estimation based on sEMG signal „BIOMECHANICS 2016". Book of abstracts, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudzkiego w Warszawie, Biała Podlaska, 2016, s. 45-46.

[F8] Bobrowski K., **Wojnicz W. (5%)**, Lipiński K., Analiza numeryczna własności mechanicznych wypełnienia wydruku 3D oraz tworzenie modelu uproszczonego. XIV Konferencja Naukowo-Techniczna Techniki Komputerowe w Inżynierii, 2016, 2s.

[F9] Bobrowski K., **Wojnicz W. (5%)**, Lipiński K., Numerical modeling of 3D printout using line (1D) elements. XXIII International Symposium Research-Education-Technology. Stralsund, Host Hochschule Stralsund, 2017, s.15-22.

W.W.

B) Sumaryczny impact factor według listy Journal Citation Reports (JCR):

IF(2016) = 5.212

IF (zgodnie z rokiem wydania) = 3.667

C) Liczba cytowań publikacji według bazy Web of Science (WoS):

Sum of Times Cited = 16, without self citations = 7
Citing articles = 10, without self citations = 5
(Data sprawdzenia 05.04.2018)

D) Indeks Hirscha według bazy Web of Science (WoS):

h-index = 3
(Data sprawdzenia 05.04.2018)

E) Udział w projektach badawczych:

1. **Realizacja projektu własnego (główny wykonawca)**: N N501 315639; 3156/B/T02/2010/39; MNiSW; Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny; Modelowanie w biomechanice: dynamika kończyny górnej, kończyny dolnej oraz odcinka lędźwiowego kręgosłupa; 2010-2013; Kierownik: Prof. dr hab. inż. E. Wittbrodt; wartość: 358 720 PLN.
2. **Współudział w realizacji projektu NCN OPUS 9 (konsultant):** OPUS 9, Nr 2015/17/B/ST8/01700; NCN; Politechnika Łódzka, Wydział Mechaniczny; Modelowanie, analiza kinematyczno-dynamiczna i symulacyjna prototypu egzoszkieletu do rehabilitacji osób z niepełnosprawnością ruchową kończyn dolnych; 2016-2018; Kierownik: Prof. dr hab. inż. J. Awrejcewicz; wartość: 999 600PLN.
3. **Realizacja dotacji celowej (główny wykonawca, udział 50%):** Nr 6572/IA/SP/2016 z dn.30.05.2016; MNiSW; Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny; Dotacja celowa na zakup aparatury naukowo-badawczej stanowiącej dużą infrastrukturę badawczą; Stanowisko specjalistyczne do badań mechanicznych i biomechanicznych nowoczesnych materiałów - biomateriałów, implantów, kompozytów i materiałów trudnoskrawalnych; 2016-2018; Kierownik: Prof. dr hab. inż. E. Wittbrodt; wartość: 4 949 000 PLN.

F) Nagrody za działalność naukową:

Nagroda Rektora Politechniki Gdańskiej: nagroda zespołowa III stopnia za szczególne osiągnięcia naukowe w 2012 r.

G) Wygłoszenie referatów na międzynarodowych i krajowych konferencjach tematycznych:

Uczestnictwo w konferencjach (2009 –):

2018 Krajowe Sympozjum „ANALIZA RUCHU – TEORIA I PRAKTYKA W ZASTOSOWANIACH KLINICZNYCH", Instytut „Pomnik - Centrum Zdrowia Dziecka", Warszawa, **wygłoszenie referatu** „Metoda wyznaczania zależności między aktywnością wybranych mięśni kończyny dolnej a położeniem środka nacisku przy zadanej pozycji początkowej", współautorzy: Zagrodny B., Ludwicki M., Syczewska M., Mrozowski J., Awrejcewicz J.

2017 Międzynarodowa Konferencja „14-TH CONFERENCE ON DYNAMICAL SYSTEMS THEORY AND APPLICATIONS", Łódź, **przedstawienie posteru** „Approach for determination of functioning of lower limb muscles", współautorzy: Zagrodny B., Ludwicki M., Syczewska M., J. Mrozowski, Awrejcewicz J.

2017 Międzynarodowa Konferencja „SHELL STRUCTURES: THEORY AND APPLICATION", Gdańsk, **wygłoszenie referatu** „FEM approach to modeling of an irregular trabecular structure", współautor: Wittbrodt E.

