

WIKTORIA WOJNICZ

BIOMECHANICZNE
MODELE UKŁADU
MIĘŚNIOWO-SZKIELETOWEGO
CZŁOWIEKA

POLITECHNIKA GDAŃSKA

monografie

168

PRZEWODNICZĄCY KOMITETU REDAKCYJNEGO
WYDAWNICTWA POLITECHNIKI GDAŃSKIEJ

Janusz T. Cieśliński

REDAKTOR PUBLIKACJI NAUKOWYCH

Michał Szydłowski

REDAKTOR SERII

Krzysztof J. Kaliński

RECENZENCI

Iwona Adamiec-Wójcik

Izabela Lubowiecka

REDAKCJA JĘZYKOWA

Agnieszka Frankiewicz

PROJEKT OKŁADKI

Jolanta Cieślawska

Wydano za zgodą
Rektora Politechniki Gdańskiej

Oferta wydawnicza Politechniki Gdańskiej jest dostępna pod adresem
www.pg.edu.pl/wydawnictwo/katalog
zamówienia prosimy kierować na adres wydaw@pg.edu.pl

Utwór nie może być powielany i rozpowszechniany, w jakiegokolwiek formie
i w jakiegokolwiek sposób, bez pisemnej zgody wydawcy

© Copyright by Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2018

ISBN 978-83-7348-727-7

WYDAWNICTWO POLITECHNIKI GDAŃSKIEJ

Wydanie I. Ark. wyd. 12,0, ark. druku 13,25, 168/1000

Druk i oprawa: Volumina.pl Daniel Krzanowski
ul. Księcia Witolda 7-9, 71-063 Szczecin, tel. 91 812 09 08

SPIS TREŚCI

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ	7
1. WSTĘP	11
2. BIOMECHANICZNE MODELE MIĘŚNI SZKIELETOWYCH	12
2.1. Wprowadzenie	12
2.2. Modelowanie mięśnia wrzecionowatego	14
2.3. Modelowanie mięśnia pierzastego	27
2.3.1. Model mięśnia jednopierzastego	28
2.3.2. Model mięśnia dwupierzastego	30
2.3.3. Model mięśnia jednopierzastego Hilla–Zajaca	31
3. BIOMECHANICZNE MODELE UKŁADÓW MIĘŚNIOWO-SZKIELETOWYCH	32
3.1. Wprowadzenie	32
3.2. Modelowanie zachowania układów mięśniowo-szkieletowych	34
3.2.1. Model 2DOF	35
3.2.1.1. Model matematyczny 2DOF	36
3.2.1.2. Modelowanie mięśni dwustawowych w postaci elementu kurczliwego ..	43
3.2.2. Model 4DOF	43
3.2.2.1. Model matematyczny 4DOF	44
3.2.3. Model 3DOF	45
3.2.3.1. Model matematyczny 3DOF	45
3.2.4. Model 5DOF	48
3.2.4.1. Model matematyczny 5DOF	48
3.2.5. Model kulisty	50
3.2.5.1. Model matematyczny modelu kulistego	50
3.2.6. Uwagi do modelowania	52
3.2.6.1. Modelowanie zachowania układu mięśniowo-szkieletowego kończyny górnej	54
3.2.6.2. Modelowanie zachowania układu mięśniowo-szkieletowego kończyny dolnej	56
3.2.7. Wybrane wyniki badań numerycznych	58
3.2.7.1. Modelowanie zachowania układu 2DOF (zadanie odwrotne dynamiki)	58
3.2.7.1.1. Podejście jednoznaczne	60
3.2.7.1.2. Podejście niejednoznaczne	60
3.2.7.1.3. Wyniki badań numerycznych	61
3.2.7.2. Modelowanie zachowania układu 2DOF (zadanie proste dynamiki).....	74
3.2.7.3. Modelowanie zachowania układu 3DOF (zadanie proste dynamiki).....	75
3.2.7.4. Modelowanie zachowania układu 4DOF (zadanie proste dynamiki).....	77
3.2.7.5. Modelowanie zachowania układu 5DOF (zadanie proste dynamiki).....	78
3.2.7.6. Modelowanie zachowania układu kulistego (zadanie proste dynamiki) ..	80
4. BIOMECHANICZNE MODELE UKŁADU SZKIELETOWEGO	83
4.1. Wprowadzenie	83
4.2. Model bryłowy fragmentu kości udowej	86
4.3. Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania regularnego	87
4.3.1. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu powłokowego z grubo- ścią 0,1 mm, wymodelowany za pomocą elementów STRI65	90
4.3.2. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu powłokowego z grubo- ścią 0,1 mm, wymodelowany za pomocą elementów STRI65	91

4.3.3. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu powłokowego z grubością 0,2 mm, wymodelowany za pomocą elementów STRI65	92
4.3.4. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu powłokowego z grubością 0,2 mm, wymodelowany za pomocą elementów STRI65	93
4.3.5. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu bryłowego, wymodelowany za pomocą elementów typu C3D4H	94
4.3.6. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu bryłowego, wymodelowany za pomocą elementów typu C3D4H	95
4.3.7. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu bryłowego, wymodelowany za pomocą elementów typu C3D10H	96
4.3.8. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu bryłowego, wymodelowany za pomocą elementów typu C3D10H	97
4.3.9. Uwagi do uzyskanych wyników	98
4.4. Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania nieregularnego	99
4.4.1. Modele typu pierwszego	99
4.4.2. Modele typu drugiego	100
4.5. Modele wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania regularnego	103
4.6. Modele wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania nieregularnego	105
4.7. Uwagi końcowe	106
5. BIOMECHANICZNE MODELE CHODU	108
5.1. Wprowadzenie	108
5.2. Modelowanie ruchu symetrycznego za pomocą płaskich modeli wieloczołonowych	111
5.2.1. Koncepcja modelowania	111
5.2.1.1. Model 6DOF	114
5.2.1.2. Model 7DOF	119
5.2.2. Model interakcji z podłożem	125
5.2.2.1. Model interakcji z podłożem: zadanie proste dynamiki	125
5.2.3. Metoda weryfikacji i analiza wyników	126
5.2.4. Uwagi do stosowania płaskich biomechanicznych modeli chodu	133
5.3. Zastosowanie płaskich modeli 6DOF i 7DOF do modelowania stanu zawieszenia	134
5.3.1. Wyniki dla modelu 6DOF	135
5.3.2. Wyniki dla modelu 7DOF	136
5.4. Metoda wyznaczenia funkcjonowania mięśni kończyny dolnej podczas chodu	138
5.5. Uwagi dotyczące określenia stabilności podczas chodu	142
6. ZASTOSOWANIE POMIARÓW DO WERYFIKACJI MODELI BIOMECHANICZNYCH	145
6.1. Wprowadzenie	145
6.1.2. Zastosowanie EMG	146
6.1.2.1. Okres aktywności mięśnia	147
6.1.2.2. Problem wyznaczania siły mięśnia	147
6.1.2.3. Współczynnik zmęczenia mięśnia	148
6.2. Badania własne	148
6.2.1. Metoda wyznaczenia aktywności mięśni	149
6.2.2. Wyznaczanie wpływu ustawienia kończyny górnej na wykonanie zacisku izometrycznego ręką	152
6.2.3. Wyznaczanie zmęczenia mięśnia	158
7. PROJEKTOWANIE URZĄDZEŃ DO REHABILITACJI	161
7.1. Wprowadzenie	161
7.1.1. Podstawy teorii sterowania ruchem w układach żywych	162
7.1.2. Koncepcja synergii	163
7.1.3. Koncepcja <i>uncontrolled manifold</i>	164

7.1.4. Koncepcja <i>motor equivalence</i>	166
7.1.5. Koncepcja sterowania za pomocą konfiguracji odniesienia	167
7.1.6. Koncepcja <i>M-modes</i>	167
7.1.7. Wskaźniki współpracy układu mięśniowego	168
7.1.8. Hipoteza punktu równowagi	169
7.1.9. Koncepcje uwzględniające aspekty neurologiczne	170
7.1.10. Metody badania stabilności	171
7.1.11. Wybrane cechy funkcjonowania narządu ruchu	171
7.2. Koncepcja rozwiązania autorskiego	174
8. PODSUMOWANIE	181
ZAŁĄCZNIK	183
BIBLIOGRAFIA	202
Streszczenie w języku polskim	210
Streszczenie w języku angielskim	210

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ

$\dot{()}$	$\equiv \frac{d()}{dt}$	– pierwsza pochodna funkcji () względem czasu
$\ddot{()}$	$\equiv \frac{d^2()}{dt^2}$	– druga pochodna funkcji () względem czasu
α		– kąt obrotu [rad]
α_i		– i -ty kąt obrotu [rad]
α_{i_max}		– maksymalny i -ty kąt obrotu [rad]
α_p		– kąt pierzastości [rad]
α_{po}		– początkowy kąt pierzastości [rad]
β_i		– i -ty współczynnik pomocniczy [-]
ω_i		– i -ta prędkość kątowa [rad/s]
μ		– współczynnik tarcia między podeszwą stopy a powierzchnią kontaktu [-]
σ		– naprężenie normalne [Pa]
τ		– zmienna czasu stosowana w funkcji podcałkowej [s]
θ		– kąt nutacji [rad]
φ		– kąt obrotu własnego [rad]
ψ		– kąt precesji [rad]
a		– współczynnik [-]
A_{1_k}		– amplituda przemieszczenia k -tego mięśnia [m]
A_{k_j}		– k -ty współczynnik pomocniczy i -tego mięśnia [-]
B_{k_j}		– k -ty współczynnik pomocniczy i -tego mięśnia [-]
B_k		– współczynnik k -tego mięśnia [1/s]
D_i		– średnica i -tego fragmentu mięśnia [m]
D_{k_j}		– k -ty współczynnik pomocniczy i -tego mięśnia [-]
$f_{1-encastre}$		– pierwsza częstość własna uzyskana przy zablokowaniu przemieszczeń translacyjnych i rotacyjnych węzłów brzegowych [1/s]
$f_{1-pinned}$		– pierwsza częstość własna uzyskana przy zablokowaniu przemieszczeń translacyjnych węzłów brzegowych [1/s]
F_{CE}		– siła elementu siłowego w modelu Hilla–Zajaca [N]
F_{j_act}		– składowa aktywna j -tej siły [N]
F_{j_pas}		– składowa pasywna j -tej siły [N]
F_m^{act}		– składowa aktywna charakterystyki statycznej mięśnia [N]
F_m		– siła skurczu włókien mięśniowych [N]
F_{mo}		– początkowa siła skurczu mięśnia [N]
F_{sup_y}		– składowa pozioma siły podtrzymującej [N]
F_{sup_z}		– składowa pionowa siły podtrzymującej [N]
F_y		– komponent siły reakcji oddziaływania podłoża względem osi Y [N]
F_z		– komponent siły reakcji oddziaływania podłoża względem osi Z [N]
F_{zew}		– siła zewnętrzna [N]
F'		– siła generowana przez element kurczliwy [N]
F''		– siła generowana przez element kurczliwy [N]

- g – przyspieszenie ziemskie [m/s^2]
 G – ciężar [N]
 G_i – siła ciężkości i -tego segmentu [N]
 $h(\alpha(t))$ – ramię siły mięśniowej zależne od kąta α [m]
 h_i – długość i -tego fragmentu mięśnia mierzona względem osi długiej mięśnia [m]
 h_{ij} – ramię i -tej siły względem punktu j [m]
 J_i – i -ty masowy moment bezwładności [$kg \cdot m^2$]
 K_i – współczynnik sztywności i -tego elementu sprężystego [N/m]
 l – długość mięśnia [m]
 L – współczynnik lepkości w modelu Hilla–Zajaca [N·s/m]
 L_i – współczynnik tłumienia i -tego elementu lepkiego [N·s/m]
 L_j – długość j -tego segmentu [m]
 L_m – długość brzośca mięśnia [m]
 L_o – długość początkowa mięśnia pierzastego [m]
 L_t – długość ściętna mięśnia [m]
 mg – siła ciężkości [N]
 m_i – masa i -tego fragmentu mięśnia lub masa i -tego segmentu ciała [kg]
 m_{ij} – współczynnik masowy ij -tego elementu masowego [kg]
 M – element masowy w modelu Hilla–Zajaca [kg]
 M_{exi} – moment zewnętrzny działający na i -ty segment [N·m]
 M_{Gr} – moment oddziaływania podłoża [N·m]
 M_{Gr1} – moment podłoża podczas jednołożnego podparcia [N·m]
 M_{Gr2} – moment podłoża podczas jednołożnego podparcia [N·m]
 M_{Gr3} – moment podłoża podczas dwunożnego podparcia [N·m]
 M_i – i -ty moment zewnętrzny [N·m]
 M_{iL} – moment rozwijany przez i -ty staw lewej kończyny dolnej [N·m]
 M_{iR} – moment rozwijany przez i -ty staw prawej kończyny dolnej [N·m]
 M_{lig} – moment blokujący [N·m]
 M_{skr} – moment skręcający [N·m]
 M_{sup} – moment podtrzymujący [N·m]
 M_u – moment rozwijany przez górną część ciała [N·m]
 M_{zew} – moment zewnętrzny [N·m]
 N – siła nacisku [N]
 P – siła [N]
 $PCSA$ – powierzchnia poprzecznego przekroju fizjologicznego mięśnia [m^2]
 P_i^w – siła wewnętrzna generowana przez i -ty element kurczliwy [N]
 P_{kurcz} – siła kurczliwa [N]
 P_m – siła mięśniowa [N]
 Q_i – i -ty ciężar [N]
 R_{y3L} – składowa reakcji podłoża dla lewej kończyny podczas fazy dwunożnego podparcia względem osi Y [N]
 R_{y3R} – składowa reakcji podłoża dla prawej kończyny podczas fazy dwunożnego podparcia względem osi Y [N]
 R_{yj} – składowa reakcji podłoża podczas i -tej fazy jednołożnego podparcia względem osi Y [N]
 R_{z3L} – składowa reakcji podłoża dla lewej kończyny podczas fazy dwunożnego podparcia względem osi Z [N]
 R_{z3R} – składowa reakcji podłoża dla prawej kończyny podczas fazy dwunożnego podparcia względem osi Z [N]
 R_{zj} – składowa reakcji podłoża podczas i -tej fazy jednołożnego podparcia względem osi Z [N]
 s – operator transformaty Laplace’a
 S_0 – pole powierzchni [m^2]
 S_i – promień wodzący i -tego segment [m]
 t – czas (zmienna czasu) [s]

t_0	– chwila początkowa lub czas początkowy [s]
tt	– odległość między początkiem i przyczepem mięśnia [m]
tt_i	– i -ta odległość między początkiem i przyczepem mięśnia [m]
$U_{bend-2,5}$	– wartość bezwzględna przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą, która działa na układ o wymiarze charakterystycznym 2,5 mm [m]
$U_{bend-5,0}$	– wartość bezwzględna przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą, która działa na układ o wymiarze charakterystycznym 5,0 mm [m]
$U_{comp-2,5}$	– wartość bezwzględna przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą, która działa na układ o wymiarze charakterystycznym 2,5 mm [m]
$U_{comp-5,0}$	– wartość bezwzględna przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą, która działa na układ o wymiarze charakterystycznym 5,0 mm [m]
U_i	– i -te przemieszczenie translacyjne [m]
U_{iR}	– i -te przemieszczenie rotacyjne [rad]
$U_{tors-2,5}$	– wartość bezwzględna przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą skręcającą, która działa na układ o wymiarze charakterystycznym 2,5 mm [m]
$U_{tors-5,0}$	– wartość bezwzględna przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą skręcającą, która działa na układ o wymiarze charakterystycznym 5,0 mm [m]
x	– współrzędna lub przemieszczenie [m]
x_i	– przemieszczenie i -tego fragmentu mięśnia [m]
x_m	– zmiana długości mięśnia [m]
y	– współrzędna lub przemieszczenie [m]
z	– współrzędna lub przemieszczenie [m]
$M(F_y)$	– moment pochodzący od reakcji podłoża F_y [$N \cdot m$]
$M(F_z)$	– moment pochodzący od reakcji podłoża F_z [$N \cdot m$]
$\{x_{in}^j, y_{in}^j, z_{in}^j\}$	– współrzędne przyczepu j -tego mięśnia w układzie prostokątnym XYZ [m]
$\{x_{or}^j, y_{or}^j, z_{or}^j\}$	– współrzędne początku j -tego mięśnia w układzie prostokątnym XYZ [m]

Rozdział 1

WSTĘP

Niniejsza monografia zawiera syntetyczny opis prowadzonych badań i dorobku naukowego uzyskanego w latach 2009–2017. W publikacji opisano zadania rozwijane w zakresie: biomechaniki mięśni, biomechaniki zespołów mięśniowych, biomechaniki układu szkieletowego, biomechaniki narządu ruchu, a także zastosowania sygnałów fizjologicznych (elektromiograficznych) oraz projektowania urządzeń do rehabilitacji na bazie zasad sterowania ruchem w układach żywych. Modele matematyczne oraz modele obliczeniowe zostały opracowane na podstawie zasad mechaniki, układów wieloczłonowych oraz metody elementów skończonych (MES).

Monografia składa się z siedmiu rozdziałów, podsumowania oraz dodatku. Pierwszy rozdział stanowi wstęp. Rozdział drugi zawiera opis modeli matematycznych stosowanych do modelowania zachowania mięśni szkieletowych poprzecznie prążkowanych o budowie wrzecionowatej i budowie pierzastej. W rozdziale trzecim przedstawiono sposób modelowania zachowania kończyn człowieka traktowanych jako układy wieloczłonowe. W rozdziale czwartym zamieszczono opis modeli obliczeniowych układu szkieletowego utworzonych za pomocą metody elementów skończonych, zaimplementowanych do oprogramowania ABAQUS. W rozdziale piątym przedstawiono autorskie podejście do modelowania zachowania ciała człowieka podczas chodu, które zostało potraktowane jako układ wieloczłonowy. Rozdział szósty zawiera opis podejść stosowanych do weryfikacji proponowanych modeli za pomocą pomiaru sygnałów elektromiograficznych. W rozdziale siódmym zamieszczono syntetyczny opis teorii sterowania ruchem, której zasady potraktowano jako podstawę do rozwinięcia autorskiej koncepcji projektowania urządzenia do rehabilitacji kończyny górnej.

Dorobek naukowy 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) – realizowanego w latach 2010–2013 pod kierownictwem Pana prof. dr. hab. inż. Edmunda Wittbrodta na Wydziale Mechanicznym Politechniki Gdańskiej (udział – główny wykonawca);
2. „Modelowanie, analiza kinematyczno-dynamiczna i symulacyjna prototypu egzoskieletu do rehabilitacji osób z niepełnosprawnością ruchową kończyn dolnych” (nr 2015/17/B/ST8/01700; NCN OPUS) – realizowanego od 2016 roku pod kierownictwem Pana prof. dr. hab. inż. Jana Awrejcewicza na Wydziale Mechanicznym Politechniki Łódzkiej (udział – konsultant).

Rozdział 2

BIOMECHANICZNE MODELE MIĘŚNI SZKIELETOWYCH

2.1. Wprowadzenie

Mięśnie szkieletowe poprzecznie prążkowane (nazywane dalej mięśniami szkieletowymi) należą do układu mięśniowego narządu ruchu człowieka [63, 108]. Ich zadaniem jest wywoływanie skurczy kontrolowanych przez świadomość, które prowadzą do wykonania ruchów planowanych (żądanych). Sprawność mięśni szkieletowych ściśle zależy od funkcjonowania układu nerwowego i układu szkieletowego.

W ogólnym podejściu skurcz jest złożonym zjawiskiem o charakterze elektryczno-chemiczno-mechanicznym, które należy rozpatrywać jako złożenie trzech wzajemnie powiązanych etapów:

- 1) pobudzenie mięśnia szkieletowego przez układ nerwowy (oddziaływanie układu nerwowego na układ mięśniowy);
- 2) zachodzenie skurczu mięśnia szkieletowego (skurcz przejawia się w postaci siły, która aktywnie dąży do zmniejszenia długości mięśnia);
- 3) przeniesienie siły mięśnia szkieletowego na odcinek układu szkieletowego, który jest połączony z tym mięśniem (oddziaływanie układu mięśniowego na układ szkieletowy).

Z punktu widzenia biomechaniki zjawisko skurczu jest rozpatrywane na poziomie mikro lub makro. Poziom mikro obejmuje opisanie zjawiska skurczu w odniesieniu do podstawowych jednostek kurczliwych mięśnia szkieletowego (sarkomerów o długości kilku mikrometrów). Poziom makro natomiast obejmuje zjawisko skurczu jako procesu globalnego, bez uwzględnienia przebiegu skomplikowanych zjawisk zachodzących na poziomie mikro [41]. W tym podejściu zjawisko skurczu jest uzależnione od budowy anatomicznej (geometrii przestrzennej) rozpatrywanych mięśni szkieletowych:

- 1) przebiegu włókien mięśniowych, tzn. ułożenia włókien w stosunku do punktów zaczepienia mięśnia do układu kostnego (mięśnie wrzecionowate, mięśnie jednopierzaste, mięśnie dwupierzaste i mięśnie wielopierzaste);
- 2) zaczepienia badanego mięśnia do kości (zaczepienie za pomocą ścięgna, tzn. niekurczliwej, sztywnej tkanki łącznej, np. mięśnie kończyn górnych i dolnych; zaczepienie za pomocą tkanki mięśniowej, tzn. kurczliwej tkanki podatnej, np. mięśnie mimiczne).

W biomechanice stosowane są trzy podejścia w modelowaniu skurczu mięśnia szkieletowego. Skurcz może być rozpatrywany jako zjawisko:

- 1) jednowymiarowe, opisywane za pomocą modelu reologicznego [68];
- 2) dwuwymiarowe, opisywane za pomocą układu równań różniczkowych cząstkowych (podejście to jest ograniczone do wymodelowania zjawiska skurczu na poziomie mikro);
- 3) trójwymiarowe, opisywane za pomocą metody elementów skończonych (MES).

Podejścia te uwzględniają opis zachowania mięśnia szkieletowego zaproponowany przez Hilla (model mięśnia Hilla), a później rozwinięty przez Zajaca, który modeluje wpływ układu nerwowego na zachowanie mięśnia szkieletowego, uwzględniając kąt pierzastości w mięśniu pierzastym (model mięśnia Hilla–Zajaca) [21, 142]. Model mięśnia Hilla zakłada, że funkcjonowanie całego mięśnia zależy od jego aktualnej długości i pręd-

kości zmiany tej długości. Funkcjonowanie mięśnia jest opisane za pomocą modelu reologicznego, który składa się z połączenia: szeregowego elementu sprężystego, równoległego elementu sprężystego, elementu tłumiącego i elementu siłowego. Podstawowym problemem pozostaje wyznaczenie wartości parametrów modelu reologicznego, które opisują właściwości mechaniczne.

Zastosowanie MES do modelowania zjawiska skurczu trójwymiarowego wymaga także rozwiązania wielu dodatkowych problemów wynikających z nieliniowej geometrii modelowanego układu (brzuśca ze ścięgnami lub bez ścięgien), modelu opisującego właściwości materiałowe, warunków brzegowych oraz początkowych, przyjętej siatki elementów skończonych oraz stosowanej metody numerycznej (podejście *explicite* czy *implicit*).

Problem badawczy polegał na rozwiązaniu zagadnień związanych z modelowaniem [159–162, 164, 165, 167, 168]:

- 1) wrzecionowatego (obłego) mięśnia ze ścięgnami, wrzecionowatego mięśnia z jednym ścięgiem oraz wrzecionowatego mięśnia bez ścięgien (mięsień krótki i mięsień długi) (p. 2.2);
- 2) mięśnia jednopierzastego (p. 2.3);
- 3) mięśnia dwupierzastego (p. 2.4).

Nowatorskie podejście do modelowania zostało przedstawione w postaci nowych dyskretnych reologicznych modeli mięśnia, opracowanych na podstawie modelu mięśnia wrzecionowatego opisanego układem 5DOF (DOF oznacza liczbę stopni swobody) i przedstawionego w [155] w postaci metody uwzględniającej zróżnicowane mechaniczne właściwości mięśni. Zgodnie z tą metodą zachowanie każdego mięśnia (należącego do układu mięśni szkieletowych działających na wybrany staw) jest wymodelowane w postaci układu reologicznego składającego się z kilku szeregowo połączonych pasywnych i aktywnych odcinków reologicznych o odmiennych właściwościach mechanicznych (masowo-sprężysto-tłumiących), przy czym odcinki aktywne mogą się kurczyć (wskutek generowania siły wewnętrznej w elemencie siłowym). W proponowanym podejściu uwzględniono, że właściwości mechaniczne mięśnia są zależne od stanu jego funkcjonowania, tzn. są one odmienne dla mięśnia przebywającego w stanie funkcjonowania bezpiecznego (bez przeciążenia) w porównaniu z mięśniem przechodzącym w stan przeciążenia. Podejście to jest zgodne z fizjologią mięśnia, podczas przeciążenia mięśnia jest bowiem uruchamiana pętla zwrotnego sprzężenia nerwowego, która zmienia właściwości mechaniczne mięśnia w celu przywrócenia jego funkcjonowania do stanu bezpiecznego.

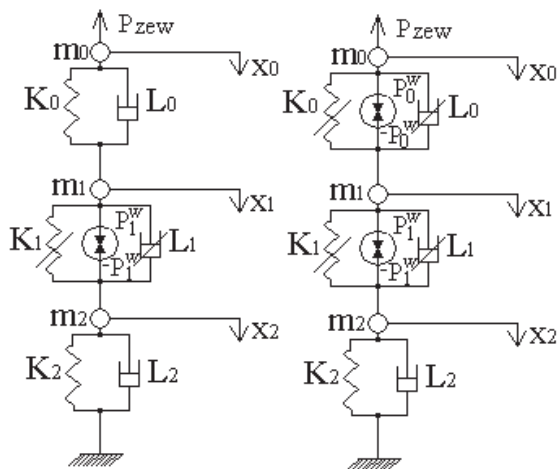
Modele matematyczne nowych dyskretnych reologicznych modeli mięśnia opracowano w postaci:

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

Podane modele matematyczne zostały zaimplementowane do modeli obliczeniowych z wykorzystaniem programów autorskich opracowanych w środowisku MATLAB. Do rozwiązania numerycznego układu równań różniczkowych lub równania różniczkowo-całkowego wykorzystano metodę Adamsa–Bashfortha, którą zaimplementowano w postaci własnego algorytmu [164]. Należy też zaznaczyć, że podane reologiczne modele mięśni zostały zastosowane do modelowania zachowania biomechanicznych układów mięśniowo-szkieletowych (p. 3). Trzeba podkreślić, że **proponowane modele są oryginalne i bazują na metodzie sztywnych elementów skończonych** [152, 153].

2.2. Modelowanie mięśnia wrzecionowatego

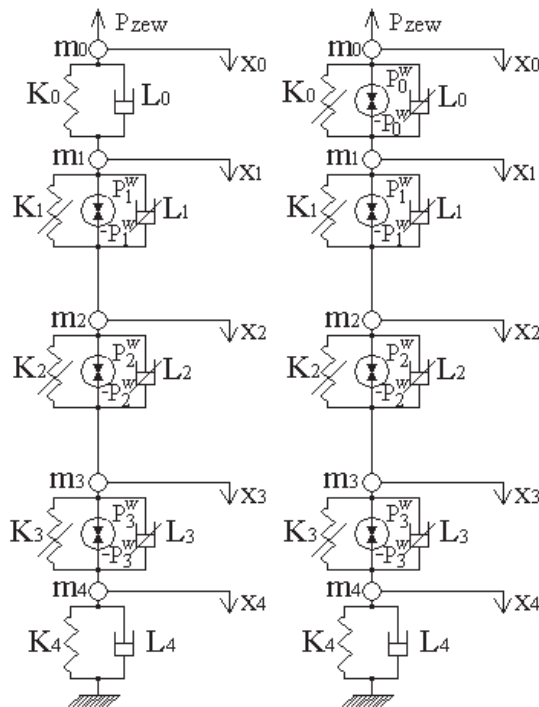
Na podstawie zasad podanych w [159] zachowanie mięśnia wrzecionowatego (obłego) zostało wymodelowane w postaci trzech podstawowych typów modeli mięśnia, z których każdy został opracowany w dwóch rodzajach [161]. Pierwszy typ modelu opisuje zachowanie mięśnia złożonego z trzech fragmentów (odcinków) o odmiennych właściwościach mechanicznych. Jest to model o trzech stopniach swobody (3DOF), który opracowano w dwóch rodzajach: M2_I (jeden odcinek aktywny i dwa odcinki pasywne) i M2_II (dwa odcinki aktywne i jeden odcinek pasywny) (rys. 2.1). Model ten można zastosować do opisu zachowania: 1) mięśnia krótkiego bez ścięgien (odcinki pasywne modelu M2_I opisują połączenie tkanki brzośca z obszarem kostnym); 2) mięśnia krótkiego z jednym ścięgnem (M2_II); 3) mięśnia krótkiego z dwoma ścięgnami (M2_I). Model matematyczny pierwszego typu ma dwie postaci: 1) układu trzech równań różniczkowych (3DOF); 2) jednego równania różniczkowo-całkowego (3DOF→1DOF) (równania podano w [161]).



Rys. 2.1. Model mięśnia obłego: M2_I (po lewej) i M2_II (po prawej) [161]; m_i – element masowy i -tego fragmentu; L_i – współczynnik lepkości elementu tłumiącego i -tego fragmentu;

K_i – współczynnik sztywności elementu sprężystego i -tego fragmentu; P_1^w – siła aktywna generowana w drugim fragmencie mięśnia; P_0^w – siła aktywna generowana w pierwszym fragmencie mięśnia bez ścięgna przyczepu; x_i – przemieszczenie i -tego fragmentu; P_{zew} – siła zewnętrzna

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 rodzajach: M1_I i M1_II (rys. 2.2). Model ten można zastosować do opisanego zachowania: 1) mięśnia średniego bez ścięgien (odcinki pasywne modelu M1_I opisują w tym przypadku połączenie tkanki brzośca z obszarem kostnym); 2) mięśnia średniego z jednym ścięgnem M1_II; 3) mięśnia średniego z dwoma ścięgnami (M1_I); 4) mięśnia średniego uszkodzonego, w którym siła kurczliwa jest generowana tylko w jednym lub dwóch odcinkach aktywnych. Model matematyczny drugiego typu modelu mięśnia przedstawiono w postaci: 1) układu pięciu równań różniczkowych (5DOF); 2) jednego równania różniczkowo-całkowego (5DOF→1DOF) (równania podano w [161]).



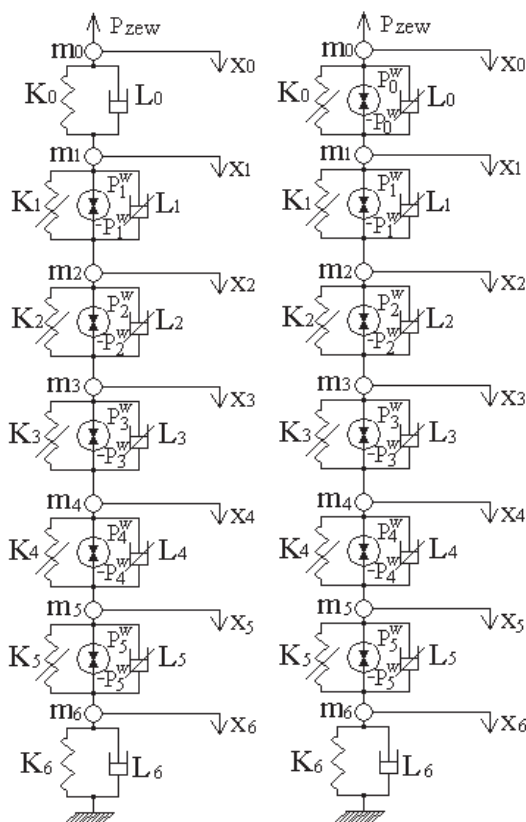
Rys. 2.2. Model mięśnia: M1_I (po lewej) i M1_II (po prawej) [161]; opis symboli jest zgodny z opisem podanym do rys. 2.1; P_2^w – siła aktywna generowana w trzecim fragmencie mięśnia; P_3^w – siła aktywna generowana w czwartym fragmencie mięśnia

Trzeci typ modelu opisuje zachowanie mięśnia składającego się z siedmiu fragmentów o odmiennych właściwościach mechanicznych. Jest to model o siedmiu stopniach swobody (7DOF), który opracowano w dwóch rodzajach: M3_I i M3_II (rys. 2.3). Model ten można zastosować do opisu zachowania: 1) mięśnia długiego bez ścięgien (odcinki pasywne modelu M3_I opisują połączenie tkanki brzośca z obszarem kostnym); 2) mięśnia długiego z jednym ścięgnem M3_II; 3) mięśnia długiego z dwoma ścięgniemi (M3_I); 4) mięśnia długiego uszkodzonego, w którym siła kurczliwa jest generowana tylko w jednym, dwóch, trzech lub czterech odcinkach aktywnych. Model matematyczny trzeciego typu modelu mięśnia został podany w postaci: 1) układu siedmiu równań różniczkowych (7DOF); 2) jednego równania różniczkowo-całkowego (7DOF→1DOF) (równania podano w [161]).

Podane typy modeli mięśnia mogą być stosowane do modelowania mięśni płaskich, mięśni kilkubrzuścowych, mięśni mających fragmenty uszkodzone lub zmienione wskutek np. intensywnego treningu.

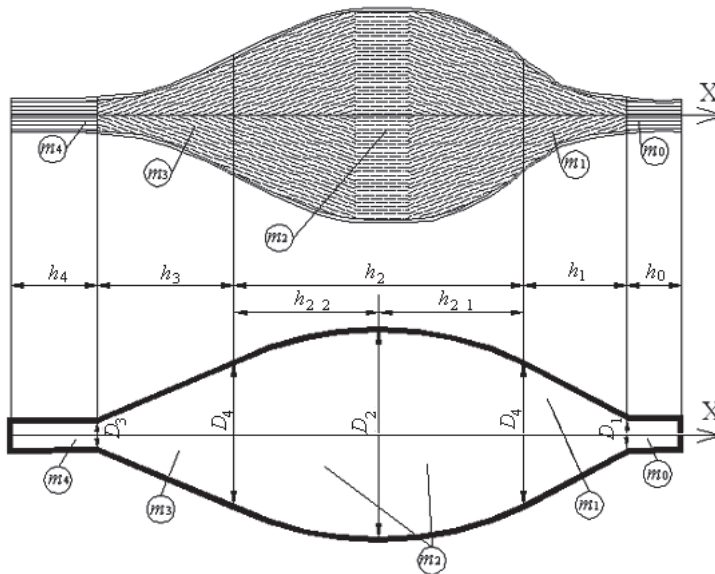
Parametry właściwości mechanicznych opisanych modeli mięśnia można określić za pomocą doświadczalnej identyfikacji, którą należy przeprowadzić zgodnie z metodą opisaną w [159]. Wyniki badań numerycznych wykonanych dla odmiennych właściwości mechanicznych przedstawiono w [161]. Do opisu geometrii mięśni wrzecionowaty potraktowano jako strukturę złożoną z następujących figur geometrycznych:

- 1) w modelu mięśnia średniego M1_I lub M1_II każde ścięgno ma postać walca, boczne fragmenty mięśnia są stożkami ściętymi, środkowa część brzośca ma zaś postać beczki (rys. 2.4);
- 2) w modelu mięśnia krótkiego M2_I lub M2_II każde ścięgno ma postać walca, brzusiec zaś – beczki;
- 3) w modelu mięśnia długiego M3_I lub M3_II każde ścięgno ma postać walca, boczne fragmenty są stożkami ściętymi (dwa fragmenty po prawej i dwa fragmenty po lewej stronie), środkowa część brzośca zaś ma postać beczki.



Rys. 2.3. Model mięśnia: M3_I (po lewej) i M3_II (po prawej) [161]; opis symboli jest zgodny z opisem podanym do rys. 2.1; P_4^w – siła aktywna generowana w piątym fragmencie mięśnia; P_5^w – siła aktywna generowana w szóstym fragmencie mięśnia

Należy podkreślić, że sformułowanie geometryczne powinno być tak dobrane, aby zapewnić zgodność powierzchni dwóch figur znajdujących się na styku, np. walca i stożka ściętego lub stożka ściętego i beczki. Do wyznaczenia masy poszczególnych fragmentów mięśnia i ich poprzecznego przekroju fizjologicznego (*physiological cross section area*, PCSA) należało określić dane opisujące gęstość tkanki mięśniowej, gęstość tkanki ścięgna, współczynniki geometrii zadanych kształtów fragmentów mięśnia wraz z długością tych fragmentów, współrzędne początku i przyczepu mięśnia, długość ścięgien lub długość brzośca.



Rys. 2.4. Modelowanie geometrii mięśnia wrzecionowatego dla modelu M1_I lub M1_II [164]:

m_i – element masowy; X – oś długa mięśnia łącząca początek i przyczep mięśnia;
 D_k – średnica k -tego przekroju poprzecznego; h_k – długość k -tego fragmentu mięśnia

- Badania modeli numerycznych mięśni obłych obejmowały wyznaczenie wpływu [161, 162]:
- 1) **szywności 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 przekazywanej siły);
 - 2) **stopnia dyskretyzacji modelu mięśnia** na zachowanie modelu mięśnia 3DOF, 5DOF i 7DOF (wymodelowanie zachowania mięśnia jest przedstawione w postaci szeregowego połączenia odcinków pasywnych i aktywnych, z tego względu liczba tych odcinków wpływa na dokładność opisu zachowania mięśnia rzeczywistego);
 - 3) **przyjętej postaci matematycznej modelu mięśnia** na zachowanie modelu mięśnia (do wymodelowania zachowania mięśnia pojedynczego stosuje się model matematyczny w postaci układu równań różniczkowych, z kolei do wymodelowania zachowania zespołu mięśni należy stosować model w postaci jednego równania różniczkowo-całkowego).

Wpływ sztywności bocznych fragmentów mięśnia sprawdzono dla [161]:

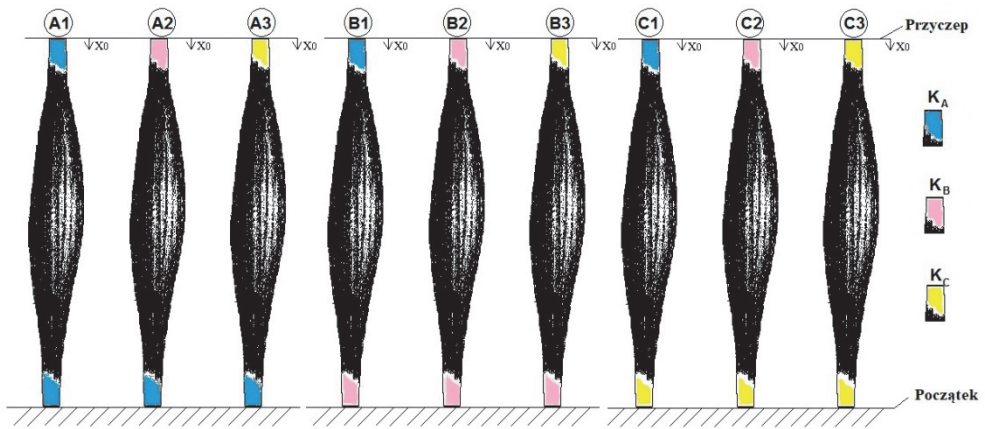
- 1) dwóch rodzajów modelu mięśnia (sztywność typu 1 i sztywność typu 2) (rys. 2.5, 2.6);
- 2) dziewięciu odmian każdego rodzaju modelu mięśnia (A1, A2, A3, B1, B2, B3, C1, C2, C3).

W modelu mięśnia „sztywność typu 1” współczynniki sztywności są równe: $K_A = 30\,000$ N/m (wymodelowanie wpływu ścięgna), $K_B = 15\,000$ N/m (wymodelowanie wpływu połączenia ścięgno-brzusiec) i $K_C = 5\,000$ N/m (wymodelowanie wpływu brzośca). W modelu mięśnia „sztywność typu 2” współczynniki sztywności są równe: $K_{A_1} = 4286$ N/m,

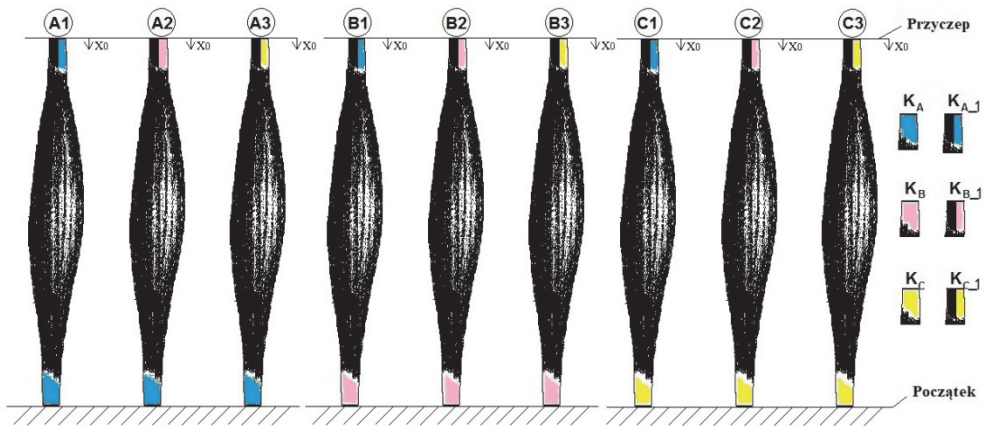
$K_{B-1} = 3750 \text{ N/m}$ i $K_{C-1} = 2500 \text{ N/m}$. Każdy z trzech współczynników sztywności opisuje szeregowe połączenie fragmentu ścięgna przyczepu z górnym fragmentem brzucha.

Za pomocą współczynnika sztywności K_A można wymodelować wpływ przekazywania siły mięśnia do kości przez ścięgno. Stosując współczynnik sztywności K_B , można wymodelować wpływ przekazywania siły mięśnia do kości przez połączenie ścięgno-brzusiec. Z kolei za pomocą współczynnika sztywności K_C można zasymulować wpływ przekazywania siły mięśnia do kości wyłącznie przez włókna mięśniowe brzucha. Natomiast za pomocą współczynników sztywności K_{A-1} , K_{B-1} lub K_{C-1} można wymodelować wpływ przekazywania siły mięśnia do kości przez szeregowe połączenie sztywności ścięgna przyczepu ze sztywnością górnego fragmentu brzucha.

Wpływ przyjętej postaci matematycznej modelu mięśnia sprawdzono przez porównanie uzyskanej odpowiedzi numerycznej modelu mięśnia opisanego za pomocą układu równań różniczkowych z odpowiedzią numeryczną modelu mięśnia podanego w postaci jednego równania różniczkowo-całkowego.



Rys. 2.5. Modele mięśnia „sztywność 1” [161]



Rys. 2.6. Modele mięśnia „sztywność 2” [161]

Badania numeryczne obejmowały przebadanie 54 modeli obliczeniowych mięśni obłych. Wartości własne dla modeli w postaci układu równań różniczkowych i modeli w postaci jednego równania różniczkowo-całkowego podano w tabelach 2.1–2.3. Należy podkreślić, że uwzględnienie zróżnicowanych właściwości mechanicznych ścięgna i brzośca prowadzi do uzyskania modelu bardzo sztywnego, model ten posiada bowiem wartości własne różniące się o kilka rzędów wielkości. Z tego względu w celu numerycznego rozwiązania układu równań różniczkowych lub jednego równania różniczkowo-całkowego niezbędne jest dobranie odpowiedniego kroku czasowego zależnego od największej wartości własnej [161].

Badania numeryczne modeli mięśni (M1, M2, M3) 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. Uzyskano odpowiedź modelu w postaci przebiegu przemieszczeń punktów charakterystycznych. Do wymodelowania skurczu izokinetyczno-izometrycznego wprowadzono funkcję przemieszczenia przyczepu mięśnia, która w pierwszym przedziale opisuje skurcz izokinetyczny (tzn. skurcz ze stałą prędkością), w drugim zaś – skurcz izometryczny (tzn. przyczep pozostaje unieruchomiony). Uzyskano odpowiedź modelu w postaci przebiegu siły kurczliwej mięśnia, tzn. siły działającej na przyczepie mięśnia podczas badanego skurczu. Natomiast do wymodelowania skurczu spowodowanego skokowym wydłużeniem mięśnia zadano funkcję przemieszczenia przyczepu mięśnia, która ma postać potęgową i zapewnia uzyskanie bardzo szybkiego przebiegu funkcji, zbliżonego do funkcji Heaviside'a. Uzyskano odpowiedź modelu w postaci przebiegu siły kurczliwej mięśnia, tzn. siły działającej na przyczepie mięśnia podczas badanego skurczu.