W.W

2017 Motor Control Summer School-XIV held on July 9-14, 2017 in The Casa de Retiros Vila Fátima, Florianopolis, Brazil, **przedstawienie posteru** „Concept of intelligent system for rehabilitation to improve motor coordination", współautor: Wittbrodt E.

2017 Krajowe Sympozjum „ANALIZA RUCHU - TEORIA I PRAKTYKA W ZASTOSOWANIACH KLINICZNYCH", Instytut „Pomnik - Centrum Zdrowia Dziecka", Warszawa, **wygłoszenie referatu** „Metoda wyznaczania aktywności mięśni biorących udział w realizacji chodu symetrycznego", współautorzy: Zagrodny B., Ludwicki M., Goethel M.F., Mrozowski J., Awrejcewicz J.

2016 Międzynarodowa Konferencja „BIOMECHANICS 2016", Łódź, **wygłoszenie referatu nr 1** „Biomechanical model for gait analysis in a sagittal plane", współautorzy: Zagrodny B., Ludwicki M., Mrozowski J., Awrejcewicz J., Wittbrodt E.; **wygłoszenie referatu nr 2** „Estimation of influence of upper limb stabilization on the isometric grip", współautorzy: Barański R., Wittbrodt E.

2015 Międzynarodowa Konferencja „13-TH CONFERENCE ON DYNAMICAL SYSTEMS THEORY AND APPLICATIONS", Łódź, **wygłoszenie referatu nr 1** „Numerical Model of Femur Part" współautorzy: Olszewski H., Lipiński K., Wittbrodt W.; **wygłoszenie referatu nr 2** „Mathematical model of pennate muscle", współautorzy: Zagrodny B., Ludwicki M., Awrejcewicz J., Wittbrodt E.

2015 Międzynarodowa Konferencja „3-RD POLISH CONGRESS OF MECHANICS AND 21ST INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER METHODS IN MECHANICS", Gdańsk, współudział w opracowaniu referatu.

2014 Międzynarodowa Konferencja „BIOMECHANICS 2014", Łódź, **wygłoszenie referatu** „Application of musculo-skeletal model for design of upper limb rehabilitation systems", współautor: Wittbrodt E.

2013 Międzynarodowa Konferencja „12-TH CONFERENCE ON DYNAMICAL SYSTEMS THEORY AND APPLICATIONS", Łódź, **wygłoszenie referatu** „Modelling of planar movement of upper limb", współautor: Wittbrodt E.

2013 Międzynarodowa Konferencja „SHELL STRUCTURES: THEORY AND APPLICATION", Gdańsk, **wygłoszenie referatu** „Chosen aspects of skeletal systems modeling – numerical solid and shell models of femur part", współautorzy: Olszewski H., Wittbrodt E.

2012 Międzynarodowa Konferencja „BIOMECHANICS 2012", Białystok, **wygłoszenie referatu** „Musculo-skeletal model of upper and lower limb. Part I: chosen aspects of skeletal system modelling", współautorzy: Olszewski H., Wittbrodt E.

2011 Międzynarodowa Konferencja „11-TH CONFERENCE ON DYNAMICAL SYSTEMS THEORY AND APPLICATIONS", Łódź, **wygłoszenie referatu** „Chosen aspects of muscle biomechanics", współautor: Wittbrodt E.

H) Uczestnictwo w programach europejskich oraz innych programach międzynarodowych i krajowych

Udział w międzynarodowych programach naukowych:

1. **ERASMUS+, Université de Lorraine École Nationale d'Ingénieurs de Metz, Francja, 19.11.2017 – 24.11.2017. "BIOCAD" course (12h): Lectures** (Fundamentals of muscle physiology applied in biomechanics; Muscle biomechanics; Muscular system biomechanics; Fundamentals of electromyography measurement); **Tutorials** (Estimation of COM by using Zatsiorky approach; Biomechanics of glenohumeral joint. Biomechanics of elbow joint; Dynamics of planar motion of the upper limb; Muscular system biomechanics: an application of static optimization technique to solve the muscle redundancy problem; Muscle biomechanics: rheological models of muscle).