Tabela 2.1

Wartości własne modelu mięśnia M2

Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego	Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego
1	M2_A1	-3789483,72	-3789479,43	5	M2_B2	-1952183,21	-1952179,58
		-3695503,15	-21499,34			-1847746,61	-11042,21
		-61,89	-10,00			-600,37	-10,01
		-10,00	-0,00			-10,00	-10,00
		-10,00				-10,00	
		-10,16				-10,17	
2	M2_A2	-3789479,43	-3789479,38	6	M2_B3	-1952179,47	-1952179,44
		-1847750,45	-11060,98			-615912,37	-4083,39
		-618,89	-10,01			-600,37	-10,02
		-10,00	-10,00			-10,00	-10,00
		-10,00				-10,00	
		-10,16				-10,17	

cd. tab. 2.1

Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego	Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego
3	M2_A3	-3789479,35	-3789479,34	7	M2_C1	-3695507,80	-727368,07
		-615912,55	-4102,06			-727364,30	-21413,09
		-618,89	-10,02			-536,02	-10,00
		-10,00	-10,00			-10,19	-10,00
		-10,00				-10,00	
		-10,16				-10,00	
4	M2_B1	-3695507,90	-1952179,78	8	M2_C2	-1847751,05	-727366,52
		-1952178,91	-21480,42			-727364,06	-10976,21
		-600,37	-10,00			-536,02	-10,01
		-10,00	-10,00			-10,19	-10,00
		-10,00				-10,00	
		-10,17				-10,00	
9	M2_C3	-727368,24	-727365,52				
		-615908,88	-4018,26				
		-536,02	-10,02				
		-10,00	-10,00				
		-10,00					
		-10,19					

Tabela 2.2

Wartości własne modelu mięśnia M1

Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego	Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego
1	M1_A1	-4291130,30	-4291130,30	5	M1_B2	-2456891,51	-2456891,51
		-3845254,68	-198270,54			-1923259,87	-114112,83
		-33832,018	-33044,89			-32484,49	-30001,45
		-30896,18	-4894,037			-29185,88	-4328,68
		-853,61	-10,02			-821,18	-10,02
		-10,12	-10,00 +0,002 <i>i</i>			-10,12	-10,00
		-10,01 +0,01 <i>i</i>	-10,00 -0,002 <i>i</i>			-10,02	-10,001 +0,002 <i>i</i>
		-10,01 -0,01 <i>i</i>	-10,00			-10,00 +0,014 <i>i</i>	-10,00 -0,002 <i>i</i>
		-9,99 +0,01 <i>i</i>				-10,00 -0,014 <i>i</i>	
		-9,99 -0,01 <i>i</i>				-9,99	

cd. tab. 2.2

Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego	Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego
2	M1_A2	-4291130,30	-4291130,30	6	M1_B3	-2456891,51	-2456891,51
		-1923259,87	-114112,89			-641966,66	-58929,01
		-33828,83	-33032,74			-32450,24	-29949,27
		-30888,89	-4377,11			-29176,49	-3106,86
		-853,61	-10,02			-821,17	-10,03
		-10,12	-10,00 +0,0022 <i>i</i>			-10,12	-10,01
		-10,01 +0,01 <i>i</i>	-10,00 -0,002 <i>i</i>			-10,02	-10,00 +0,002 <i>i</i>
		-10,01 -0,01 <i>i</i>	-10,00			-10,00 +0,014 <i>i</i>	-10,00 -0,002 <i>i</i>
		-9,99 +0,01 <i>i</i>				-10,00 -0,014 <i>i</i>	
		-9,99 -0,01 <i>i</i>				-9,99	
3	M1_A3	-4291130,30	-4291130,30	7	M1_C1	-3845254,68	-1239245,59
		-641966,66	-58931,16			-1239245,59	-198270,52
		-33815,71	-32984,07			-31988,06	-22965,44
		-30858,39	-3149,70			-22569,34	-4660,58
		-853,60	-10,03			-711,47	-10,02
		-10,12	-10,00 +0,001 <i>i</i>			-10,14	-10,00
		-10,01 +0,1 <i>i</i>	-10,00 -0,001 <i>i</i>			-10,001 +0,01 <i>i</i>	-10,00
		-10,01 -0,01 <i>i</i>	-10,00			-10,01 -0,01 <i>i</i>	-10,00
		-10,00 +0,01 <i>i</i>				-10,00 +0,01 <i>i</i>	
		-10,00 -0,01 <i>i</i>				-10,00 -0,01 <i>i</i>	
4	M1_B1	-3845254,68	-2456891,51	8	M1_C2	-1923259,87	-1239245,59
		-2456891,51	-198270,53			-1239245,59	-114112,70
		-32492,73	-30015,83			-31977,81	-22941,31
		-29188,11	-4843,30			-22569,12	-4155,81
		-821,18	-10,02			-711,47	-10,02
		-10,12	-10,00			-10,14	-10,01
		-10,02	-10,00 +0,003 <i>i</i>			-10,01 +0,01 <i>i</i>	-10,00 +0,001 <i>i</i>
		-10,00 +0,014 <i>i</i>	-10,00 -0,003 <i>i</i>			-10,01 -0,01 <i>i</i>	-10,00 -0,001 <i>i</i>
		-10,00 -0,014 <i>i</i>				-10,00 +0,01 <i>i</i>	
		-10,00				-10,00 -0,01 <i>i</i>	

cd. tab. 2.2

Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego
9	M1_C3	-1239245,59	-1239245,59
		-641966,66	-58925,34
		-31935,09	-22869,62
		-22568,21	-2957,04
		-711,47	-10,03
		-10,14	-10,00
		-10,01	-10,00
		-10,00 +0,01 <i>i</i>	-10,00
		-10,00 -0,01 <i>i</i>	
		-9,99	

Tabela 2.3

Wartości własne modelu mięśnia M3

Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego	Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego
1	M3_A1	-4376995,88	-4304030,26	5	M3_B2	-2480212,87	-2480212,87
		-4304030,25	-800871,72			-2198188,99	-461163,56
		-177022,60	-177022,60			-163995,63	-163995,63
		-117531,19	-31252,28			-117024,13	-29137,40
		-15918,94	-13543,42			-15784,43	-13071,11
		-12004,73	-2832,33			-11683,96	-2656,68
		-676,01	-10,05 +0,02 <i>i</i>			-655,683	-10,07
		-10,15 +0,04 <i>i</i>	-10,05 -0,02 <i>i</i>			-10,20	-10,04 +0,05 <i>i</i>
		-10,154 -0,04 <i>i</i>	-10,01 +0,05 <i>i</i>			-10,12 +0,11 <i>i</i>	-10,04 -0,05 <i>i</i>
		-10,05 +0,12 <i>i</i>	-10,01 -0,05 <i>i</i>			-10,12 -0,11 <i>i</i>	-9,98 +0,05 <i>i</i>
		-10,05 -0,12 <i>i</i>	-9,96 +0,024 <i>i</i>			-9,99 +0,14 <i>i</i>	-9,98 -0,05 <i>i</i>
		-9,94 +0,10 <i>i</i>	-9,96 -0,024 <i>i</i>			-9,99 -0,14 <i>i</i>	-9,95
		-9,94 -0,10 <i>i</i>				-9,88 +0,064 <i>i</i>	
		-9,89				-9,88 -0,064 <i>i</i>	

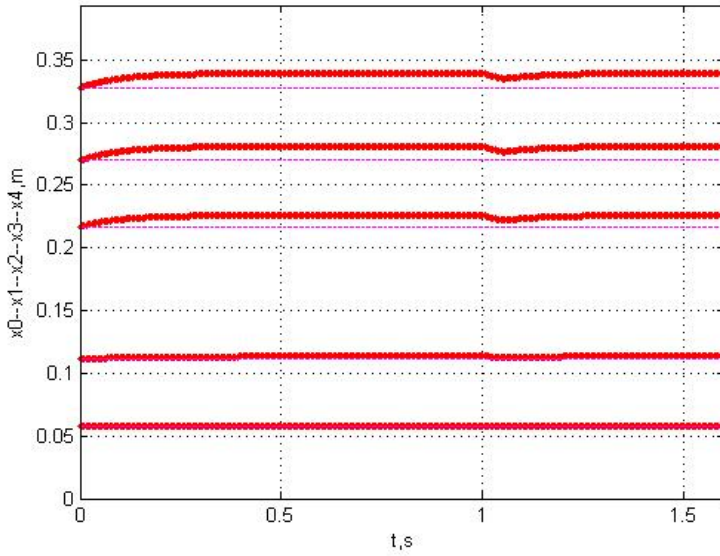
cd. tab. 2.3

Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego	Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego
2	M3_A2	-4304030,26	-4304030,26	6	M3_B3	-2480212,7	-2480212,87
		-2198188,99	-461163,56			-747601,3	-238748,03
		-177022,60	-177022,60			-163995,63	-163995,63
		-117024,13	-29139,31			-114740,61	-24112,99
		-15917,96	-13505,07			-15780,16	-12928,39
		-12004,32	-2695,02			-11682,54	-2241,48
		-676,01	-10,06			-655,67	-10,08
		-10,14	-10,04 +0,04 <i>i</i>			-10,19	-10,045 +0,06 <i>i</i>
		-10,11	-10,04 -0,04 <i>i</i>			-10,12 +0,10 <i>i</i>	-10,04 -0,06 <i>i</i>
		-10,04 +0,08 <i>i</i>	-9,98 +0,05 <i>i</i>			-10,12 -0,10 <i>i</i>	-9,98 +0,06 <i>i</i>
		-10,04 -0,083 <i>i</i>	-9,98 -0,05 <i>i</i>			-9,99 +0,14 <i>i</i>	-9,98 -0,06 <i>i</i>
		-9,96 +0,071 <i>i</i>	-9,95			-9,99 -0,14 <i>i</i>	-9,94
		-9,96 -0,07 <i>i</i>				-9,89 +0,06 <i>i</i>	
		-9,92				-9,89 -0,06 <i>i</i>	
		3	M3_A3			-4304030,25	-4304030,25
-747601,30	-238748,02			-1288366,06	-800871,71		
-177022,60	-177022,59			-132421,55	-132421,52		
-114740,61	-24118,54			-117531,15	-31247,04		
-15913,95	-13363,06			-15485,22	-11798,65		
-12002,63	-2275,46			-10597,62	-2649,95		
-676,00	-10,07			-584,46	-10,05 +0,02 <i>i</i>		
-10,19	-10,04 +0,05 <i>i</i>			-10,17	-10,05 -0,02 <i>i</i>		
-10,12 +0,11 <i>i</i>	-10,04 -0,05 <i>i</i>			-10,10	-10,01 +0,05 <i>i</i>		
-10,12 -0,101 <i>i</i>	-9,98 +0,05 <i>i</i>			-10,04 +0,08 <i>i</i>	-10,01 -0,05 <i>i</i>		
-9,99 +0,142 <i>i</i>	-9,98 -0,05 <i>i</i>			-10,04 -0,08 <i>i</i>	-9,96 +0,02 <i>i</i>		
-9,99 -0,14 <i>i</i>	-9,95			-9,95 +0,08 <i>i</i>	-9,96 -0,02 <i>i</i>		
-9,88 +0,06 <i>i</i>				-9,95 -0,08 <i>i</i>			
-9,88 -0,06 <i>i</i>				-9,91			

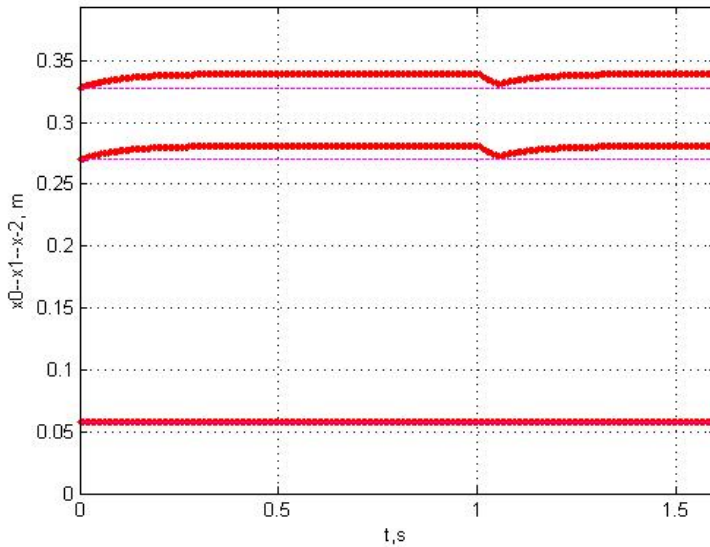
cd. tab. 2.3

Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego	Lp.	Typ modelu	Wartości własne modelu w postaci układu równań różniczkowych	Wartości własne modelu w postaci równania różniczkowo-całkowego
4	M3_B1	-4376995,89	-2480212,86	8	M3_C2	-2198188,98	-1288366,06
		-2480212,89	-800871,71			-1288366,06	-461163,55
		-163995,63	-163995,63			-132421,55	-132421,52
		-117531,19	-31250,95			-117024,09	-29131,87
		-15785,47	-13110,35			-15484,03	-11755,51
		-11684,31	-2792,50			-10597,41	-2519,65
		-655,67	-10,06			-584,46	-10,06 +0,03 <i>i</i>
		-10,17 +0,05 <i>i</i>	-10,03 +0,04 <i>i</i>			-10,17 +0,05 <i>i</i>	-10,06 -0,03 <i>i</i>
		-10,17 -0,05 <i>i</i>	-10,03 -0,04 <i>i</i>			-10,17 -0,05 <i>i</i>	-10,01 +0,061 <i>i</i>
		-10,05 +0,13 <i>i</i>	-9,97 +0,04 <i>i</i>			-10,05 +0,13 <i>i</i>	-10,01 -0,06 <i>i</i>
		-10,05 -0,13 <i>i</i>	-9,97 -0,04 <i>i</i>			-10,05 -0,13 <i>i</i>	-9,95 +0,03 <i>i</i>
		-9,92 +0,11 <i>i</i>	-9,95			-9,92 +0,11 <i>i</i>	-9,95 -0,03 <i>i</i>
		-9,92 -0,11 <i>i</i>				-9,92 -0,11 <i>i</i>	
		-9,86				-9,86	
9	M3_C3	-1288366,06	-1288366,06				
		-747601,30	-238748,02				
		-132421,54	-132421,52				
		-114740,58	-24097,90				
		-15479,19	-11606,27				
		-10596,56	-2120,53				
		-584,45	-10,06 +0,02 <i>i</i>				
		-10,21	-10,06 -0,02 <i>i</i>				
		-10,13 +0,12 <i>i</i>	-10,00 +0,05 <i>i</i>				
		-10,13 -0,12 <i>i</i>	-10,00 -0,05 <i>i</i>				
		-9,98 +0,15 <i>i</i>	-9,95 +0,02 <i>i</i>				
		-9,98 -0,15 <i>i</i>	-9,95 -0,02 <i>i</i>				
		-9,86 +0,07 <i>i</i>					
		-9,86 -0,07 <i>i</i>					

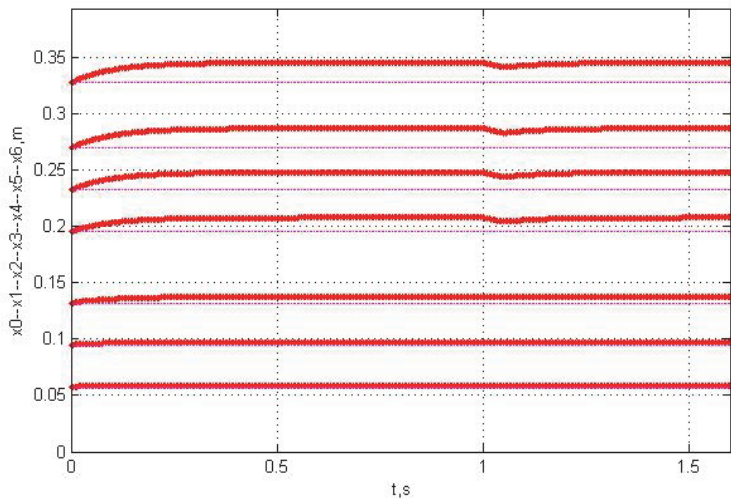
Na rys. 2.7–2.11 przedstawiono wybrane wyniki, szczegółowy opis i analizę wyników otrzymanych w badaniach numerycznych modeli obliczeniowych mięśni obłych przedstawiono zaś w [161].



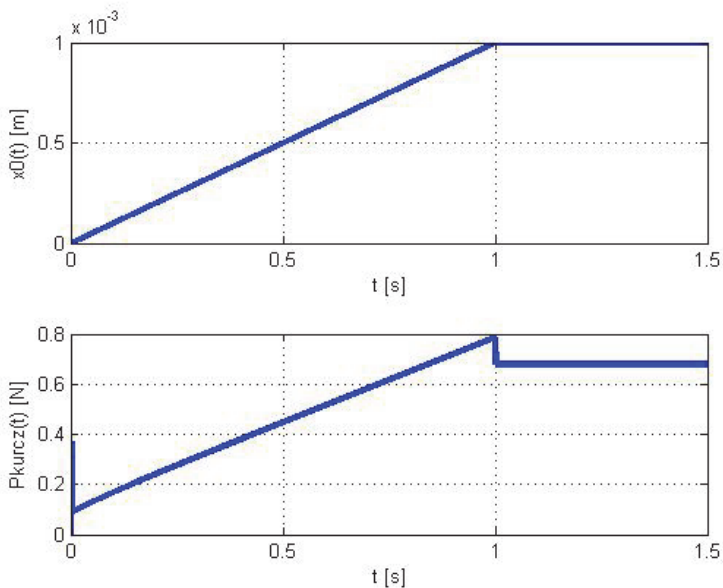
Rys. 2.7. Skurcz ekscentryczno-koncentryczny modelu mięśnia M1_I o odmianie A1 (opisany układem pięciu równań różniczkowych) [161]



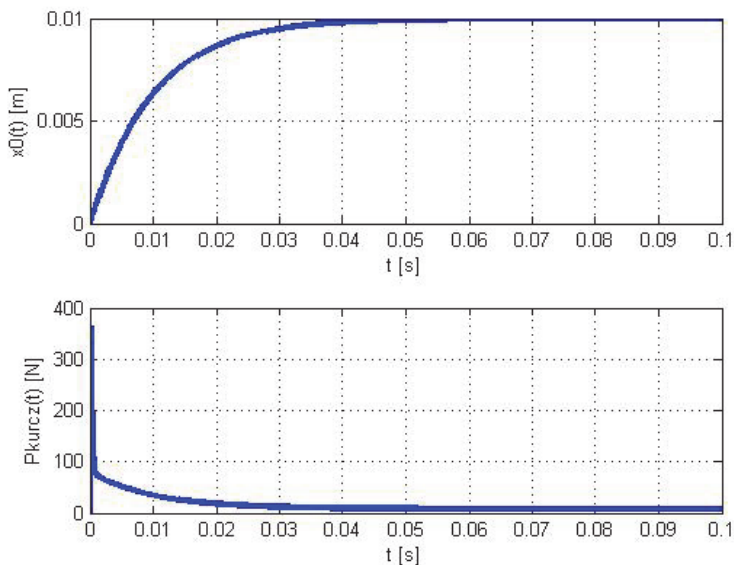
Rys. 2.8. Skurcz ekscentryczno-koncentryczny modelu mięśnia M2_I o odmianie A1 (opisany układem trzech równań różniczkowych) [161]



Rys. 2.9. Skurcz ekscentryczno-koncentryczny modelu mięśnia M3_I o odmianie A1 (opisany układem siedmiu równań różniczkowych) [161]



Rys. 2.10. Skurcz izotoniczno-izometryczny modelu mięśnia M1_I o odmianie A1 (opisany równaniem różniczkowo-całkowym) [161]



Rys. 2.11. Skurcz spowodowany skokowym wydłużeniem modelu mięśnia M1_I o odmanie A1 (opisany równaniem różniczkowo-całkowym) [161]

2.3. Modelowanie mięśnia pierzastego

Model mięśnia pierzastego opracowano w postaci mięśnia płaskiego w zakresie małych odkształceń, biorąc pod uwagę najczęściej spotykaną budowę mięśnia pierzastego znajdującego się w zespołach kończyny górnej i dolnej [113].

W mięśniu pierzastym obciążonym siłą zewnętrzną F_{zew} skurcz włókien mięśniowych o sile F_m powoduje przesunięcie przyczepu mięśnia x , które prowadzi do zmiany kąta pierzastości α_p (rys. 2.12a). W przyjętym modelu autorskim powstanie odkształcenia w mięśniu jednopierzastym opisano schematem przedstawionym na rys. 2.12b [167], gdzie:

AB – długość początkowa mięśnia (przed skurczem);

AB' – długość końcowa mięśnia (po skurczu);

tt – odległość między początkiem i przyczepem mięśnia;

F_{mo} – początkowa siła skurczu mięśnia przy długości AB ;

F_m – końcowa siła skurczu mięśnia przy długości AB' ;

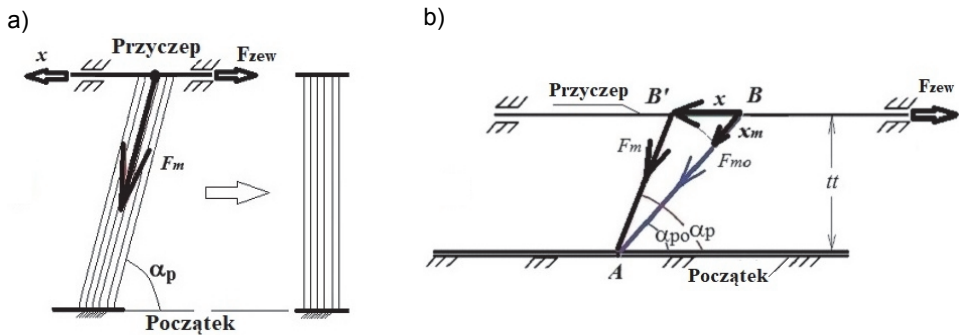
α_{po} – kąt pierzastości przed skurczem mięśnia (tzn. przy długości AB);

α_p – kąt pierzastości po skurczu mięśnia (tzn. przy długości AB');

x_m – zmiana długości mięśnia wskutek zmiany długości początkowej AB w długość końcową AB' .

W pracy [167] zaproponowano modele matematyczne opisujące:

- 1) autorski model mięśnia jednopierzastego (p. 2.3.1);
- 2) autorski model mięśnia dwupierzastego (p. 2.3.2);
- 3) model mięśnia jednopierzastego Hilla–Zajaca (p. 2.3.3), stosowany w obliczeniach biomechanicznych (model ten zaimplementowano w celu porównania z autorskim modelem mięśnia jednopierzastego).



Rys. 2.12. Schemat powstania skurczu mięśnia pierzastego [167]: a) ułożenie włókien mięśniowych w mięśniu pierzastym przed skurczem (po lewej) i po skurczu (po prawej); b) schemat odkształcenia mięśnia pierzastego

Modele autorskie mięśnia jednopierzastego (p. 2.3.1) i mięśnia dwupierzastego (p. 2.3.2) można zastosować do rozwiązania następujących zadań dynamicznych, przy założeniu, że t jest zmienną czasu:

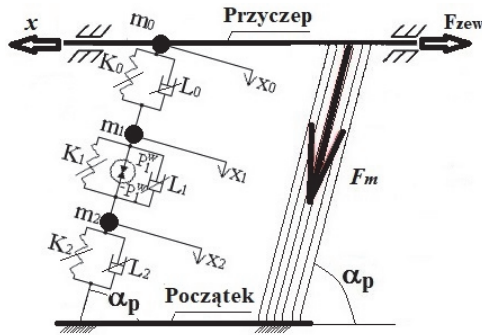
- 1) przyjmując dane wejściowe w postaci przemieszczenia przyczepu $x(t)$ i siły zewnętrznej $F_{zew}(t)$, można wyznaczyć siłę wewnętrzną $P^w(t)$, która jest generowana przez element siłowy i powoduje powstanie skurczu mięśnia o sile $F_m(t)$, zmianę kąta pierzastości $\alpha_p(t)$ oraz odkształcenia poszczególnych odcinków modelu mięśnia (zadanie I);
- 2) przyjmując dane wejściowe w postaci przemieszczenia przyczepu $x(t)$ i siły wewnętrznej $P^w(t)$, można obliczyć siłę zewnętrzną $F_{zew}(t)$, zmianę kąta pierzastości $\alpha_p(t)$ oraz odkształcenia poszczególnych odcinków modelu mięśnia (zadanie II);
- 3) przyjmując dane wejściowe w postaci siły zewnętrznej $F_{zew}(t)$ i siły wewnętrznej $P^w(t)$, można wyznaczyć przemieszczenie przyczepu $x(t)$, zmianę kąta pierzastości $\alpha_p(t)$ oraz odkształcenia poszczególnych odcinków modelu mięśnia (zadanie III).

2.3.1. Model mięśnia jednopierzastego

Autorski model mięśnia jednopierzastego jest układem o 3DOF. Składa się on z trzech szeregowo połączonych odcinków o właściwościach masowo-sprężysto-tłumiących, które opisują jeden fragment aktywny i dwa fragmenty pasywne (rys. 2.13). W modelu tym zdefiniowane zostały następujące wielkości:

- $(x_0 - x_1)$ – różnica przemieszczeń punktów, która opisuje zmianę długości górnej części pasywnej;
- $(x_1 - x_2)$ – różnica przemieszczeń punktów, która opisuje zmianę długości środkowej części aktywnej;
- x_2 – przemieszczenie punktu, które opisuje zmianę długości dolnej części pasywnej;
- m_j – masa j -tego elementu;
- K_j – współczynnik sztywności j -tego elementu sprężystego;
- L_j – współczynnik lepkości j -tego elementu tłumiącego;
- $P_1^w = P_1^w(t)$ – siła wewnętrzna generowana w odcinku aktywnym modelu.

W pracy [167] przedstawiono model matematyczny mięśnia jednopierzastego do rozwiązania zadania III i podano wyniki badań numerycznych wraz z opisem zakresu stosowania proponowanego modelu.



Rys. 2.13. Model mięśnia jednopierzastego [167]

W celu rozwiązania zadania II i wyznaczenia siły zewnętrznej F_{zew} należy zastosować model matematyczny mięśnia jednopierzastego, składający się z układu dwóch równań różniczkowych:

$$\begin{aligned} m_1 \cdot \ddot{x}_1 + L_0 \cdot \dot{x}_1 + L_1 \cdot (\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + K_0 \cdot x_1 + K_1 \cdot (x_1 - x_2) &= P_1^w + L_0 \cdot \dot{x}_0 + K_0 \cdot x_0 \\ m_2 \cdot \ddot{x}_2 + L_2 \cdot \dot{x}_2 + L_1 \cdot (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) + K_2 \cdot x_2 + K_1 \cdot (x_2 - x_1) &= -P_1^w \end{aligned} \quad (2.1)$$

oraz dwóch związków geometrycznych:

$$x = x(t) = \frac{l_0 \cdot \sin(\alpha_p(t) - \alpha_{po})}{\sin(\alpha_p)} \quad (2.2)$$

$$\alpha_p = \alpha_p(t) = \arcsin\left(\frac{l_0 \cdot \sin(\alpha_{po})}{l_0 - x_0(t)}\right) \quad (2.3)$$

gdzie: l_0 – długość początkowa mięśnia pierzastego,
 α_{po} – początkowy kąt pierzastości (przy długości l_0).

Po rozwiązaniu powyższego układu równań siłę zewnętrzną F_{zew} oblicza się ze wzoru:

$$F_{zew} = -\left(m_0 \cdot \ddot{x} + K_0 \cdot (x_0 - x_1) \cdot \cos(\alpha_p) + L_0 \cdot (\dot{x}_0 - \dot{x}_1) \cdot \cos(\alpha_p)\right) \quad (2.4)$$

W celu rozwiązania zadania I i wyznaczenia siły wewnętrznej P_1^w należy zastosować model matematyczny mięśnia jednopierzastego w postaci dwóch związków geometrycznych (2.2) i (2.3) oraz dwóch równań różniczkowych:

$$\begin{aligned} L_0 \cdot \dot{x}_1 &= K_0 \cdot x_1 + B(t) \\ m_2 \cdot \ddot{x}_2 + L_2 \cdot \dot{x}_2 + K_2 \cdot x_2 &= -\frac{m_0}{L_0} \left(\dot{B}(t) - K_0 \cdot \dot{x}_1\right) + L_0 \cdot (\dot{x}_1 - \dot{x}_0) + K_0 \cdot (x_1 - x_0) \end{aligned} \quad (2.5)$$

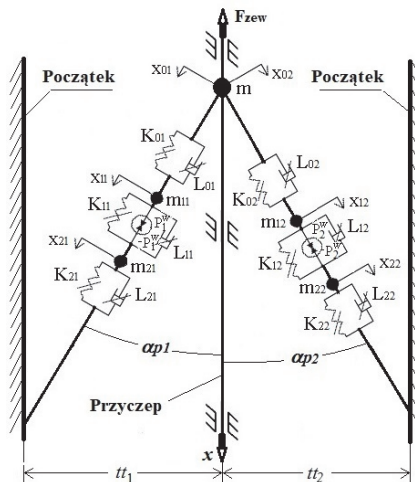
gdzie: $B(t) = \frac{(m_0 \cdot \ddot{x} + K_0 \cdot x_0 \cdot \cos(\alpha_p) + L_0 \cdot \dot{x}_0 \cdot \cos(\alpha_p) + F_{zew})}{\cos(\alpha_p)}$

2.3.2. Model mięśnia dwupierzastego

Autorski model mięśnia dwupierzastego jest układem o 6DOF. Jest on złożony z dwóch modeli mięśnia jednopierzastego położonych pod odmiennymi kątami pierzastości (rys. 2.14).

Część lewa o szerokości tt_1 nachylona jest pod kątem α_{p1} , część prawa zaś o szerokości tt_2 – pod kątem α_{p2} . W modelu zdefiniowane zostały następujące wielkości:

- $(x_{01} - x_{11})$ – różnica przemieszczeń punktów, która opisuje zmianę długości górnego fragmentu pasywnego lewej części modelu mięśnia;
- $(x_{11} - x_{21})$ – różnica przemieszczeń punktów, która opisuje zmianę długości środkowego fragmentu aktywnego lewej części modelu mięśnia;
- x_{21} – przemieszczenie punktu opisujące zmianę długości dolnego fragmentu pasywnego lewej części modelu mięśnia;
- $(x_{02} - x_{12})$ – różnica przemieszczeń punktów, która opisuje zmianę długości górnego fragmentu pasywnego prawej części modelu mięśnia;
- $(x_{12} - x_{22})$ – różnica przemieszczeń punktów, która opisuje zmianę długości środkowego fragmentu aktywnego prawej części modelu mięśnia;
- x_{22} – przemieszczenie punktu opisujące zmianę długości dolnego fragmentu pasywnego prawej części modelu mięśnia;
- m_{ji} – masa j -tego fragmentu części i -tej;
- m – masa fragmentu złożonego z masy m_{01} i masy m_{02} ;
- K_{ji} – współczynnik sztywności elementu sprężystego j -tego fragmentu części i -tej;
- L_{ji} – współczynnik lepkości elementu tłumiącego j -tego fragmentu części i -tej;
- $P_1^w = P_1^w(t)$ – siła wewnętrzna aktywnego fragmentu części lewej;
- $P_2^w = P_2^w(t)$ – siła wewnętrzna aktywnego fragmentu części prawej.

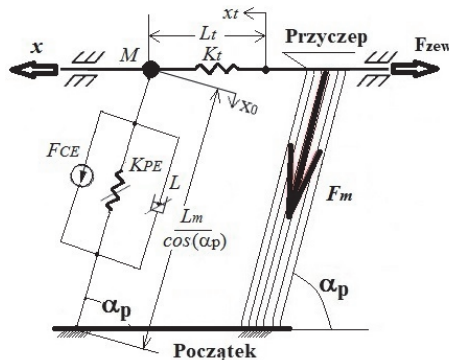


Rys. 2.14. Model mięśnia dwupierzastego [167]

W pracy [167] przedstawiono model matematyczny mięśnia dwupierzastego do rozwiązania zadania III oraz zaprezentowano wyniki badań numerycznych wraz z opisem zakresu stosowania proponowanego modelu.

2.3.3. Model mięśnia jednopierzastego Hilla–Zajaca

Model mięśnia jednopierzastego Hilla–Zajaca został sformułowany na podstawie zasad podanych w [54]. Model jest podany w postaci układu reologicznego (rys. 2.15), w którym długość mięśnia stanowi sumę długości brzuśca $L_m/\cos(\alpha_p)$ i długości ścięgna L_t . Właściwości mechaniczne brzuśca mięśnia są opisane za pomocą jednego elementu masowego M (opisuje masę zredukowaną do jednego punktu), elementu siłowego generującego siłę F_{CE} (zależną od aktualnej długości mięśnia l , prędkości skurczu włókien mięśniowych i pobudzenia nerwowego przekazywanego przez układ nerwowy), równoległego elementu sprężystego o współczynniku sztywności K_{PE} i elementu tłumiącego o współczynniku lepkości L . Właściwości mechaniczne ścięgna mięśnia są opisane za pomocą szeregowego elementu sprężystego o współczynniku sztywności K_t i długości ścięgna będącej różnicą przemieszczeń ($x_t - x$). Model matematyczny mięśnia jednopierzastego Hilla–Zajaca podany w [167]. Został on sformułowany na podstawie często przyjmowanego w obliczeniach biomechanicznych założenia, że siła elementu siłowego F_{CE} stanowi iloczyn pobudzenia nerwowego (które jest wartością z przedziału $[0; 1]$) oraz różnicy pomiędzy składową aktywną charakterystyki statycznej mięśnia F_m^{act} i składową pasywną charakterystyki statycznej mięśnia [39, 99, 100].



Rys. 2.15. Model mięśnia Hilla-Zajaca [167]

Model mięśnia Hilla–Zajaca może być stosowany do modelowania zachowania mięśnia, przy założeniu, że zachowanie ścięgna i brzuśca jest zredukowane do przyczepu mięśnia, a siła generowana przez mięsień zależy od aktualnej długości mięśnia oraz stopnia jego aktywacji.

Rozdział 3

BIOMECHANICZNE MODELE UKŁADÓW MIĘŚNIOWO-SZKIELETOWYCH

3.1. Wprowadzenie

Układ mięśniowo-szkieletowy człowieka jest systemem wielocłonowym, złożonym z układu kostnego i układu mięśniowego. Układ kostny jest bierny, układ mięśniowy zaś – aktywny, a jego składowe są wewnętrznymi generatorami siły. Współpraca układu mięśniowego z układem szkieletowym odbywa się pod ciągłą kontrolą układu nerwowego, który nadzoruje funkcjonowanie układu szkieletowo-mięśniowego. W przypadku jego przeciążenia uruchamiane są fizjologiczne mechanizmy obronne, zapewniające powrót układu do stanu normalnego (bez przeciążenia).

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 żywe mięśnie badanego zespołu mięśniowego. Jest to uwarunkowane faktem, że 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. Modulacja sztywności stawu jest mechanizmem, który pozwala dostosować układ kończyny do przykładowego obciążenia zewnętrznego w celu wykonania zadania motorycznego i jednoczesnego unikania uszkodzenia składowych tego układu [86]. Należy pokreślić, że oszacowania sztywności stawu kończyny badanej można dokonać jedynie w pewnym zakresie poprzez zmianę funkcji obciążenia zewnętrznego i/lub wprowadzenie celowych zaburzeń zewnętrznych przy odmiennych częstotliwościach obciążenia zewnętrznego.

Wymodelowanie zachowania wybranego układu mięśniowo-szkieletowego człowieka wymaga rozwiązania podstawowego problemu biomechaniki zespołu mięśni, który polega na określeniu udziałów poszczególnych mięśni w badanej czynności motorycznej, tzn. w badanym ruchu lub w stanie stabilizacji względnej. Działanie zespołu mięśniowego powinno być rozpatrywane jako funkcjonowanie poszczególnych grup mięśniowych. Stopień współdziałania pomiędzy mięśniami tworzącymi grupę zależy od aktualnej informacji przekazywanej przez układ sensoryczny (propriocepcja), układ wzrokowy (u osoby widzącej) oraz intencji osobniczych (funkcji poznawczych).

Z punktu widzenia mechaniki układ mięśni działających na wybrany staw jest układem nadmiarowym, gdyż liczba równań równowagi (w stanach stabilizacji) lub równań dynamicznych (w ruchu) jest mniejsza od liczby sił (lub momentów) składowych mięśni działających na badany staw. Problem nadmiarowości układu może być rozpatrywany jako proste zadanie dynamiki lub odwrotne zadanie dynamiki.

W celu rozwiązania prostego zadania dynamiki należy określić wymuszenia (siły generowane przez składowe układu mięśniowego) i wyznaczyć ruch układu (np. trajektorię ruchu wybranego członu narządu ruchu) [1, 160]. Odpowiedź jest wynikiem rozwiązania układu równań różniczkowych.

W celu rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki dla określonego ruchu układu (np. zadane są trajektorie ruchu wyznaczonych członów narządu ruchu) należy wyznaczyć wy-

muszenia powodujące ten ruch (siły generowane przez składowe układu mięśniowego) [5, 18, 123]. Do uzyskania jednoznacznego rozwiązania niezbędne jest, aby wprowadzone zostały dodatkowe zależności, np. w postaci kryterium optymalizacyjnego [123, 135]. Należy jednak podkreślić, że problem zgodności postaci kryterium optymalizacyjnego z fizjologią narządu ruchu nadal pozostaje otwarty.

Z punktu widzenia fizjologii nadmiarowość układu mięśniowego chroni układ mięśniowo-szkieletowy przed przeciążeniem, podczas wysiłku bowiem mięśnie mniej zmęczone i nieprzeciążone mogą przejmować funkcje mięśni bardziej zmęczonych i przeciążonych.

Zgodnie z zasadami biomechaniki wpływ mięśnia może być wymodelowany za pomocą: 1) siły niezależnej [124]; 2) siły zależnej od długości mięśnia, jego prędkości i stopnia aktywacji [5, 38, 39]; 3) siły generowanej przez model reologiczny [53, 159, 161, 164, 165]. Moment siły mięśniowej zależy od ramienia, które z kolei zależy od wzajemnego położenia początku i przyczepu mięśnia. W celu wymodelowania wpływu mięśni opasujących stawy można zastosować podejście proponowane w [32, 33, 51].

Należy zwrócić uwagę, że charakterystyka mięśnia opisująca zależność między jego długością, prędkością i siłą nie może być traktowana jako charakterystyka unikatowa [62]. Z tego względu podczas identyfikacji właściwości mechanicznych należy wziąć pod uwagę, czy badany mięsień jest układem składającym się z: 1) brzośca; 2) połączenia ścięgna i brzośca; 3) szeregowego połączenia ścięgna, brzośca i ścięgna. Każdy z tych trzech układów ma odmienne właściwości mechaniczne ze względu na bardzo duże zróżnicowanie właściwości mechanicznych tkanki ścięgna (bardzo sztywnej) i tkanki mięśniowej (bardzo podatnej). Właściwości mechaniczne mięśnia zmieniają się pod wpływem odruchów uruchamianych przez system nerwowy [83]. Na przykład w mięśniu rzeczywistym następuje modulacja właściwości mechanicznych wspomagająca adaptację całego mięśnia do przeniesienia obciążenia (zjawisko to jest nazywane *Preflex phenomenon*).

W układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka funkcjonują mięśnie jednostawowe i wielostawowe [116]. Mięsień jednostawowy oddziałuje na jeden staw, mięsień wielostawowy zaś – 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 i zmienia sztywność końcową efektora (kończyny) [112].

Rozwiązania podstawowego problemu biomechaniki zespołu mięśni wielostawowych poszukiwano przy założeniu, że siła każdego mięśnia wielostawowego jest podzielona na kilka osobnych i niezależnych sił, z których każda działa na znajdujący się w pobliżu staw (metoda „pseudopoczątków i pseudoprzyczepów”) [52, 91].

Wymodelowanie zachowania wybranego układu mięśniowo-szkieletowego wymaga rozwiązania następujących zagadnień:

1. Zachowanie mięśnia znajdującego się w żywym organizmie jest odmienne od zachowania mięśnia izolowanego, badanego w warunkach laboratoryjnych (w tym drugim przypadku całkowicie zniesione zostaje oddziaływanie układu nerwowego, który zmienia właściwości mechaniczne mięśnia w celu unikania przeciążenia). Z tego względu przyjęcie do modelowania właściwości mechanicznych wyznaczonych dla mięśnia izolowanego pozostaje problemem otwartym.
2. Wymodelowanie zachowania układu mięśni z wykorzystaniem modelu mięśnia typu Hilla (Hilla–Zajaca) prowadzi do pominięcia wpływu zróżnicowanych właściwości mechanicznych mięśni na dynamikę układu mięśniowego. Zróżnicowanie to wynika z obecności w brzoścu odcinków o różnej sztywności oraz ścięgien, których sztywność jest o kilka rzędów większa od sztywności fragmentów brzośca.

3. Wymodelowanie wybranych ruchów badanej kończyny wymaga precyzyjnego określenia współrzędnych początków i końców mięśni. Błędne wyznaczenie współrzędnych może spowodować zmianę funkcji czynnościowej mięśnia, np. zginacz stawu może się przekształcić w prostownik tego stawu. Ponadto położenie środka rozważanego stawu powinno być określone przy uwzględnieniu, że zmienia się ono w zależności od konfiguracji segmentów tworzących ten staw (zachowanie to wynika z nieregularnej geometrii stawu).
4. W krańcowych położeniach kończyny na jej układ mięśniowo-szkieletowy oddziałują składowe bierne (więzadła, torebka stawowa, struktury kostne). Ograniczają one zakres ruchu kończyny i poprzez układ nerwowy wpływają na pobudzenie mięśni w celu zabezpieczenia przed przeciążeniem i uszkodzeniem.
5. W przypadku zachowania ruchliwości w stawie (tzn. gdy jeden segment obraca się względem drugiego) zewnętrzny moment obciążający jeden segment nie jest przenoszony na drugi segment. Natomiast w przypadku usztywnienia stawu wskutek współskurczu moment zewnętrzny obciążający jeden segment jest przenoszony na drugi segment. Pozostaje więc problem wyznaczenia udziału mięśni w pierwszym i drugim przypadku.

3.2. Modelowanie zachowania układów mięśniowo-szkieletowych

Nowatorskie podejście polegało na opracowaniu biomechanicznych modeli układów mięśniowo-szkieletowych, w których mięśnie wymodelowano w postaci nowych dyskretnych modeli reologicznych opisanych w p. 2. Zakres podejścia autorskiego obejmował opracowanie modeli matematycznych i modeli obliczeniowych zespołów mięśniowych działających w następujących układach:

- 1) płaskim układzie o dwóch stopniach swobody (model 2DOF) (p. 3.2.1);
- 2) płaskim układzie o czterech stopniach swobody (model 4DOF) (p. 3.2.2);
- 3) płaskim układzie o trzech stopniach swobody (model 3DOF) (p. 3.2.3);
- 4) płaskim układzie o pięciu stopniach swobody (model 5DOF) (p. 3.2.4);
- 5) przestrzennym układzie składającym się z jednego stawu kulistego (model kulisty) (p. 3.2.5).

Modele matematyczne wybranych układów biomechanicznych potraktowano jako układy wieloczłonowe (tzn. złożone z kilku segmentów). Opracowano je na podstawie koncepcji autorskiej zaproponowanej dla układu o jednym stopniu swobody 1DOF [155, 160, 164]. Zgodnie z proponowanym podejściem określanie generowanych w mięśniach rzeczywistych sił działających na wybrany staw zachodzi w dwóch etapach.