W.W

2. **ERASMUS+, Université de Lorraine École Nationale d'Ingénieurs de Metz, Francja, 12.11.2016 – 17.11.2016. "BIOCAD" course (12h): Lectures** (Principles of muscle physiology used in biomechanics; Muscle biomechanics; Muscle system biomechanics; Principles of EMG and sEMG measurement); **Tutorials** (Biomechanics of glenohumeral joint; Biomechanics of elbow joint; Dynamic equation of planar motion of elbow joint; Muscle system biomechanics - estimation of muscle share by using static optimization technique; Muscle biomechanics - rheological models of muscle).
3. **ERASMUS+, École Nationale d'Ingénieurs de Metz, Francja, 11.11.2015 – 19.11.2015. "BIOCAD" course (12h): Lectures** (Principles of muscle physiology used in biomechanics; Muscle biomechanics; Muscle system biomechanics; Biomechanics of humeral joint. Biomechanics of elbow joint; Principles of EMG and sEMG measurement); **Tutorials** (Dynamic equation of planar motion of elbow joint; Muscle system biomechanics: estimation of muscle share by using static optimization technique; Muscle biomechanics: rheological models of muscle).
4. **ERASMUS+, École Nationale d'Ingénieurs de Metz, Francja, 29.11.2014 – 03.12.2014. Teaching programme (8h)**: Muscle biomechanics and modeling; Muscles system biomechanics and modeling; Skeletal system biomechanics and modeling; Measurements in biomechanics (sEMG analysis and capture motion analysis).
5. **ERASMUS, École Nationale d'Ingénieurs de Metz, Francja, 07.12.2010 – 11.12.2010. Teaching programme (8h)**: Biomechanics of musculoskeletal system. Modelling and simulation of muscles' system behaviour.

Udział w krajowych programach naukowych:

1. Prowadzenie **kursu autorskiego „Symulacje komputerowe w biomechanice" (8h)**, Kurs podyplomowy „Symulacje komputerowe dla inżynierów", Wydział Fizyki Technicznej i Matematyki Stosowanej Politechniki Gdańskiej, sem. letni 2017/2018 (w realizacji).
2. Prowadzenie **kursu autorskiego „Symulacje komputerowe w biomechanice" (8h)**, Kurs podyplomowy „Symulacje komputerowe dla inżynierów", Wydział Fizyki Technicznej i Matematyki Stosowanej Politechniki Gdańskiej, sem. letni 2016/2017.
3. Prowadzenie **kursu autorskiego „Symulacje komputerowe w biomechanice" (4h)**, Kurs podyplomowy „Symulacje komputerowe dla inżynierów", Wydział Fizyki Technicznej i Matematyki Stosowanej Politechniki Gdańskiej, sem. letni 2015/2016.
4. Wygłoszenie **seminarium „Wybrane aspekty biomechaniki układu mięśniowo-szkieletowego oraz zastosowanie elektromiografii do analizy biomechanicznej"**, Polskie Towarzystwo Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, Oddział Gdański, Politechnika Gdańska, 05.12.2017.

I) Członkostwo w międzynarodowych i krajowych organizacjach oraz towarzystwach naukowych:

2017	Członek **Sekcji Biomechaniki Komitetu Mechaniki Polskiej Akademii Nauk** (od 24.02.2017)
2016	Członek **Zarządu Polskiego Towarzystwa Biomechaniki** (od 06.09.2016)
2016	Członek Stowarzyszony **Sekcji Biomechaniki Komitetu Mechaniki Polskiej Akademii Nauk** (od 06.09.2016)
2015	Członek **Polskiego Towarzystwa Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej** (od 16.02.2015).
2006	Członek **Polskiego Towarzystwa Biomechaniki**

J) Opieka naukowa nad doktorantami w charakterze opiekuna naukowego lub promotora pomocniczego:

Promotor pomocniczy: Mgr inż. Anna Kaczmarek-Peniašková, "Wpływ geometrii korpusu piły tarczowej na wartości krytycznych prędkości obrotowych" (promotor pomocniczy od 05.07.17, Wydział Mechaniczny Politechniki Gdańskiej).

K) Staże w zagranicznych i krajowych ośrodkach naukowych lub akademickich:

1. **Staż naukowy krajowy (29.08.2016 – 10.03.2017):** Katedra Automatyki, Biomechaniki i Mechatroniki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Łódzka, Opiekun stażu naukowego: Prof. dr hab. inż. Jan Awrejcewicz, zakres stażu naukowego obejmował wykonanie wybranych zadań znajdujących się w zakresie grantu OPUS 9 No. 2015/17/B/ST8/01700.
2. **Staż naukowy zagraniczny (9.07.2017 – 14.07.2017):** Motor Control Summer School-XIV, The Casa de Retiros Vila Fátima, Florianopolis, Brazil, Organizator – Motor Control Lab, Department of Kinesiology, The Pennsylvania State University.