Etap pierwszy polega na identyfikacji właściwości mechanicznych składowych mięśni badanego zespołu mięśniowego. Na początku tego etapu za pomocą techniki obrazowania medycznego uzyskuje się obrazy trójwymiarowe badanego mięśnia oraz dane dotyczące wymiarów, masy, objętości i gęstości poszczególnych jego części. Na ich podstawie przeprowadza się podział każdego mięśnia na fragmenty, określa się punkty ograniczające wybrane fragmenty mięśnia oraz oblicza współczynniki masowe. W celu oszacowania wartości współczynników sztywności i lepkości każdego fragmentu modelu mięśnia należy go pobudzić i zarejestrować przebiegi punktów wyznaczonych na powierzchni tego mięśnia oraz siłę zewnętrzną (mierzoną na ścięgnie przyczepu mięśnia). Siła ta może być wyznaczona: 1) metodą inwazyjną, która wymaga wszczepienia czujnika siły do ścięgna przyczepu i może być przeprowadzona jedynie w warunkach laboratoryjnych [71]; 2) metodą za-

stępczą, która opiera się na wyznaczeniu siły mięśnia w odniesieniu do długości jego brzośca i ścięgien [38, 39]. Współczynniki sztywności i lepkości każdego fragmentu modelu mięśnia powinny być szacowane dla każdego rodzaju pracy mięśnia (skurcz ekscentryczny, koncentryczny lub izometryczny) oraz pobudzenia mięśnia zależnego od sił wewnętrznych generowanych w elementach siłowych. Trzeba zwrócić uwagę, że należałoby także uwzględnić wpływ powięzi łączącej wszystkie sąsiadujące mięśnie w całość, powięź powoduje bowiem dodatkowe wzajemne oddziaływanie pomiędzy mięśniami, które opasuje.

Etap drugi polega na oszacowaniu udziału poszczególnych mięśni wybranego układu w ruchu badanym. Na początku tego etapu wyznacza się masy poszczególnych segmentów układu, współrzędne środków mas tych segmentów oraz ich masowe momenty bezwładności względem wybranych osi. Następnie kończy się ustawianiem w położeniu granicznym, będącym położeniem początkowym, i zachodzi obrót kończyny przy jednoczesnym rejestrowaniu:

- 1) danych kinematycznych (będących podstawą do oszacowania kątów, prędkości kątowych i przyspieszeń kątowych badanych segmentów);
- 2) przemieszczeń punktów, które określają fragmenty każdego badanego mięśnia, oraz ich prędkości i przyspieszeń;
- 3) momentu zewnętrznego działającego na badany segment w wybranej płaszczyźnie (dane kinetyczne).

Po zakończeniu pomiarów siły mięśni rzeczywistych wyznacza się według następującego schematu. Przy użyciu równań analitycznych dla każdego mięśnia oblicza się przebiegi siły zewnętrznej działającej na przyczep mięśnia, składowej pasywnej i aktywnej tego mięśnia, sił wewnętrznych generowanych w tym mięśniu. Następnie szacuje się siłę kurczącą każdego badanego mięśnia, której wartość jest równa sile rzeczywistej powstałej w tym mięśniu podczas badania. W celu weryfikacji ilościowej oblicza się różnicę między zewnętrznym momentem zmierzonym a momentem obliczonym na podstawie oszacowanych sił kurczących mięśni badanych.

Nowe biomechaniczne modele układów mięśniowo-szkieletowych sformułowano w odniesieniu do metody Newtona–Eulera i można je zastosować do rozwiązania prostego lub odwrotnego zadania dynamiki. Modele obliczeniowe nowych modeli biomechanicznych zaimplementowano w postaci programów autorskich w oprogramowaniu MATLAB. W celu uzyskania rozwiązania numerycznego zastosowano metodę Adamsa–Bashfortha, zaimplementowaną w postaci własnego algorytmu obliczeniowego. Należy podkreślić, że każdy model biomechaniczny wykorzystywany do rozwiązania prostego zadania dynamiki zaimplementowano w dwóch postaciach obliczeniowych:

- 1) bez uwzględnienia działania momentów blokujących (postać stosowana do modelowania ruchów w zakresie dopuszczalnym);
- 2) z uwzględnieniem działania momentów blokujących generowanych na granicy zakresu dopuszczalnego i utrzymujących układ w tym zakresie.

3.2.1. Model 2DOF

Model 2DOF opisuje zachowanie układu mięśniowo-szkieletowego w układzie płaskim składającym się z dwóch stawów. Model ten można zastosować do zasymulowania płaskich ruchów dwóch połączonych segmentów (zginania–prostowania, odwodzenia–przywodzenia lub złożenia ruchu zginania–prostowania z ruchem odwodzenia–przywodzenia, zachodzących w jednej płaszczyźnie) wywołanych momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi oraz momentami blokującymi, które powstają w więza-

dłach w granicznych położeniach ruchu. Model 2DOF uwzględnia działanie mięśni jedno- i dwustawowych.

3.2.1.1. Model matematyczny 2DOF

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) (rys. 3.1) [166]. 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 zewnętrznymi M_1 i M_2 oraz siłami pochodzącymi od mięśni, których linia działania przebiega w przestrzeni [160]. Model matematyczny 2DOF, który nie uwzględnia oddziaływania sił składowych mięśni (rys. 3.1), jest opisany za pomocą układu dwóch równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
 & (J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & \quad + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + \\
 & \quad + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) = M_1 \\
 & J_{X_{AB}} \cdot \ddot{\alpha}_2 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & \quad + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + \\
 & \quad + m_{2j} \cdot g \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2) = M_2
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

gdzie: $J_{X_{OA}}$ – moment bezwładności segmentu OA względem osi X ,

$J_{X_{AB}}$ – moment bezwładności segmentu AB względem osi X ,

$\ddot{\alpha}_i$ – druga pochodna i -tego kąta α_i względem czasu t ,

$\dot{\alpha}_i$ – pierwsza pochodna i -tego kąta α_i względem czasu t ,

m_{2j} – masa segmentu AB skupiona w środku masy C_2 ,

m_{1j} – masa segmentu OA skupiona w środku masy C_1 ,

OA – długość segmentu OA ,

AB – długość segmentu AB ,

AC_2 – odległość od punktu A do środka masy C_2 ,

OC_1 – odległość od punktu O do środka masy C_1 ,

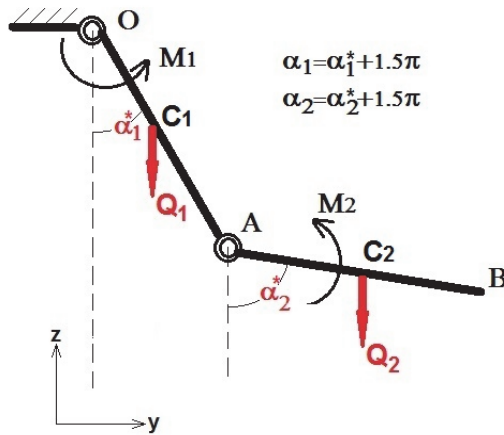
g – przyspieszenie ziemskie,

M_1 – moment modelujący działanie na segment OA obciążeń zewnętrznych oraz momentów hamujących pochodzących od więzadeł opasujących staw O ,

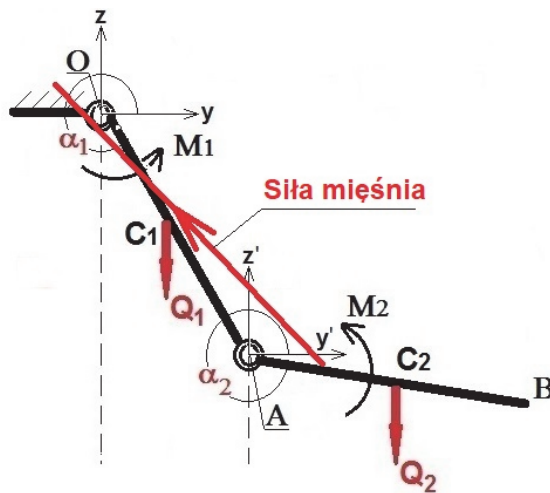
M_2 – moment modelujący działanie na segment AB obciążeń zewnętrznych oraz momentów hamujących pochodzących od więzadeł opasujących staw A .

W modelowaniu oddziaływania mięśni dwustawowych przyjęto dwa podejścia polegające na:

- 1) uwzględnieniu oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci jednej siły mięśniowej (aktonu mięśniowego), której przyczep znajduje się na części ruchomej, początek zaś – na części nieruchomej (rys. 3.2) – podejście to jest opisane w niniejszym podrozdziale;
- 2) uwzględnieniu oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci elementu kurczliwego – podejście to jest opisane w p. 3.2.1.2.



Rys. 3.1. Model 2DOF bez sił mięśniowych (Q_1 – ciężar pochodzący od masy m_{1j} ; Q_2 – ciężar pochodzący od masy m_{2j})

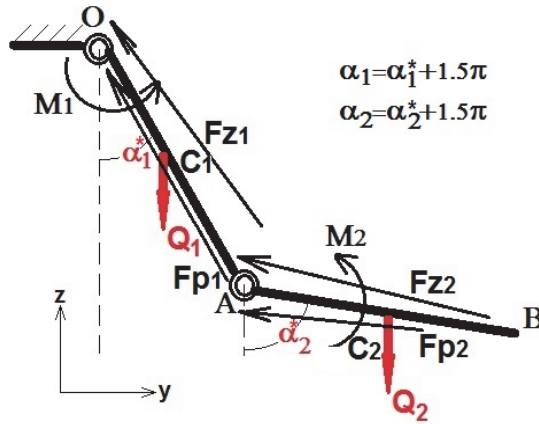


Rys. 3.2. Model 2DOF z mięśniem dwustawowym w postaci jednego aktonu mięśniowego

Model matematyczny 2DOF uwzględniający oddziaływanie mięśni w postaci aktonów mięśniowych (rys. 3.3) jest opisany za pomocą układu dwóch równań różniczkowych o postaci:

$$\begin{aligned}
& \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_1 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
& + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) = \\
& = M_1 + M_O(F_{z1}(\alpha_1)) - M_O(F_{p1}(\alpha_1)) + M_O(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) - M_O(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2)) \quad (3.2) \\
& J_{X_{AB}} \cdot \ddot{\alpha}_2 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
& + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{2j} \cdot g \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2) = \\
& = M_2 + M_A(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) - M_A(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2))
\end{aligned}$$

gdzie: $M_O(F_{z1}(\alpha_1))$ – moment pochodzący od siły mięśnia zginacza F_{z1} działającego na staw O ,
 $M_O(F_{p1}(\alpha_1))$ – moment pochodzący od siły mięśnia prostownika F_{p1} działającego na staw O ,
 $M_A(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2))$ – moment pochodzący od siły mięśnia zginacza F_{z2} działającego na staw A ,
 $M_A(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2))$ – moment pochodzący od siły mięśnia prostownika F_{p2} działającego na staw A ,
 $M_O(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2))$ – moment oddziaływania siły mięśnia zginacza F_{z2} na staw O ,
 $M_O(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2))$ – moment oddziaływania siły mięśnia prostownika F_{p2} na staw O .



Rys. 3.3. Model 2DOF z siłami mięśniowymi

W równaniu (3.2) moment $M_O(F_{z1}(\alpha_1))$ (oraz $M_O(F_{p1}(\alpha_1))$) ma postać [155, 166]:

$$M_O(F_{z1}(\alpha_1)) = h_{z1_O} \cdot F_{z1}(\alpha_1) = h_{z1_O} \cdot (F_{z1_{act}} - F_{z1_{pas}}) \quad (3.3)$$

gdzie: h_{z1_O} – ramię siły F_{z1} względem punktu O :

$$h_{z1_O} = \frac{(z_{or}^{z1} - z_{in}^{z1}(\alpha_1)) \cdot y_{in}^{z1}(\alpha_1) - (y_{or}^{z1} - y_{in}^{z1}(\alpha_1)) \cdot z_{in}^{z1}(\alpha_1)}{\sqrt{(x_{or}^{z1} - x_{in}^{z1})^2 + (y_{or}^{z1} - y_{in}^{z1}(\alpha_1))^2 + (z_{or}^{z1} - z_{in}^{z1}(\alpha_1))^2}} \quad (3.4)$$

$F_{z1_{act}}$ – składowa aktywna aktonu mięśniowego F_{z1} :

$$F_{z1_{act}} = \int_0^t \left(\sum_{j=0}^7 D_{j1_{z1}} \cdot e^{s_{jz1} \cdot (t-\tau)} \right) \cdot P_{1_{z1}}^w(\tau) d\tau + \int_0^t \left(\sum_{j=0}^7 D_{j2_{z1}} \cdot e^{s_{jz1} \cdot (t-\tau)} \right) \cdot P_{2_{z1}}^w(\tau) d\tau + \int_0^t \left(\sum_{j=0}^7 D_{j3_{z1}} \cdot e^{s_{jz1} \cdot (t-\tau)} \right) \cdot P_{3_{z1}}^w(\tau) d\tau \quad (3.5)$$

τ – zmienna czasu,

$F_{z1_{pas}}$ – składowa pasywna aktonu mięśniowego F_{z1} :

$$F_{z1_{pas}} = - \left(A_{2_{z1}} \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{11_{z1}} \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + A_{12_{z1}} \cdot \dot{\alpha}_1 + A_{0_{z1}} \cdot (l_{0_{z1}} - l_{z1}[\alpha_1(t)]) - \int_0^t \left(\sum_{j=0}^7 B_{jz1} \cdot e^{s_{jz1} \cdot (t-\tau)} \right) \cdot (l_{0_{z1}} - l_{z1}[\alpha_1(\tau)]) d\tau \right) \quad (3.6)$$

gdzie: $\{x_{or}^{z1}, y_{or}^{z1}, z_{or}^{z1}\}$ – współrzędne początku aktonu mięśniowego F_{z1} ,

$\{x_{in}^{z1}, y_{in}^{z1}, z_{in}^{z1}\}$ – współrzędne przyczepu aktonu mięśniowego F_{z1} (współrzędne $y_{in}^{z1}(\alpha_1)$ i $z_{in}^{z1}(\alpha_1)$ zależą od kąta α_1),

$P_{1_{z1}}^w(t), P_{2_{z1}}^w(t), P_{3_{z1}}^w(t)$ – siły wewnętrzne generowane przez akton mięśniowy F_{z1} ,

$D_{j1_{z1}}, D_{j2_{z1}}, D_{j3_{z1}}, B_{jz1}, s_{jz1}$ ($j = 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7$) – współczynniki aktonu mięśniowego F_{z1} zależne od właściwości mechanicznych opisanych za pomocą współczynników masowych m_i , współczynników sztywności K_i i współczynników tłumienia L_i ,

$A_{0_{z1}}, A_{11_{z1}}, A_{12_{z1}}, A_{2_{z1}}$ – współczynniki aktonu mięśniowego F_{z1} zależne od właściwości mechanicznych (opisanych za pomocą współczynników masowych m_i , współczynników sztywności K_i i współczynników tłumienia L_i) oraz kąta α_1 ,

$l_{z1}[\alpha_1(t)]$ – długość aktonu mięśniowego F_{z1} równa:

$$l_{z1} = \sqrt{\left(x_{or}^{z1} - x_{in}^{z1} \right)^2 + \left(y_{or}^{z1} - y_{in}^{z1}(\alpha_1) \right)^2 + \left(z_{or}^{z1} - z_{in}^{z1}(\alpha_1) \right)^2}$$

$l_{0_{z1}}$ – początkowa długość aktonu mięśniowego F_{z1} w chwili t_0 , gdy kąt α_1 jest równy $\alpha_1(t_0)$.

Moment $M_O(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2))$ (oraz $M_O(F_{p1}(\alpha_1, \alpha_2))$) jest równy:

$$M_O(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) = h_{z2_O} \cdot F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2) = h_{z2_O} \cdot (F_{z2_{act}} - F_{z2_{pas}}) \quad (3.7)$$

gdzie: h_{z2_O} – ramię aktonu mięśniowego F_{z2} względem punktu O :

$$h_{z2_O} = \frac{OA \cdot \left(\left(z_{or}^{z2}(\alpha_1) - z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right) \cdot \cos(\alpha_1) - \left(y_{or}^{z2}(\alpha_1) - y_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right) \cdot \sin(\alpha_1) \right)}{\sqrt{\left(x_{or}^{z2} - x_{in}^{z2} \right)^2 + \left(y_{or}^{z2}(\alpha_1) - y_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right)^2 + \left(z_{or}^{z2}(\alpha_1) - z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right)^2}} \quad (3.8)$$

$F_{z2_{act}}$ – składowa aktywna aktonu mięśniowego F_{z2} :

$$\begin{aligned}
F_{z2_{act}} &= \int_0^t \left(\sum_{j=0}^7 D_{j1_{z2}} \cdot e^{s_{jz2} \cdot (t-\tau)} \right) \cdot P_{1_{z2}}^w(\tau) d\tau + \\
&+ \int_0^t \left(\sum_{j=0}^7 D_{j2_{z2}} \cdot e^{s_{jz2} \cdot (t-\tau)} \right) \cdot P_{2_{z2}}^w(\tau) d\tau + \int_0^t \left(\sum_{j=0}^7 D_{j3_{z2}} \cdot e^{s_{jz2} \cdot (t-\tau)} \right) \cdot P_{3_{z2}}^w(\tau) d\tau
\end{aligned} \quad (3.9)$$

$F_{z2_{pas}}$ – składowa pasywna aktonu mięśniowego F_{z2} :

$$\begin{aligned}
F_{z2_{pas}} &= - \left(A_{31_{z2}} \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{32_{z2}} \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{21_{z2}} \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + A_{22_{z2}} \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + \right. \\
&+ A_{11_{z2}} \cdot \dot{\alpha}_1 + A_{12_{z2}} \cdot \dot{\alpha}_2 + A_{0_{z2}} \cdot \left(l_{0_{z2}} - l_{z2} [\alpha_1(t), \alpha_2(t)] \right) - \\
&\left. - \int_0^t \left(\sum_{j=0}^7 B_{jz2} \cdot e^{s_{jz2} \cdot (t-\tau)} \right) \cdot \left(l_{0_{z2}} - l_{z2} [\alpha_1(\tau), \alpha_2(\tau)] \right) d\tau \right)
\end{aligned} \quad (3.10)$$

gdzie: $\{x_{or}^{z2}, y_{or}^{z2}(\alpha_1), z_{or}^{z2}(\alpha_1)\}$ – współrzędne początku aktonu mięśniowego F_{z2} ,

$\{x_{in}^{z2}, y_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2), z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2)\}$ – współrzędne przyczepu aktonu mięśniowego F_{z2} ,

$P_{1_{z2}}^w(t), P_{2_{z2}}^w(t), P_{3_{z2}}^w(t)$ – siły wewnętrzne generowane przez akton mięśniowy F_{z2} ,

$D_{j1_{z2}}, D_{j2_{z2}}, D_{j3_{z2}}, B_{jz2}, s_{jz2}$ ($j = 0, 1, \dots, 7$) – współczynniki aktonu mięśniowego F_{z2} zależ-

ne od właściwości mechanicznych opisanych za pomocą współczynników masowych m_i , współczynników sztywności K_i i współczynników tłumienia L_i ,

$A_{0_{z2}}, A_{11_{z2}}, A_{12_{z2}}, A_{21_{z2}}, A_{22_{z2}}, A_{31_{z2}}, A_{32_{z2}}$ – współczynniki aktonu mięśniowego F_{z2} zależne

od właściwości mechanicznych (opisanych za pomocą współczynników masowych m_i , współczynników sztywności K_i i współczynników tłumienia L_i) i zależne od kątów α_1 i α_2 ,

$l_{z2}[\alpha_1(t), \alpha_2(t)]$ – długość aktonu mięśniowego F_{z2} równa:

$$l_{z2} = \sqrt{\left(x_{or}^{z2} - x_{in}^{z2} \right)^2 + \left(y_{or}^{z2}(\alpha_1) - y_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right)^2 + \left(z_{or}^{z2}(\alpha_1) - z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right)^2}$$

$l_{0_{z2}}$ – początkowa długość aktonu mięśniowego F_{z2} przy początkowych kątach $\alpha_1(t_0)$ i $\alpha_2(t_0)$.

Moment $M_A(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2))$ (oraz $M_A(F_{p1}(\alpha_1, \alpha_2))$) ma postać:

$$M_A(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) = h_{z2_A} \cdot F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2) = h_{z2_A} \cdot (F_{z2_{act}} - F_{z2_{pas}}) \quad (3.11)$$

gdzie: h_{z2_A} – ramię aktonu mięśniowego F_{z2} względem punktu A :

$$h_{z2_A} = \frac{\left(z_{or}^{z2}(\alpha_1) - z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right) \cdot y_{inA}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) - \left(y_{or}^{z2}(\alpha_1) - y(\alpha_1, \alpha_2) \right) \cdot z_{inA}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2)}{\sqrt{\left(x_{or}^{z2} - x_{in}^{z2} \right)^2 + \left(y_{or}^{z2}(\alpha_1) - y_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right)^2 + \left(z_{or}^{z2}(\alpha_1) - z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right)^2}} \quad (3.12)$$

gdzie: $y_{inA}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) = \left(y_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) - OA \cdot \cos(\alpha_1) \right)$, $z_{inA}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) = \left(z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) - OA \cdot \sin(\alpha_1) \right)$.

W przypadku znalezienia się układu na granicy zakresu ruchów dopuszczalnych w więzadłach powstają momenty blokujące, ograniczające ruch układu w płaszczyźnie YZ . W tym przypadku model matematyczny 2DOF przyjmuje postać:

$$\begin{aligned}
 & \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_1 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) = \\
 & = M_1 + M_O(F_{z1}(\alpha_1)) - M_O(F_{p1}(\alpha_1)) + M_O(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) - M_O(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2)) + M_{ligO} \quad (3.13) \\
 & J_{X_{AB}} \cdot \ddot{\alpha}_2 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{2j} \cdot g \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2) = \\
 & = M_2 + M_A(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) - M_A(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2)) + M_{ligA}
 \end{aligned}$$

gdzie: M_{ligO} – moment blokujący działający na staw O ,
 M_{ligA} – moment blokujący działający na staw A .

Wartość momentu blokującego jest obliczana w r -tym kroku czasowym t_r (w którym dochodzi do przekroczenia zakresu dopuszczalnego) i zależy ona od następujących ograniczeń:

1) jeżeli kąt α_1 jest ograniczony wartością α_{1_lim} , to moment blokujący M_{ligO} względem stawu O oblicza się z założenia:

$$\begin{aligned}
 M_{ligO} = & \ddot{\alpha}_{2r} \cdot m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \left(\cos(\alpha_{2r} - \alpha_{1_lim}) - \cos(\alpha_{2r} - \alpha_{1r}) \right) + \\
 & - (\dot{\alpha}_{2r})^2 \cdot m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \left(\sin(\alpha_{2r} - \alpha_{1_lim}) - \sin(\alpha_{2r} - \alpha_{1r}) \right) + \\
 & + g \cdot \left(\cos(\alpha_{1_lim}) - \cos(\alpha_{1r}) \right) \cdot (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) - \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_{1r} + \\
 & + \left(M_O(F_{z1}(\alpha_{1r})) - M_O(F_{z1}(\alpha_{1_lim})) \right) - \left(M_O(F_{p1}(\alpha_r)) - M_O(F_{p1}(\alpha_{1_lim})) \right) + \\
 & + \left(M_O(F_{z2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2r})) - M_O(F_{z2}(\alpha_{1_lim}, \alpha_{2r})) \right) + \\
 & - \left(M_O(F_{p2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2r})) - M_O(F_{p2}(\alpha_{1_lim}, \alpha_{2r})) \right) \quad (3.14)
 \end{aligned}$$

gdzie: α_{1r} – kąt α_1 w kroku czasowym t_r , $\alpha_{1r} = \alpha_{1r}(t_r)$,

$\dot{\alpha}_{1r}$ – pierwsza pochodna kąta α_1 po czasie w kroku czasowym t_r , $\dot{\alpha}_{1r} = \dot{\alpha}_{1r}(t_r)$,

$\ddot{\alpha}_{1r}$ – druga pochodna kąta α_1 po czasie w kroku czasowym t_r , $\ddot{\alpha}_{1r} = \ddot{\alpha}_{1r}(t_r)$,

α_{2r} – kąt α_2 w kroku czasowym t_r , $\alpha_{2r} = \alpha_{2r}(t_r)$,

$\dot{\alpha}_{2r}$ – pierwsza pochodna kąta α_2 po czasie w kroku czasowym t_r , $\dot{\alpha}_{2r} = \dot{\alpha}_{2r}(t_r)$,

$\ddot{\alpha}_{2r}$ – druga pochodna kąta α_2 po czasie w kroku czasowym t_r , $\ddot{\alpha}_{2r} = \ddot{\alpha}_{2r}(t_r)$.

2) jeżeli kąt α_2 jest ograniczony wartością α_{2_lim} , to moment blokujący M_{ligA} względem stawu A oblicza się z założenia:

$$\begin{aligned}
M_{ligA} = & \ddot{\alpha}_{1r} \cdot m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \left(\cos(\alpha_{1r} - \alpha_{2_lim}) - \cos(\alpha_{1r} - \alpha_{2r}) \right) + \\
& - (\dot{\alpha}_{1r})^2 \cdot m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \left(\sin(\alpha_{1r} - \alpha_{2_lim}) - \sin(\alpha_{1r} - \alpha_{2r}) \right) + \\
& + g \cdot m_{2j} \cdot AC_2 \cdot \left(\cos(\alpha_{1_lim}) - \cos(\alpha_{2r}) \right) - J_{X_{AB}} \cdot \ddot{\alpha}_{2r} + \\
& + \left(M_A(F_{z2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2r})) - M_A(F_{z2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2_lim})) \right) + \\
& - \left(M_A(F_{p2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2r})) - M_A(F_{p2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2_lim})) \right)
\end{aligned} \tag{3.15}$$

- 3) jeżeli oba kąty α_1 i α_2 są ograniczone wartościami α_{1_lim} i α_{2_lim} , to momenty blokujące (M_{ligO} działający na staw O i M_{ligA} działający na staw A) oblicza się z założenia:

$$\begin{aligned}
M_{ligO} = & -\ddot{\alpha}_{2r} \cdot m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_{2r} - \alpha_{1r}) - \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_{1r} + \\
& + (\dot{\alpha}_{2r})^2 \cdot m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_{2r} - \alpha_{1r}) + \\
& + g \cdot \left(\cos(\alpha_{1_lim}) - \cos(\alpha_{1r}) \right) \cdot \left(m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA \right) + \\
& + \left(M_O(F_{z1}(\alpha_{1r})) - M_O(F_{z1}(\alpha_{1_lim})) \right) - \left(M_O(F_{p1}(\alpha_{1r})) - M_O(F_{p1}(\alpha_{1_lim})) \right) + \\
& + \left(M_O(F_{z2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2r})) - M_O(F_{z2}(\alpha_{1_lim}, \alpha_{2_lim})) \right) + \\
& - \left(M_O(F_{p2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2r})) - M_O(F_{p2}(\alpha_{1_lim}, \alpha_{2_lim})) \right)
\end{aligned} \tag{3.16}$$

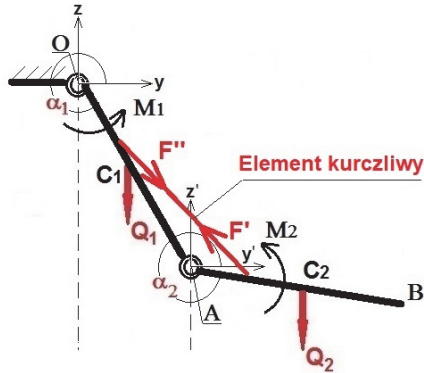
$$\begin{aligned}
M_{ligA} = & -\ddot{\alpha}_{1r} \cdot m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_{1r} - \alpha_{2r}) - J_{X_{AB}} \cdot \ddot{\alpha}_{2r} + \\
& + (\dot{\alpha}_{1r})^2 \cdot m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_{1r} - \alpha_{2r}) + \\
& + g \cdot m_{2j} \cdot AC_2 \cdot \left(\cos(\alpha_{2_lim}) - \cos(\alpha_{2r}) \right) + \\
& + \left(M_A(F_{z2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2r})) - M_A(F_{z2}(\alpha_{1_lim}, \alpha_{2_lim})) \right) + \\
& - \left(M_A(F_{p2}(\alpha_{1r}, \alpha_{2r})) - M_A(F_{p2}(\alpha_{1_lim}, \alpha_{2_lim})) \right)
\end{aligned} \tag{3.17}$$

W celu rozwiązania prostego zadania dynamiki za pomocą modelu 2DOF należy określić:

- 1) cztery warunki początkowe (kąta ustawienia każdego i -tego segmentu $\alpha(t_0)$ i jego prędkość kątową $\dot{\alpha}(t_0)$ w chwili początkowej t_0 dla $i = 1, 2$), parametry biomechaniczne każdego segmentu (jego długość, masę, położenie środka masy i centralny moment bezwładności) oraz obciążenie zewnętrzne działające na poszczególne człony;
- 2) parametry opisujące właściwości mechaniczne wszystkich rozważanych mięśni (tzn. współczynniki elementów masowo-sprężysto-tłumiących);
- 3) siły wewnętrzne generowane w modelach mięśni w postaci funkcji zależnych od czasu t ;
- 4) graniczne wartości kątów, które wyznaczają zakresy ruchu dopuszczalnego.

3.2.1.2. Modelowanie mięśni dwustawowych w postaci elementu kurczliwego

W przypadku modelowania oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci elementu kurczliwego należy uwzględnić, że element ten generuje dwie siły F' i F'' (rys. 3.4.), których oddziaływanie można opisać na dwa sposoby. Zgodnie z pierwszym sposobem element ten generuje siły o jednakowej wartości, tzn. $F'' = F'$, i jest nazywany **elementem kurczliwym**. Natomiast zgodnie z drugim sposobem element kurczliwy generuje siły o różnych wartościach, tzn. $F'' = a \cdot F'$, gdzie a jest współczynnikiem. W tym przypadku element ten jest nazywany **specyficznym elementem kurczliwym**.



Rys. 3.4. Model 2DOF z mięśniami dwustawowymi w postaci elementu kurczliwego

W celu wymodelowania oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci elementu kurczliwego (lub specyficznego elementu kurczliwego) pierwsze równanie modelu matematycznego układu 2DOF (3.2) powinno być podane w postaci:

$$\begin{aligned} & \left(J_{x_{Oa}} + m_{2j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_1 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\ & + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) = \quad (3.18) \\ & = M_1 + F' \cdot h_{z2_O} + F'' \cdot h_{z3_O} \end{aligned}$$

gdzie: F' – siła elementu kurczliwego generująca moment $M_O(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2))$ na ramieniu h_{z2_O} (3.8),

F'' – siła elementu kurczliwego działająca na staw O na ramieniu h_{z3_O} :

$$h_{z3_O} = \frac{\left(z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) - z_{or}^{z2}(\alpha_1) \right) \cdot y_{or}^{z2}(\alpha_1) - \left(y_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) - y_{or}^{z2}(\alpha_1) \right) \cdot z_{or}^{z2}(\alpha_1)}{\sqrt{\left(x_{or}^{z2} - x_{in}^{z2} \right)^2 + \left(y_{or}^{z2}(\alpha_1) - y_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right)^2 + \left(z_{or}^{z2}(\alpha_1) - z_{in}^{z2}(\alpha_1, \alpha_2) \right)^2}} \quad (3.19)$$

3.2.2. Model 4DOF

Model 4DOF opisuje zachowanie układu mięśniowo-szkieletowego złożonego z dwóch stawów i dwóch segmentów, w którym punkt końcowy jednego z segmentów wykonuje zadany ruch unoszenia. Model ten można zastosować do opisanie płaskich ruchów dwóch połączonych segmentów, które to ruchy są wywołane momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi i momentami blokującymi (powstającymi w więzadłach w gra-

nicznych położeniach ruchu) oraz ruchem unoszenia punktu końcowego jednego z segmentów układu w płaszczyźnie ruchu tych segmentów. Ruch unoszenia występuje podczas jednoczesnego wykonywania przez staw ramienny zadanych ruchów obrotowych (za pomocą stawów obręczy barkowej) oraz płaskich ruchów obrotowych (zginania–prostowania lub odwodzenia–przywodzenia) w stawie ramiennym i w stawie łokciowym. Model ten uwzględnia działanie mięśni jednostawowych i mięśni dwustawowych.

3.2.2.1. Model matematyczny 4DOF

Model 4DOF stanowi podwójne wahadło OAB zamocowane do ruchomego segmentu bazowego O i tworzącego układ o czterech stopniach swobody (rys. 3.5). Współrzędnymi uogólnionymi są kąty α_1 i α_2 . Kinematyka punktu O jest zadana w postaci przemieszczeń y_0 i z_0 . Model matematyczny 4DOF utworzono na bazie modelu 2DOF. Model matematyczny 4DOF bez uwzględnienia oddziaływania sił mięśniowych jest opisany za pomocą układu dwóch równań różniczkowych:

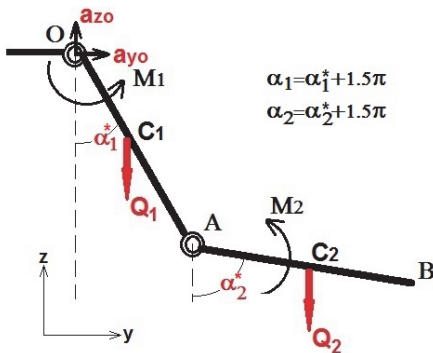
$$\begin{aligned}
 & \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_1 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) = \\
 & = M_1 + (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) \cdot (\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_1) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_1)) \\
 & J_{X_{AB}} \cdot \ddot{\alpha}_2 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + \\
 & + m_{2j} \cdot g \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2) = M_2 + m_{2j} \cdot AC_2 \cdot (\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_2) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_2))
 \end{aligned} \tag{3.20}$$

gdzie: \ddot{y}_0, \ddot{z}_0 – zadane składowe przyspieszenia punktu O .

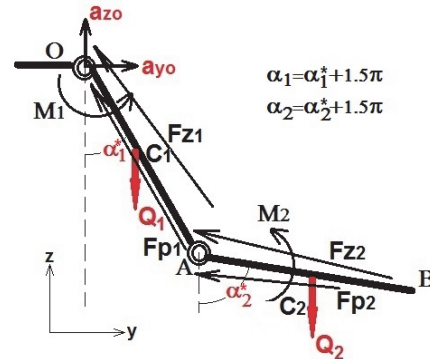
Natomiast model matematyczny układu 4DOF, który uwzględnia oddziaływanie sił mięśniowych w postaci aktonów mięśniowych (rys. 3.6), jest opisany za pomocą układu dwóch następujących równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
 & \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_1 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) = \\
 & = M_1 + (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA) \cdot (\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_1) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_1)) + \\
 & + M_O(F_{z1}(\alpha_1)) - M_O(F_{p1}(\alpha_1)) + M_O(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) - M_O(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2)) \\
 & J_{X_{AB}} \cdot \ddot{\alpha}_2 + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & + m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + \\
 & + m_{2j} \cdot g \cdot AC_2 \cdot \cos(\alpha_2) = M_2 + m_{2j} \cdot AC_2 \cdot (\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_2) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_2)) + \\
 & + M_A(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) - M_A(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2))
 \end{aligned} \tag{3.21}$$

W celu wymodelowania oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci elementu kurczliwego lub specyficznego elementu kurczliwego w pierwszym równaniu modelu matematycznego 4DOF (3.21) należy uwzględnić zależności podane w p. 3.2.1.2.



Rys. 3.5. Model 4DOF bez uwzględnienia sił mięśniowych



Rys. 3.6. Model 4DOF z uwzględnieniem sił mięśniowych

W celu rozwiązania prostego zadania dynamiki za pomocą modelu 4DOF należy określić:

- 1) przemieszczenie punktu końcowego jednego z segmentów układu, które to przemieszczenie powinno być zadane w postaci funkcji dwóch współrzędnych zależnych od zmiennej czasu (do opisu ruchu unoszenia);
- 2) cztery warunki początkowe (kąt ustawienia każdego i -tego segmentu $\alpha(t_0)$ i jego prędkość kątową $\dot{\alpha}(t_0)$ w chwili początkowej t_0 dla $i = 1, 2$), parametry biomechaniczne każdego segmentu (jego długość, masę, położenie środka masy i centralny moment bezwładności) oraz obciążenie zewnętrzne działające na poszczególne człony;
- 3) parametry opisujące właściwości mechaniczne wszystkich rozważanych mięśni (tzn. współczynniki elementów masowo-sprężysto-tłumiących);
- 4) siły wewnętrzne generowane w modelach mięśni w postaci funkcji zależnych od czasu t ;
- 5) graniczne wartości kątów, które wyznaczają zakresy ruchu dopuszczalnego.

3.2.3. Model 3DOF

Model 3DOF opisuje zachowanie układu mięśniowo-szkieletowego w układzie płaskim składającym się z trzech stawów. Model ten można zastosować do symulowania płaskich ruchów trzech połączonych segmentów (zginania–prostowania, odwodzenia–przywodzenia lub złożenia ruchu zginania–prostowania z ruchem odwodzenia–przywodzenia) wywołanych momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi oraz momentami blokującymi, które powstają w więzadłach w granicznych położeniach ruchu. Można wymodelować działanie mięśni jednostawowych, dwustawowych oraz trójstawowych, których położenie powinno być opisane za pomocą dodatkowych zależności geometrycznych.

3.2.3.1. Model matematyczny 3DOF

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 . Układ ma trzy stopnie swobody, które są opisane współrzędnymi uogólnionymi w postaci kątów α_1 , α_2 i α_3 (rys. 3.7). Model 3DOF jest obciążony momentami zewnętrznymi M_1 , M_2 i M_3 oraz siłami pochodzącymi od mię-

śni, których linie działania przebiegają w przestrzeni [160]. Model matematyczny 3DOF bez uwzględnienia oddziaływania mięśni jest opisany za pomocą układu trzech równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
 & \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 + m_{3j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_3 + \\
 & \quad m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_3)^2 + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot \left(m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA + m_{3j} \cdot OA \right) = \\
 & \quad \quad \quad = M_1 \\
 & \left(J_{X_{AB}} + m_{3j} \cdot AB^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{3j} \cdot AB \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_3 + \\
 & \quad + m_{3j} \cdot AB \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_3)^2 + g \cdot \cos(\alpha_2) \cdot \left(m_{2j} \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot AB \right) = M_2 \\
 & \quad \quad \quad J_{X_{BC_3}} \cdot \ddot{\alpha}_3 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & \quad + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_3 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & \quad + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_3 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + m_{3j} \cdot g \cdot \cos(\alpha_2) \cdot BC_3 = \\
 & \quad \quad \quad = M_3
 \end{aligned} \tag{3.22}$$

gdzie: m_{3j} – masa segmentu BD skupiona w środku masy C_3 ,

AC_2 – odległość od punktu A do środka masy C_2 ,

BC_3 – odległość od punktu B do środka masy C_3 ,

M_3 – moment modelujący oddziaływanie na segment BD obciążeń zewnętrznych oraz momentów hamujących pochodzących od więzadeł opasujących staw B .

Natomiast model matematyczny 3DOF uwzględniający oddziaływanie mięśni w postaci aktonów mięśniowych (rys. 3.8) jest opisany za pomocą układu trzech następujących równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
 & \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 + m_{3j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_3 + \\
 & \quad + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_3)^2 + \\
 & \quad + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot \left(m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA + m_{3j} \cdot OA \right) = M_1 + M_A \\
 & \left(J_{X_{AB}} + m_{3j} \cdot AB^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{3j} \cdot AB \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_3 + \\
 & \quad + m_{3j} \cdot AB \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_3)^2 + g \cdot \cos(\alpha_2) \cdot \left(m_{2j} \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot AB \right) = M_2 + M_B \\
 & \quad \quad \quad J_{X_{BC_3}} \cdot \ddot{\alpha}_3 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & \quad + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_3 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & \quad + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_3 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + m_{3j} \cdot g \cdot \cos(\alpha_2) \cdot BC_3 = \\
 & \quad \quad \quad = M_3 + M_C
 \end{aligned} \tag{3.23}$$

w których momenty oddziaływania sił mięśni zginaczy F_{z1} , F_{z2} i F_{z3} oraz prostowników F_{p1} , F_{p2} i F_{p3} tworzą momenty względem stawu O , A i B :

$$M_A = M_O(F_{z1}(\alpha_1)) - M_O(F_{p1}(\alpha_1)) + M_O(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) - M_O(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2))$$

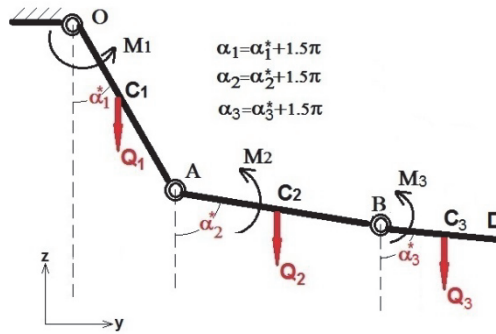
$$M_B = M_A(F_{z2}(\alpha_1, \alpha_2)) - M_A(F_{p2}(\alpha_1, \alpha_2)) + M_A(F_{z3}(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3)) - M_A(F_{p3}(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3))$$

$$M_C = M_B(F_{z3}(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3)) - M_B(F_{p3}(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3))$$

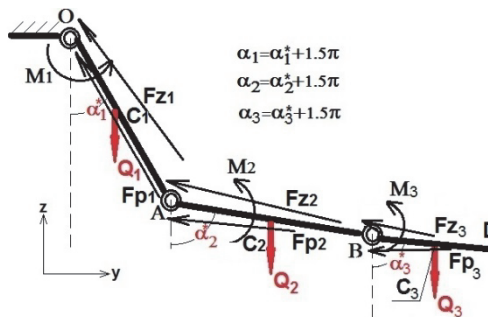
Przy wyprowadzeniu analitycznej postaci sił mięśnia zginacza F_{z3} i prostownika F_{p3} należy uwzględnić, że długość każdego aktonu mięśniowego F_{z3} (lub F_{p3}) jest równa:

$$l_{z3} = \sqrt{(x_{or}^{z3} - x_{in}^{z3})^2 + (y_{or}^{z3}(\alpha_1, \alpha_2) - y_{in}^{z3}(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3))^2 + (z_{or}^{z3}(\alpha_1, \alpha_2) - z_{in}^{z3}(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3))^2}.$$

W celu wymodelowania oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci elementu kurczliwego lub specyficznego elementu kurczliwego w pierwszym i drugim równaniu modelu matematycznego 3DOF (3.22) lub (3.23) należy uwzględnić zależności podane w p. 3.2.1.2.



Rys. 3.7. Model 3DOF bez uwzględnienia sił mięśniowych (Q_1 – ciężar pochodzący od masy m_{1j} ; Q_2 – ciężar pochodzący od masy m_{2j} ; Q_3 – ciężar pochodzący od masy m_{3j})



Rys. 3.8 Model 3DOF z uwzględnieniem sił mięśniowych

Do rozwiązania prostego zadania dynamiki za pomocą modelu 3DOF należy określić:

- 1) sześć warunków początkowych (kąt ustawienia każdego i -tego segmentu $\alpha(t_0)$ i jego prędkość kątową $\dot{\alpha}(t_0)$ w chwili początkowej t_0 dla $i = 1, 2, 3$), parametry biomecha-

- niczne każdego segmentu (jego długość, masę, położenie środka masy i centralny moment bezwładności) oraz obciążenie zewnętrzne działające na poszczególne człony;
- 2) parametry opisujące właściwości mechaniczne wszystkich rozważanych mięśni (tzn. współczynniki elementów masowo-sprężysto-tłumiących);
 - 3) siły wewnętrzne generowane w modelach mięśni w postaci funkcji zależnych od czasu t ;
 - 4) graniczne wartości kątów, które wyznaczają zakresy ruchu dopuszczalnego.