L) Recenzowanie publikacji w czasopismach międzynarodowych i krajowych

Recenzowanie artykułów naukowych:

2018 – Vibrations in Physical Systems (czasopismo międzynarodowe)
2017 – Aktualne Problemy Biomechaniki (czasopismo krajowe) (3 artykuły)
2016 – Discontinuity, Nonlinearity and Complexity (czasopismo międzynarodowe)
2016 – Aktualne Problemy Biomechaniki (czasopismo krajowe)
2015 – Mechatronics (czasopismo międzynarodowe)
2014 – Dwu-stronicowe streszczenia międzynarodowej konferencji "BIOMECHANICS 2014"
2014 – Ain Shams Engineering Journal (czasopismo międzynarodowe)
2013 – Wydawnictwo Olsztyńskiej Wyższej Szkoły Informatyki i Zarządzania (czasopismo krajowe)
2013 – Acta of Bioengineering and Biomechanics (czasopismo międzynarodowe)
2012 – Acta of Bioengineering and Biomechanics (czasopismo międzynarodowe)
2012 – Differential Equations and Dynamical Systems (czasopismo międzynarodowe)
2011 – Advances in Materials Science (czasopismo międzynarodowe)

M) Inne osiągnięcia

Opracowałam wniosek grantowy do konkursu nr 39 MNiSW (wniosek uzyskał dofinansowanie) oraz trzy wnioski grantowe do NCN („SYMFONIA 2", „MAESTRO 6" oraz „OPUS 11") (wnioski te nie uzyskały dofinansowania). Brałam udział w opracowaniu wniosku na przyznanie środków finansowych na zakup aparatury naukowo-badawczej stanowiącej dużą infrastrukturę badawczą do MNiSW (wniosek uzyskał dofinansowanie). Brałam także udział w przygotowaniu międzynarodowego wniosku COST OC-2016-2-21596 (wniosek nie uzyskał dofinansowania).

Opieka naukowa nad stażem naukowym: Dr inż. Robert Barański (AGH w Krakowie), 02.11.2015 – 29.02.2016, Katedra Mechaniki i Mechatroniki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Gdańska, zakres opieki naukowej: Nowoczesne metody analizy sygnałów EMG.

W.W

Szkolenia ukończone uzyskaniem certyfikatów:

2017.12: Technomex: zastosowanie 8 kanałowego systemu Noraxon TeleMyo DTS do pomiaru elektromiografii powierzchniowej.

2017.09: ZWICK/ROELL: obsługa stanowiska do badań dwuosiowych, oprogramowanie testXpert II oraz instrukcja bezpieczeństwa zgodna z dyrektywą maszynową 2006/42/EG.

2014.10: TECHNOMEX: The city of Lodz – the most modern center of motion analysis in Poland. Łódź.

2013.07: Abaqus Seminar Certificate: Abaqus/CAE: Geometry Import and Meshing, Writing User Subroutines. Budsoft Poznań.

2013.03: TECHNOMEX: obsługa systemu do rejestracji i analizy SEMG NORAXON, Gliwice.

2013.03: TECHNOMEX: obsługa systemu do analizy ruchu CONTEMPLAS TEMPLO, Gliwice.

2012.09: Scientific Workshop. International Conference of the Polish Society of Biomechanics. Białystok University of Technology.

2011.09: Strain gauges installation. Pracownia Tensometrii Elektrooporowej "TENMEX". Lodź.

2011.05: Innovation Course – oprogramowanie MIMICS. SOLVMED. Wisła.

2011.03: INSTRON - użytkowanie maszyny wytrzymałościowej Instron 8503H1732. Gdańsk.

2011.02: Introduction to Abaqus/Standart, Abaqus/Explicit and Abaqus/CAE. Budsoft Poznań.

Rozwój Laboratorium Biomechanicznego:

1) Zastosowanie elektromiografii powierzchniowej;

2) System do analizy ruchu "TEMPO CONTEMPLAS".