3.2.4. Model 5DOF

Model 5DOF opisuje zachowanie układu mięśniowo-szkieletowego złożonego z trzech segmentów i trzech stawów, w którym punkt końcowy jednego z segmentów wykonuje zadany ruch unoszenia. Model ten można stosować do symulowania złożenia płaskich ruchów trzech połączonych segmentów, które to ruchy są wywołane momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi i momentami blokującymi, które powstają w więzadłach w granicznych położeniach ruchu, oraz unoszeniem punktu końcowego jednego z segmentów układu w płaszczyźnie ruchu tych segmentów. Ruch występuje podczas jednoczesnego wykonywania zadanych ruchów obrotowych przez staw ramienny (stawy obręczy barkowej) oraz płaskich ruchów obrotowych w stawie ramiennym, łokciowym i nadgarstkowym. Model ten opisuje działanie mięśni jednostawowych i mięśni dwustawowych. Możliwe jest także uwzględnienie oddziaływania mięśni trójstawowych, wymaga to jednak sformułowania dodatkowych zależności geometrycznych.

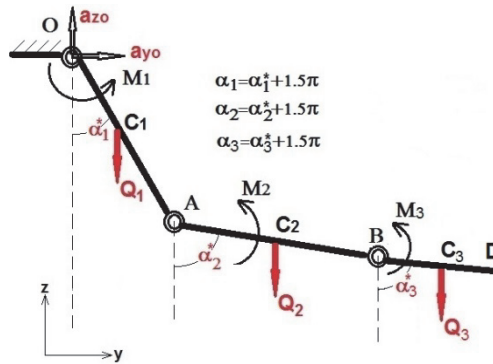
3.2.4.1. Model matematyczny 5DOF

Model 5DOF stanowi potrójne wahadło $OABD$, którego koniec O jest zamocowany do ruchomego segmentu bazowego O . Model 5DOF jest układem o pięciu stopniach swobody (rys. 3.9). Współrzędnymi uogólnionymi są kąty α_1 , α_2 i α_3 . Kinematyka punktu O jest zadana w postaci przemieszczeń y_0 i z_0 . Model matematyczny 5DOF utworzono na bazie modelu 3DOF. Model matematyczny 5DOF bez uwzględnienia oddziaływania mięśni jest opisany za pomocą układu trzech równań różniczkowych:

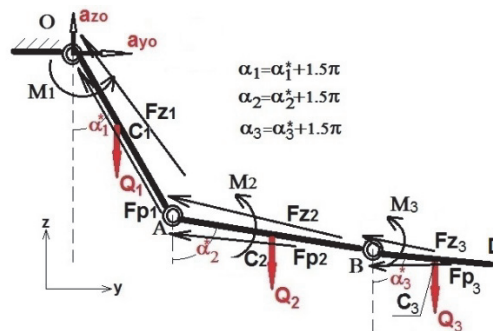
$$\begin{aligned}
 & \left(J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 + m_{3j} \cdot OA^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
 & + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_3 + \\
 & + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_3)^2 + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot \left(m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA + m_{3j} \cdot OA \right) = \\
 & = M_1 + \left(m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA + m_{3j} \cdot OA \right) \cdot \left(\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_1) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_1) \right) \quad (3.24) \\
 & \left(J_{X_{AB}} + m_{3j} \cdot AB^2 \right) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
 & + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{3j} \cdot AB \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_3 + \\
 & + m_{3j} \cdot AB \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_3)^2 + g \cdot \cos(\alpha_2) \cdot \left(m_{2j} \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot AB \right) = \\
 & = M_2 + \left(m_{2j} \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot AB \right) \cdot \left(\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_2) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_2) \right)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& J_{X_{BC_3}} \cdot \ddot{\alpha}_3 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
& + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_3 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
& + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_3 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + m_{3j} \cdot g \cdot \cos(\alpha_2) \cdot BC_3 = \\
& = M_3 + m_{3j} \cdot BC_3 \cdot (\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_3) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_3))
\end{aligned} \tag{cd. 3.24}$$

gdzie: \ddot{y}_0, \ddot{z}_0 – zadane składowe przyspieszenia punktu O .



Rys. 3.9. Model 5DOF bez uwzględnienia sił mięśniowych



Rys. 3.10. Model 5DOF z uwzględnieniem sił mięśniowych

Natomiast model matematyczny 5DOF, który uwzględnia oddziaływanie mięśni w postaci aktonów mięśniowych (rys. 3.10), jest opisany za pomocą układu trzech równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
& (J_{X_{OA}} + m_{2j} \cdot OA^2 + m_{3j} \cdot OA^2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + (m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB) \cdot \cos(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
& + (m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB) \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_1) \cdot \ddot{\alpha}_3 + \\
& + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_3)^2 + g \cdot \cos(\alpha_1) \cdot (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA + m_{3j} \cdot OA) = \\
& = M_1 + (m_{1j} \cdot OC_1 + m_{2j} \cdot OA + m_{3j} \cdot OA) \cdot (\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_1) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_1)) + M_A
\end{aligned} \tag{3.25}$$

$$\begin{aligned}
& \left(J_{X_{AB}} + m_{3j} \cdot AB^2 \right) \ddot{\alpha}_2 + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
& + \left(m_{2j} \cdot OA \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot OA \cdot AB \right) \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{3j} \cdot AB \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_3 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_3 + \\
& + m_{3j} \cdot AB \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_2 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_3)^2 + g \cdot \cos(\alpha_2) \cdot \left(m_{2j} \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot AB \right) = M_2 + \quad (\text{cd. 3.25}) \\
& + \left(m_{2j} \cdot AC_2 + m_{3j} \cdot AB \right) \cdot \left(\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_2) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_2) \right) + M_B \\
& \quad J_{X_{BC_3}} \cdot \ddot{\alpha}_3 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_1 + \\
& + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_3 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_2 + \\
& + m_{3j} \cdot OA \cdot BC_3 \cdot \sin(\alpha_3 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_2)^2 + m_{3j} \cdot g \cdot \cos(\alpha_2) \cdot BC_3 = \\
& = M_3 + m_{3j} \cdot BC_3 \cdot \left(\ddot{y}_0 \cdot \sin(\alpha_3) - \ddot{z}_0 \cdot \cos(\alpha_3) \right) + M_C
\end{aligned}$$

W celu wymodelowania oddziaływania mięśnia dwustawowego w postaci elementu kurczliwego lub specyficznego elementu kurczliwego w pierwszym i drugim równaniu modelu 5DOF (3.25) należy uwzględnić zależności podane w p. 3.2.1.2.

W celu rozwiązania prostego zadania dynamiki za pomocą modelu 5DOF należy określić:

- 1) przemieszczenie punktu końcowego jednego z segmentów układu, które to przemieszczenie powinno być zadane w postaci dwóch funkcji definiujących współrzędne zależne od zmiennej czasu (do opisanie ruchu unoszenia);
- 2) sześć warunków początkowych (kąt ustawienia każdego i -tego segmentu $\alpha(t_0)$ i jego prędkość kątową $\dot{\alpha}(t_0)$ w chwili początkowej t_0 dla $i = 1, 2, 3$), parametry biomechaniczne każdego segmentu (długość, masę, położenie środka masy i centralny moment bezwładności) oraz obciążenie zewnętrzne działające na poszczególne człony;
- 3) parametry opisujące właściwości mechaniczne wszystkich rozważanych mięśni (tzn. współczynniki elementów masowo-sprężysto-tłumiących);
- 4) siły wewnętrzne generowane w modelach mięśni w postaci funkcji zależnych od czasu t ;
- 5) graniczne wartości kątów, które wyznaczają zakresy ruchu dopuszczalnego.

3.2.5. Model kulisty

Model kulisty opisuje zachowanie układu mięśniowo-szkieletowego w układzie przestrzennym składającym się z jednego stawu kulistego. Model ten można zastosować do zasymulowania ruchów kulistych (obrotowych) w wybranym stawie (np. w stawie ramienym) wywołanych momentami sił mięśniowych, momentami zewnętrznymi oraz momentami blokującymi, które powstają w więzadłach w granicznych położeniach ruchu. Model ten uwzględnia działanie mięśni jednostawowych.

3.2.5.1. Model matematyczny modelu kulistego

Model kulisty jest wahadłem kulistym OA zamocowanym do nieruchomego punktu O , który jest środkiem ruchu kulistego. Z wahadłem jest związany układ osi głównych $X'Y'Z'$, który obraca się względem układu nieruchomego XYZ wokół nieruchomego punktu 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 (rys. 3.11). Model matematyczny modelu kulistego bez uwzględnienia oddziaływania składowych mięśni jest opisany za pomocą układu trzech równań różniczkowych (układ równań Eulera):

$$\begin{aligned}
 J_{X'} \cdot \dot{\omega}_{X'} - (J_{Y'} - J_{Z'}) \cdot \omega_{Y'} \cdot \omega_{Z'} &= M_{X'} + M_{X'}(G) \\
 J_{Y'} \cdot \dot{\omega}_{Y'} - (J_{Z'} - J_{X'}) \cdot \omega_{Z'} \cdot \omega_{X'} &= M_{Y'} + M_{Y'}(G) \\
 J_{Z'} \cdot \dot{\omega}_{Z'} - (J_{X'} - J_{Y'}) \cdot \omega_{X'} \cdot \omega_{Y'} &= M_{Z'} + M_{Z'}(G)
 \end{aligned}
 \tag{3.26}$$

gdzie: $J_{X'}, J_{Y'}, J_{Z'}$ – główne momenty bezwładności wahadła względem osi ruchomych $X'Y'Z'$,
 ω_i – i -ta prędkość kątowa,
 $\dot{\omega}_i$ – i -te przyspieszenie kątowe,
 $M_{X'}, M_{Y'}, M_{Z'}$ – momenty pochodzące od obciążeń zewnętrznych, odniesione do osi ruchomych $X'Y'Z'$,
 $M_{X'}(G), M_{Y'}(G), M_{Z'}(G)$ – momenty pochodzące od ciężaru wahadła, odniesione do osi ruchomych $X'Y'Z'$.

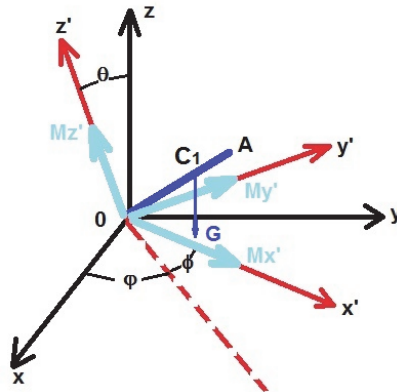
Po numerycznym rozwiązaniu układu równań (3.26) poszczególne kąty Eulera, za pomocą których można określić aktualne położenie wahadła kulistego, oblicza się z rozwiązania układu trzech równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
 \dot{\varphi} &= (\omega_{X'} \cdot \sin(\varphi) + \omega_{Y'} \cdot \cos(\psi)) / \sin(\theta) \\
 \dot{\theta} &= \omega_{X'} \cdot \cos(\varphi) - \omega_{Y'} \cdot \sin(\psi) \\
 \dot{\psi} &= \omega_{Z'} - \text{ctg}(\theta) \cdot (\omega_{X'} \cdot \sin(\varphi) + \omega_{Y'} \cdot \cos(\psi))
 \end{aligned}
 \tag{3.27}$$

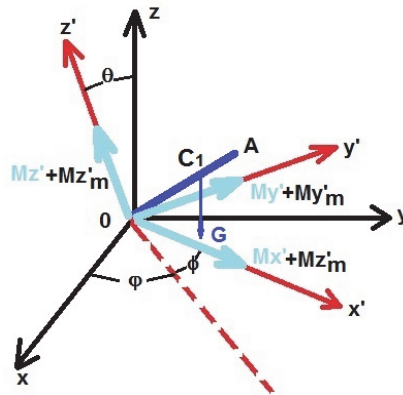
Model matematyczny modelu kulistego uwzględniający oddziaływanie mięśni na staw O (rys. 3.12) jest opisany układem (3.26) uzupełnionym o momenty pochodzące od mięśni, odniesione do osi ruchomych $X'Y'Z'$ ($M_{X'm}, M_{Y'm}, M_{Z'm}$):

$$\begin{aligned}
 J_{X'} \cdot \dot{\omega}_{X'} - (J_{Y'} - J_{Z'}) \cdot \omega_{Y'} \cdot \omega_{Z'} &= M_{X'} + M_{X'}(G) + M_{X'm} \\
 J_{Y'} \cdot \dot{\omega}_{Y'} - (J_{Z'} - J_{X'}) \cdot \omega_{Z'} \cdot \omega_{X'} &= M_{Y'} + M_{Y'}(G) + M_{Y'm} \\
 J_{Z'} \cdot \dot{\omega}_{Z'} - (J_{X'} - J_{Y'}) \cdot \omega_{X'} \cdot \omega_{Y'} &= M_{Z'} + M_{Z'}(G) + M_{Z'm}
 \end{aligned}
 \tag{3.28}$$

Należy zwrócić uwagę, że w równaniu (3.28) momenty pochodzące od mięśni ($M_{X'm}, M_{Y'm}, M_{Z'm}$) są uzależnione od długości aktonu mięśniowego, będącej funkcją kątów Eulera $l(\varphi(t), \theta(t), \psi(t))$.



Rys. 3.11. Model kulisty bez sił mięśniowych



Rys. 3.12. Model kulisty z momentami sił mięśniowych

W celu rozwiązania prostego zadania dynamiki za pomocą modelu kulistego należy określić:

- 1) sześć warunków początkowych przedstawionych w postaci kątów Eulera i prędkości kątowych zależnych od początkowej chwili czasu, parametry biomechaniczne każdego segmentu (długość, masę, położenie środka masy i centralny moment bezwładności) oraz obciążenie zewnętrzne działające na poszczególne człony;
- 2) parametry opisujące właściwości mechaniczne wszystkich rozważanych mięśni (tzn. współczynniki elementów masowo-sprężysto-tłumiących);
- 3) siły wewnętrzne generowane w modelach mięśni w postaci funkcji zależnych od czasu t ;
- 4) graniczne wartości kątów, które wyznaczają zakresy ruchu dopuszczalnego.

3.2.6. Uwagi do modelowania

Wybór rodzaju modelu biomechanicznego (2DOF, 3DOF, 4DOF, 5 DOF lub model kulisty) zależy od rodzaju badanego ruchu oraz budowy anatomicznej analizowanego układu. Należy przy tym pamiętać, że złożone ruchy wykonywane przez kończynę górną są wynikiem złożenia ruchów podstawowych: ruchów płaskich i ruchów kulistych.

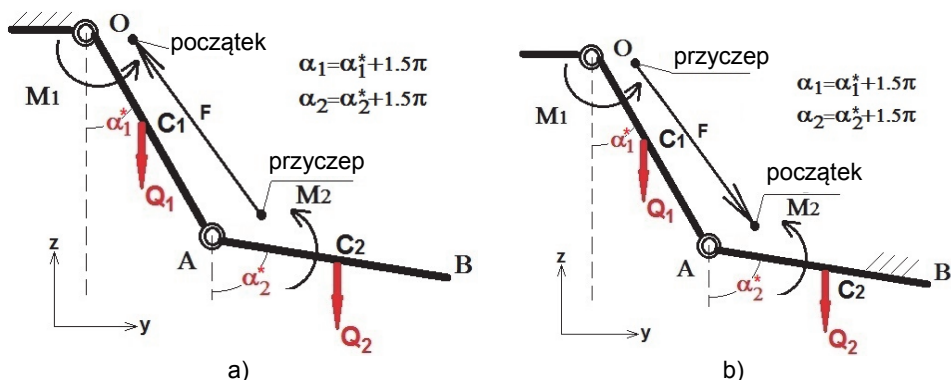
Uwzględnienie oddziaływania mięśni w postaci nowych dyskretnych modeli reologicznych (opisanych w p. 2) zwiększa liczbę stopni swobody rozważanego układu: 1) dołączenie jednego mięśnia typu pierwszego (układu o 3DOF) zwiększa liczbę stopni swobody o 2DOF; 2) dołączenie jednego mięśnia typu drugiego (układu o 5DOF) zwiększa liczbę stopni swobody o 4DOF; 3) dołączenie jednego mięśnia typu trzeciego (układu 7DOF) zwiększa liczbę stopni swobody o 6DOF. Zwiększenie liczby stopni swobody wynika z faktu, że przemieszczenie przyczepu mięśnia jest związane funkcyjną zależnością z kątem stawowym segmentu, do którego jest podłączony rozważany mięsień.

Na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych stwierdzono, że siły generowane w przyczepie i początku mięśnia mają odmienne wartości: w przyczepie mięśnia powstaje większa siła w porównaniu z siłą generowaną na początku mięśnia [173, 174]. Wynika to ze względnych położenia końców mięśnia w stosunku do tułowia: przyczep znajduje się w ruchomej części ciała, początek zaś jest zlokalizowany w części względnie nieruchomej (rys. 3.13). Przejawia się to w budowie anatomicznej: 1) ścięgna przyczepu zazwyczaj są większe w porównaniu ze ścięgnami początku (ścięgna przyczepu przekazują

do układu szkieletowego większe siły od ścięgien początku); 2) w brzuscu mięśnia włókna mięśniowe są bardziej rozwinięte od strony przyczepu, co jest widoczne w postaci zwiększenia objętości brzusca od strony przyczepu. Istnieje więc problem z określeniem w każdej chwili czasowej, który koniec mięśnia powinien być traktowany jako przyczep, a który jako początek.

W przypadku zmiany funkcji końców mięśnia (ostatni początek i ostatni przyczep transformują się w aktualny przyczep i aktualny początek) zmienia się siła generowana na aktualnym przyczepie. Zmiana ta jest wynikiem odmiennych właściwości mechanicznych fragmentów początku mięśnia i przyczepu mięśnia.

Modelując zachowanie mięśnia dwustawowego, należy też pamiętać, że w kinezyologii oddziaływanie mięśnia jest opisane w postaci **paradoksu Lombarda**: mięsień dwustawowy przyczepiony do dwóch segmentów potrafi przyspieszyć jeden segment w jednym kierunku, drugi segment zaś – w kierunku przeciwnym, tzn. mięsień oddziałuje na dwa segmenty w postaci dwóch momentów o przeciwnych kierunkach. Na przykład, skurcz głowy długiej mięśnia dwugłowego prowadzi do jednoczesnego zginania w stawie kolanowym i prostowania w stawie biodrowym.



Rys. 3.13. Położenie początku i przyczepu mięśnia w układzie: a) kierunek działania siły aktonu mięśniowego F w przypadku zamocowania p. O ; b) kierunek działania siły aktonu mięśniowego F w przypadku zamocowania p. B

Z punktu widzenia fizjologii sterowanie zachowaniem układu mięśni rzeczywistych kończyny jest realizowane w układzie zamkniętym pętlą nerwowego sprzężenia zwrotnego (w organizmie bez uszkodzeń nerwowych). Podczas wykonywania ruchu system nerwowy drogami eferentnymi wysyła do mięśni sygnały pobudzające je do skurczu. Powoduje to skurcz mięśni i prowadzi do ruchu lub stabilizacji segmentu. Jednocześnie do układu nerwowego drogami aferentnymi jest przekazywana informacja o stanie mięśni oraz składowych biernych (więzadeł i torebek stawowych). W przypadku, gdy segment znajdzie się na granicy dopuszczalnego zakresu fizjologicznego lub jeden z mięśni ulega odkształceniom przeciążającym, uruchamiane są odruchy, które hamują wykonywanie ruchu i zmieniają zadanie motoryczne.

Biorąc pod uwagę fizjologię, rozwiązanie prostego zadania dynamiki powinno być realizowane na podstawie następującego schematu. Na początku zachodzi próba realizacji zadania motorycznego z jednoczesnym sprawdzeniem w każdym kroku czasowym:

- a) odkształcenia fragmentów składowych mięśni i sił powstających na przyczepach mięśni (odkształcenia i siły powinny się mieścić w zadanych zakresach fizjologicznych);
- b) ruchów poszczególnych segmentów układu (dane kinematyczne powinny się zawierać w zakresie fizjologicznych danych kinematycznych).

W przypadku, gdy wynik sprawdzenia wykazuje, że nastąpiło przekroczenie zakresu fizjologicznego, należy:

- a) zmienić wartość sił generowanych w elementach siłowych mięśnia układu;
- b) wywołać działanie momentu blokującego (dodatkowych momentów blokujących).

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 rodzaj choroby układu mięśniowo-szkieletowego; 2) określić indywidualny program rehabilitacji; 3) przewidzieć skutki interwencji chirurgicznej (w przypadku zmiany położenia ścięgna lub ścięgien).

3.2.6.1. Modelowanie zachowania układu mięśniowo-szkieletowego kończyny górnej

Układ mięśniowo-szkieletowy kończyny górnej człowieka składa się ze stawu ramiennego, stawu łokciowego, stawu nadgarstkowego i stawów ręki [14, 54, 65, 122], na które działają poszczególne grupy mięśni [Załącznik]. Staw ramienny łączy tułów z kończyną górną za pomocą obręczy barkowej. Staw ten składa się z połączenia głowy kości ramiennej i panewki znajdującej się na łopatce.

W stawie ramiennym zachodzą trzy podstawowe ruchy: 1) ruch zginania–prostowania (ruch płaski w płaszczyźnie strzałkowej); 2) ruch przywodzenia–odwodzenia (ruch płaski w płaszczyźnie czołowej); 3) ruch obrót wewnętrzny–obrot zewnętrzny (ruch kulisty względem środka stawu ramiennego). Należy zwrócić uwagę, że środek stawu ramiennego nie jest punktem anatomicznym. Jest to punkt umowny, którego położenie zazwyczaj przyjmuje się jako środek geometryczny głowy kości ramiennej.

W stawie ramiennym zachodzi także ruch unoszenia, który może być wykonany jedynie po całkowitym odwiedzeniu kończyny górnej (kończyna powinna być prostopadła w stosunku do długiej osi tułowia). Ruch unoszenia zachodzi poprzez obrót łopatki względem klatki piersiowej. Ze względu na fakt, że łopatka jest składową obręczy barkowej (nie kończyny górnej), ruch unoszenia nie jest zaliczany do ruchów podstawowych wykonywanych przez kończynę górną.