5.2. Działalność naukowa prowadzona przed uzyskaniem stopnia naukowego doktora

Zakres mojej działalności naukowej zrealizowanej w okresie 2000-2009 na Wydziale Mechanicznym Politechniki Gdańskiej obejmował wygłoszenie referatów na siedmiu konferencjach („BIOMECHANICS 2006", Zakopane; XIV Krajowa Konferencja Naukowa „BIOCYBERNETYKA I INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA", Częstochowa 2005; „MAJÓWKA MŁODYCH BIOMECHANIKÓW 2005", Szczyrk; "BIOMECHANICS 2004", Gdańsk; „MAJÓWKA MŁODYCH BIOMECHANIKÓW 2004", Szczyrk; „BIOMECHANICS 2003", Poznań; XIII Krajowa Konferencja Naukowa „BIOCYBERNETYKA I INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA", Gdańsk 2003) oraz opracowanie trzynastu publikacji:

[1] **Wojnicz W.**, 2000: Modelowanie zachowania mięśnia szkieletowego poprzecznie prążkowanego. III Seminarium Naukowe Środowiskowego Studium Doktoranckiego „Współczesne technologie i konwersja energii", Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk, s. 223-230.

[2] **Wojnicz W.**, 2001: Modelowanie zachowania mięśnia szkieletowego poprzecznie prążkowanego i czynności odruchowej przedramienia. IV Seminarium Naukowe Środowiskowego Studium Doktoranckiego „Współczesne technologie i konwersja energii", Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk, s.175-184.

[3] **Wojnicz W.**, 2002: Modelowanie i symulacja zachowania mięśnia szkieletowego poprzecznie prążkowanego oraz zespołu mięśni zginacz-prostownik w uproszczonym układzie ramię-przedramię. V Seminarium Naukowe Środowiskowego Studium Doktoranckiego „Współczesne technologie i konwersja energii", Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk, s. 175-184.

[5] **Wojnicz W.**, Wittbrodt E., 2003: Modelowanie i symulacja zachowania zespołu mięśni szkieletowych poprzecznie prążkowanych na przykładzie ruchów przedramienia w dwóch wymiarach. XIII Krajowa Konferencja Naukowa „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna", Gdańsk, Zakład Poligraficzny Politechniki Gdańskiej, tom 1, s. 314-319.

[6] Wittbrodt E., **Wojnicz W.**, 2003: Modelling and simulation of striated skeletal muscle and groups of muscles in arm-forearm system 2D. Międzynarodowa Konferencja BIOMECHANICS 2003, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 6, Supplement 1, s. 551-556.

[7] **Wojnicz W.**, Wittbrodt E., 2004: Modelowanie i symulacja zachowania mięśnia szkieletowego o różnych własnościach dynamicznych. Konferencja Krajowa „Majówka Młodych Biomechaników", Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej, Nr 24, s. 219-224.

[8] **Wojnicz W.**, Wittbrodt E., 2004: Modelowanie zachowania mięśnia szkieletowego w stanie dynamicznym. Proceedings of The International Conference BIOMECHANICS 2004, Acta of Bioengineering and Biomechanics, tom 6, Suplement 1, s. 404-408.

[9] **Wojnicz W.**, Wittbrodt E., 2004: Próba modelowania i optymalnego sterowania zespołem mięśni ramienia-przedramienia w stanie dynamicznym. Proceedings of The International Conference BIOMECHANICS 2004, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 6, Supplement 1, s. 409-413.

[10] **Wojnicz W.**, Wittbrodt E., 2005: Modelowanie zachowania zespołu mięśni szkieletowych w układzie ramię-przedramię. Konferencja Krajowa „Majówka Młodych Biomechaników", Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej, Nr 27, s. 152-159.

[11] **Wojnicz W.**, Wittbrodt E., 2005: Modelowanie zachowania zespołu mięśni szkieletowych ramienia-przedramienia i próba optymalnego sterowania tym układem. XIV Krajowa Konferencja Naukowa „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna", tom 1, Częstochowa, s. 160-165.

[12] Sobieszczyk S., **Wojnicz W.**, Nowak B., 2006: A proposition of the computational model for the dynamic analysis of stress and strain distribution in the hip joint. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej, nr 26, s. 333-338.

[13] Sobieszczyk S., **Wojnicz W.**, Nowak B., 2008: FEM approach to estimate the behaviour of biocomposite metal-surface coating systems. Advances in Materials Science, tom 8 (1), s. 166-172.

Zakres mojej działalności naukowej zrealizowanej podczas studiów w Państwowej Akademii Przemysłu Lekkiego Ukrainy w okresie 1997-1999 obejmował opracowanie metod oraz koncepcji urządzeń stosowanych do: 1) pomiaru absolutnej temperatury za pomocą termopary półprzewodnikowej i obniżonej temperatury za pomocą sterowanego przewodu ciepła; 2) pomiaru temperatury obiektów biologicznych (termozakłóceniowe urządzenie do pomiaru temperatury, rejestracja spektrum promieniowania elektromagnetycznego obiektów biologicznych, mikrofalowy analizator spektrum promieniowania elektromagnetycznego obiektów biologicznych); 3) do oceny ilości koncentracji białka w produktach żywnościowych za pomocą bezkontaktowych pomiarów dielektrycznych. W ramach działalności naukowej byłam współautorem dziesięciu publikacji oraz czterech patentów Ukrainy: 1) Skripnik J.O., **Makowska W.J.**: Metoda pomiaru temperatury absolutnej, Nr patentu Ukrainy 28733 (opublikowano 16.10.2000); 2) Skripnik J.O., **Makowska W.J.**: Metoda pomiaru temperatury obniżonej oraz urządzenie do realizacji tych pomiarów, Nr patentu Ukrainy 34604 (opublikowano 15.03.2001); 3) Skripnik J.O., Janenko O.P., Gołowko D.B., **Makowska W.J.**: Urządzenie do rejestracji spektrum promieniowania elektromagnetycznego obiektów biologicznych, Nr patentu Ukrainy 47460 (opublikowano 15.07.2002); 4) Skripnik J.O., **Makowska W.J.**: Urządzenie termozakłóceniowe do pomiaru temperatury, Nr patentu Ukrainy 48268 (opublikowano 15.08.2002).

5.3. Działalność organizacyjna prowadzona po uzyskaniu stopnia naukowego doktora

Zakres mojej działalności organizacyjnej prowadzonej po uzyskaniu stopnia naukowego obejmował: 1) p.o. Kierownika Laboratorium Wytrzymałości Materiałów (Wydział Mechaniczny Politechniki Gdańskiej) od 2009; 2) przygotowanie dokumentacji do uzyskania Świadectw Uznania Polskiego Rejestru Statków dla Laboratorium Wytrzymałości Materiałów Wydziału Mechanicznego:

1) nr TT/83/710405/16 2016-2019,
2) nr TT/83/710405/13 2013-2016,
3) nr TT/83/710405/10 2010-2013,
4) nr TT/83/710405/07 2007-2010.

W zakresie mojej działalności organizacyjnej zrealizowałam badania zlecone polegające na wyznaczeniu właściwości mechanicznych: 2018 – **2** badania; 2017 – **8** badań; 2016 – **13** badań; 2015 – **14** badań; 2014 – **12** badań; 2013 – **12** badań; 2012 – **16** badań; 2011 – **9** badań; 2010 – **8** badań; 2009 – **10** badań.

5.4. Działalność dydaktyczna i popularyzatorska prowadzona po uzyskaniu stopnia naukowego doktora

A) Opieka naukowa nad studentami:

Promotor pracy naukowej studentów:

Natalia Morawska (artykuł: Morawska N., Wojnicz W., Stawicki M., *Zastosowanie EMG do analizy wybranych ruchów kończyny górnej"*, 11/2016, Aktualne Problemy Biomechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice, s.103-108).

Liczba wypromowanych prac magisterskich - 7

Liczba wypromowanych prac inżynierskich - 25

B) Prowadzenie przedmiotów autorskich:

1) Laboratorium "Mechaniczne Metody Badań Materiałów";

2) Wykłady i ćwiczenia „Biomechanika Inżynierska" oraz „Biomechanika";

3) Wykłady, ćwiczenia i laboratorium „Mechanika Ośrodków Ciągłych".

C) Zajęcia dydaktyczne

1) "Wytrzymałość Materiałów I" i „"Wytrzymałość Materiałów II"" (ćwiczenia i laboratorium wraz z opracowaniem skryptów/instrukcji oraz przygotowaniem stanowisk do badań);

2) "Mechanika I", "Mechanika II", "Mechanika III" oraz "Mechanika Analityczna" (ćwiczenia).

Wiktoria Wojnicz