Staw łokciowy łączy ramię z przedramieniem. Składa się on z połączenia trzech kości: ramiennej, łokciowej i promieniowej. W stawie łokciowym zachodzą dwa podstawowe ruchy: 1) ruch zginania–prostowania (ruch płaski w płaszczyźnie strzałkowej); 2) ruch nawracania–odwracania (ruch kulisty względem środka stawu łokciowego). W zależności od wzajemnego położenia kości łokciowej i promieniowej przedramię może się znajdować w pozycji: supinującej (odwróconej), neutralnej i pronującej (nawróconej). Należy zwrócić uwagę, że położenie środka stawu łokciowego jest przyjmowane w sposób umowny. Na przykład, zgodnie z [20] środek stawu łokciowego określa się jako punkt środkowy pomiędzy: 1) punktem będącym projekcją punktu środkowego bloczka kości ramiennej na powierzchnię przyśrodkową nadkłykcia środkowego; 2) punktem położonym dystalnie na powierzchni główki kości ramiennej. Należy zaznaczyć, że w przypadku modelowania rzeczywistego ruchu zginania–prostowania do opisu tego ruchu powinno się przyjąć dwa przedziały. W przedziale pierwszym, w którym odbywa się ruch od położenia pełnego wyprostu kończyny górnej do zginania przedramienia względem ramienia o kąt równy 10° , zachodzi ruch kulisty spowodowany wzajemnym rozmieszczeniem kości łokciowej i kości

ramiennej [122]. W przedziale drugim zachodzi ruch płaski, który zaczyna się na końcu przedziału pierwszego i kończy przy maksymalnym zgięciu przedramienia względem ramienia.

Staw nadgarstkowy łączy przedramię z ręką. Składa się on z połączenia kości promieniowej i łokciowej z kośćmi ręki. W stawie nadgarstkowym zachodzą dwa podstawowe ruchy zależne od pozycji przedramienia (odwrócona/nawrócona): 1) ruch zginania grzbietowego–zginania dłoniowego (ruch płaski w płaszczyźnie strzałkowej); 2) ruch przywodzenia łokciowego–przywodzenia promieniowego (ruch płaski w płaszczyźnie czołowej).

Stosując proponowane modele biomechaniczne oraz uwzględniając fizjologiczne zakresy ruchu kończyny górnej [20], można zasymulować:

- 1) podstawowy płaski ruch zginania–prostowania w stawie ramiennym wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek głowy kości ramiennej (można zastosować model 1DOF/2DOF/3DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała, przy czym dla modelu 2DOF/3DOF ruchliwość w stawach łokciowym i/lub nadgarstkowym powinna być zablokowana);
- 2) podstawowy płaski ruch przywodzenia–odwodzenia w stawie ramiennym wokół osi strzałkowej przechodzącej przez środek głowy kości ramiennej (można zastosować model 1DOF/2DOF/3DOF opisujący ruch w płaszczyźnie czołowej ciała, przy czym dla modelu 2DOF/3DOF ruchliwość w stawach łokciowym i/lub nadgarstkowym powinna być zablokowana);
- 3) podstawowy kulisty ruch obrotu wewnętrznego–obrotu zewnętrznego w stawie ramiennym (można zastosować model kulisty z przyjęciem środka stawu ramiennego jako początku układu odniesienia);
- 4) podstawowy płaski ruch zginania–prostowania w stawie łokciowym wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu łokciowego (można zastosować model 1DOF/2DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała, przy czym ramię powinno być unieruchomione i w modelu 1DOF ruchliwość w stawie nadgarstkowym powinna być zablokowana);
- 5) podstawowy kulisty ruch nawracania–odwracania w stawie łokciowym (można zastosować model kulisty, którego początek znajduje się w środku stawu łokciowego, przy czym ramię powinno być unieruchomione);
- 6) podstawowy płaski ruch zginania grzbietowego–zginania dłoniowego wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu nadgarstkowego, tzn. przez kość główkowatą (można zastosować model 1DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała, przy czym przedramię powinno być unieruchomione);
- 7) podstawowy płaski ruch przywodzenia łokciowego–przywodzenia promieniowego wokół osi strzałkowej przechodzącej przez środek stawu nadgarstkowego (można zastosować model 1DOF opisujący ruch w płaszczyźnie czołowej ciała, przy czym przedramię powinno być unieruchomione);
- 8) złożenie 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);
- 9) złożenie podstawowych płaskich ruchów 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 neu-

- tralnej przedramienia (można zastosować model 2DOF, przy czym ramię powinno być unieruchomione);
- 10) złożenie podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie poprzecznej 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);
 - 11) złożenie 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);
 - 12) złożenie podstawowych ruchów płaskich w płaszczyźnie poprzecznej wokół osi długiej przechodzącej przez środek stawu ramiennego: ramię znajduje się w maksymalnym położeniu odwiedzenia (pod 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);
 - 13) złożony płaski ruch w płaszczyźnie strzałkowej, gdy środek głowy kości ramiennej unosi się zgodnie z zadaną funkcją kinematyczną w stawie ramiennym, a w stawie łokciowym i nadgarstkowym zachodzą płaskie ruchy zginania–prostowania (można zastosować model 4DOF/5DOF);
 - 14) złożony płaski ruch 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 nadgarstkowym zachodzą płaskie ruchy zginania–prostowania (można zastosować model 4DOF/5DOF).

3.2.6.2. Modelowanie zachowania układu mięśniowo-szkieletowego kończyny dolnej

Układ mięśniowo-szkieletowy kończyny dolnej człowieka składa się ze stawu biodrowego, stawu kolanowego, stawu skokowo-goleniowego i stawów stopy [11, 14, 19], na które działają odpowiednie zespoły mięśniowe [Załącznik]. Staw biodrowy łączy tułów z kończyną dolną. Staw ten składa się z połączenia głowy kości biodrowej i panewki znajdującej się na kości miedniczej, która jest złożona z kości biodrowej, łonowej i kulszowej. W stawie biodrowym zachodzą trzy podstawowe ruchy: 1) ruch zginania–prostowania (ruch płaski w płaszczyźnie strzałkowej); 2) ruch przywodzenia–odwodzenia (ruch płaski w płaszczyźnie czołowej); 3) ruch obrót wewnętrzny–obrot zewnętrzny (ruch kulisty względem środka stawu biodrowego). Należy zaznaczyć, że środek stawu biodrowego nie jest punktem anatomicznym. Jest to punkt umowny, którego położenie przyjmuje się w środku geometrycznym głowy kości udowej.

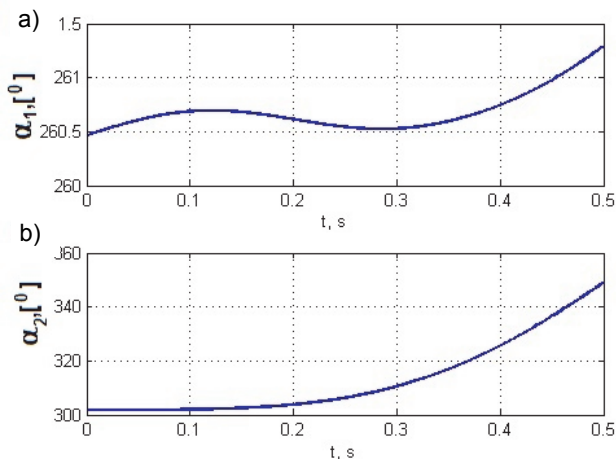
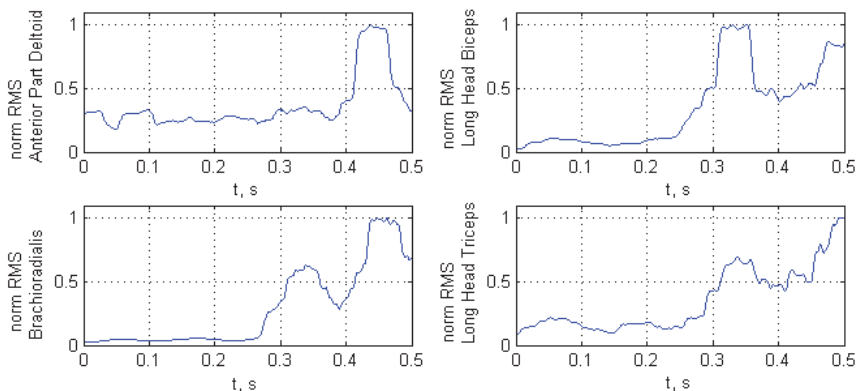
Staw kolanowy łączy goleń z udem. Staw ten składa się z połączenia kości udowej i piszczelowej, przy czym kość strzałkowa nie bierze udziału w ruchach stawu kolanowego. W stawie kolanowym zachodzą dwa podstawowe ruchy: 1) ruch zginania–prostowania (ruch płaski w płaszczyźnie strzałkowej); 2) ruch obrót wewnętrzny–obrot zewnętrzny przy zgiętym kolanie (ruch kulisty względem środka stawu kolanowego). Środek stawu kolanowego także jest punktem umownym, którego położenie przyjmuje się jako środek linii łą-

czącej dwa punkty znajdujące się na dystalnej powierzchni kłykcia przyśrodkowego i kłykcia bocznego kości udowej. Dodatkowo, należy pamiętać, że rodzaj ruchu zachodzący w stawie kolanowym zależy od kąta zgięcia goleni względem uda: przy wyprostowanym kolanie przeważa ruch obrotowy; w miarę zginania kolana wskutek rozciągania więzadeł krzyżowych udział ruchu obrotowego maleje, rośnie zaś udział ruchu posuwistego.

Staw skokowo-goleniowy składa się z połączenia kości piszczelowej i strzałkowej z kośćmi stopy. Z punktu widzenia anatomii jest to staw bardzo złożony. W stawie tym zachodzi także podstawowy ruch płaski zginanie grzbietowe–zginanie podeszwowe. Odbywa się on w lokalnej płaszczyźnie strzałkowej (płaszczyzna ta jest obrócona w stosunku do płaszczyzny anatomicznej ciała).

Stosując proponowane modele biomechaniczne oraz uwzględniając fizjologiczne zakresy ruchu kończyny górnej [20], można zasymulować:

- 1) podstawowy płaski ruch zginania–prostowania w stawie biodrowym wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek głowy kości udowej (można zastosować model 1DOF/2DOF/3DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała, przy czym dla modelu 2DOF/3DOF ruchliwość w stawie kolanowym i/lub skokowo-goleniowym powinna być zablokowana);
- 2) podstawowy płaski ruch przywodzenia–odwodzenia w stawie biodrowym wokół osi strzałkowej przechodzącej przez środek głowy kości udowej (można zastosować model 1DOF/2DOF/3DOF opisujący ruch w płaszczyźnie czołowej, przy czym dla modelu 2DOF/3DOF ruchliwość w stawie łokciowym i/lub skokowo-goleniowym powinna być zablokowana);
- 3) podstawowy kulisty ruch obrotu wewnętrznego–obrotu zewnętrznego w stawie biodrowym (można zastosować model kulisty z przyjęciem środka stawu biodrowego jako początku układu współrzędnych);
- 4) podstawowy płaski ruch zginania–prostowania w stawie kolanowym wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu kolanowego (można zastosować model 1DOF/2DOF opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej ciała, przy czym udo powinno być unieruchomione i w modelu 1DOF ruchliwość w stawie skokowo-goleniowym powinna być zablokowana);
- 5) podstawowy kulisty ruch 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) złożenie 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) złożenie podstawowych płaskich ruchów w płaszczyźnie strzałkowej wokół osi poprzecznej przechodzącej przez środek stawu kolanowego: ruch zginania–prostowania w stawie kolanowym oraz ruch w stawie skokowo-goleniowym (model 2DOF, przy czym udo powinno być unieruchomione);
- 8) złożony płaski ruch w płaszczyźnie strzałkowej, gdy środek głowy kości udowej unosi się zgodnie zadaną funkcją kinematyczną, a w stawach biodrowym, kolanowym i skokowo-goleniowym zachodzą płaskie ruchy zginania–prostowania (można zastosować model 4DOF/5DOF);

Rys. 3.15. Dane kinematyczne: a) kąt α_1 ; b) kąt α_2 

Rys. 3.16. Przetworzony sygnał EMG (wartość RMS obliczono z oknem czasowym 50 ms i znormalizowano do wartości maksymalnej dla każdego kanału)

Do analizy danych przyjęto założenie, że zmiana położenia punktu znajdującego się w miejscu brzusiec-ścięgno przyczepu $x_{1k}(t)$ (na każdym badanym mięśniu) jest aproksymowana zgodnie z zależnością:

$$x_{1k}(t) = A_{1_k} \cdot \left(1 - e^{-B_k(t-t_0)}\right) \quad (3.29)$$

gdzie: A_{1_k} – amplituda przemieszczenia k -tego mięśnia $x_{1k}(t)$,

B_k – współczynnik k -tego mięśnia (opisujący stopień nasycenia, w badaniu przyjęto wartość równą $B_k = 1 \cdot s^{-1}$),

t_0 – opóźnienie elektromechaniczne zależne od właściwości mechanicznych (zgodnie z danymi podanymi w tab. 3.2 uzyskano wartość równą $t_0 = 0,0012$ s).

Należy zwrócić uwagę, że przemieszczenie $x_{1k}(t)$ może zostać wyznaczone za pomocą ultrasonografii lub rezonansu magnetycznego.

W celu rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki zaproponowano dwa podejścia:

- 1) podejście jednoznaczne (p. 3.2.7.1.1);
- 2) podejście niejednoznaczne oparte na metodzie pseudoinwersji Moore'a-Penrose'a (p. 3.2.7.1.2).

Proponowane podejścia nie wymagają zastosowania technik optymalizacyjnych.

3.2.7.1.1. Podejście jednoznaczne

Podejście jednoznaczne polega na obliczeniu dwóch amplitud przemieszczenia (A_{FL} dla grupy zginaczy, mięśnie (1)–(4) i A_{EX} dla grupy prostowników, mięśnie (5)–(6)) oraz sześciu składowych aktywnych sił mięśniowych ($F_{1_{act}}, F_{2_{act}}, F_{3_{act}}, F_{4_{act}}, F_{5_{act}}, F_{6_{act}}$) z wykorzystaniem równania (3.2), (3.6) lub (3.10) i poniższego układu sześciu równań:

$$\begin{aligned}
 F_{1_{act}} + A_{FL} \cdot (K_{01} \cdot (1 - C_1) + L_{01} \cdot B_1 \cdot C_1) &= F_{1_{pas}} + m_{01} \cdot \ddot{x}_{01} + L_{01} \cdot \dot{x}_{01} + K_{01} \cdot x_{01} \\
 F_{2_{act}} + A_{FL} \cdot (K_{02} \cdot (1 - C_2) + L_{02} \cdot B_2 \cdot C_2) &= F_{2_{pas}} + m_{02} \cdot \ddot{x}_{02} + L_{02} \cdot \dot{x}_{02} + K_{01} \cdot x_{02} \\
 F_{3_{act}} + A_{FL} \cdot (K_{03} \cdot (1 - C_3) + L_{03} \cdot B_3 \cdot C_3) &= F_{3_{pas}} + m_{03} \cdot \ddot{x}_{03} + L_{03} \cdot \dot{x}_{03} + K_{03} \cdot x_{03} \\
 F_{4_{act}} + A_{FL} \cdot (K_{04} \cdot (1 - C_4) + L_{04} \cdot B_4 \cdot C_4) &= F_{4_{pas}} + m_{04} \cdot \ddot{x}_{04} + L_{04} \cdot \dot{x}_{04} + K_{04} \cdot x_{04} \\
 F_{5_{act}} + A_{EX} \cdot (K_{05} \cdot (1 - C_5) + L_{05} \cdot B_5 \cdot C_5) &= F_{5_{pas}} + m_{05} \cdot \ddot{x}_{05} + L_{05} \cdot \dot{x}_{05} + K_{05} \cdot x_{05} \\
 F_{6_{act}} + A_{EX} \cdot (K_{06} \cdot (1 - C_6) + L_{06} \cdot B_6 \cdot C_6) &= F_{6_{pas}} + m_{06} \cdot \ddot{x}_{06} + L_{07} \cdot \dot{x}_{06} + K_{07} \cdot x_{07}
 \end{aligned} \tag{3.30}$$

gdzie: $C_k = e^{-B_k \cdot t}$ dla $k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$,

$$F_{1_{pas}} = F_{1_{pas}}(\alpha_1) \text{ zgodnie z (3.6),}$$

dla $k = 2, 3, 4, 5, 6$ zgodnie z (3.10),

$$\ddot{x}_{01} = \ddot{x}_{01}(\alpha_1), \dot{x}_{01} = \dot{x}_{01}(\alpha_1), x_{01} = x_{01}(\alpha_1),$$

$$\ddot{x}_{0k} = \ddot{x}_{0k}(\alpha_1, \alpha_2), \dot{x}_{0k} = \dot{x}_{0k}(\alpha_1, \alpha_2), \text{ dla } k = 2, 3, 4, 5, 6.$$

3.2.7.1.2. Podejście niejednoznaczne

Podejście niejednoznaczne polega na obliczeniu sześciu amplitud przemieszczenia (A_{1_k} dla każdego k -tego mięśnia, $k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$) i sześciu składowych aktywnych sił mięśniowych ($F_{1_{act}}, F_{2_{act}}, F_{3_{act}}, F_{4_{act}}, F_{5_{act}}, F_{6_{act}}$) z wykorzystaniem równania (3.2), (3.6) lub (3.10) i poniższego układu sześciu równań:

$$\begin{aligned}
 F_{1_{act}} + A_{1_1} \cdot (K_{01} \cdot (1 - C_1) + L_{01} \cdot B_1 \cdot C_1) &= F_{1_{pas}} + m_{01} \cdot \ddot{x}_{01} + L_{01} \cdot \dot{x}_{01} + K_{01} \cdot x_{01} \\
 F_{2_{act}} + A_{1_2} \cdot (K_{02} \cdot (1 - C_2) + L_{02} \cdot B_2 \cdot C_2) &= F_{2_{pas}} + m_{02} \cdot \ddot{x}_{02} + L_{02} \cdot \dot{x}_{02} + K_{01} \cdot x_{02} \\
 F_{3_{act}} + A_{1_3} \cdot (K_{03} \cdot (1 - C_3) + L_{03} \cdot B_3 \cdot C_3) &= F_{3_{pas}} + m_{03} \cdot \ddot{x}_{03} + L_{03} \cdot \dot{x}_{03} + K_{03} \cdot x_{03} \\
 F_{4_{act}} + A_{1_4} \cdot (K_{04} \cdot (1 - C_4) + L_{04} \cdot B_4 \cdot C_4) &= F_{4_{pas}} + m_{04} \cdot \ddot{x}_{04} + L_{04} \cdot \dot{x}_{04} + K_{04} \cdot x_{04} \\
 F_{5_{act}} + A_{1_5} \cdot (K_{05} \cdot (1 - C_5) + L_{05} \cdot B_5 \cdot C_5) &= F_{5_{pas}} + m_{05} \cdot \ddot{x}_{05} + L_{05} \cdot \dot{x}_{05} + K_{05} \cdot x_{05} \\
 F_{6_{act}} + A_{1_6} \cdot (K_{06} \cdot (1 - C_6) + L_{06} \cdot B_6 \cdot C_6) &= F_{6_{pas}} + m_{06} \cdot \ddot{x}_{06} + L_{07} \cdot \dot{x}_{06} + K_{07} \cdot x_{07}
 \end{aligned} \tag{3.31}$$

gdzie: $C_k = e^{-B_k \cdot t}$ dla $k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$,

$$F_{1_{pas}} = F_{1_{pas}}(\alpha_1) \text{ zgodnie z (3.6),}$$

$$F_{k_{pas}} = F_{k_{pas}}(\alpha_1, \alpha_2) \text{ dla } k = 2, 3, 4, 5, 6 \text{ zgodnie z (3.10),}$$

$$\ddot{x}_{01} = \ddot{x}_{01}(\alpha_1), \dot{x}_{01} = \dot{x}_{01}(\alpha_1), x_{01} = x_{01}(\alpha_1),$$

$$\ddot{x}_{0k} = \ddot{x}_{0k}(\alpha_1, \alpha_2), \dot{x}_{0k} = \dot{x}_{0k}(\alpha_1, \alpha_2), x_{0k} = x_{0k}(\alpha_1, \alpha_2) \text{ dla } k = 2, 3, 4, 5, 6.$$

3.2.7.1.3. Wyniki badań numerycznych

Do wymodelowania zachowania układu 2DOF przyjęto dane podane w tabelach 3.1–3.2 (oznaczenia są zgodne z opisem podanym w p. 2) oraz następujące dane biomechaniczne: $[OA; AB] = [0,286; 0,300]$ m; $[Q_1; Q_2] = [m_{1j}; g; m_{2j}; g]$, $g = 9,8 \text{ m/s}^2$, $m_{1j} = 1.897 \text{ kg}$, $m_{2j} = 1,134 \text{ kg}$; $[J_{X_{OA}}; J_{X_{AB}}] = [0,0629; 0,0285] \text{ kg} \cdot \text{m}^2$; $[OC_1; AC_2] = [0,165; 0,137]$ m.

Tabela 3.1

Współrzędne mięśni badanych kończyny górnej

Nr mięśnia	Nazwa mięśnia	Współrzędne początku {x, y, z} [m]	Współrzędne przyczepu {x, y, z} [m]
$k = 1$	<i>pars clavicularis deltoideus</i>	{0; 0,0359; 0,0180}	{0; 0,0045; -0,0898}
$k = 2$	<i>caput longum biceps brachii</i>	{0; 0,0314; -0,0180}	{0; -0,0269; -0,2919}
$k = 3$	<i>caput breve biceps brachii</i>	{0; 0,0314; -0,1123}	{0; -0,0269; -0,2919}
$k = 4$	<i>brachioradialis</i>	{0; -0,0090; -0,2649}	{0; 0,0898; -0,5388}
$k = 5$	<i>caput longum triceps brachii</i>	{0; -0,0404; -0,0180}	{0; -0,0808; -0,3008}
$k = 6$	<i>caput laterale triceps brachii</i>	{0; -0,0763; -0,1257}	{0; -0,0808; -0,3008}

Tabela 3.2

Właściwości mechaniczne mięśni przyjętych do modelowania

Nr	{ m_k } [kg]	{ L_k } [N·s/m]	{ K_k } [N/m]
$k = 1$	{0,0030; 0,0523; 0,1953; 0,0523; 0,0030}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}
$k = 2$	{0,0074; 0,0544; 0,1912; 0,0544; 0,0074}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}
$k = 3$	{0,0050; 0,0534; 0,1933; 0,0534; 0,0050}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}
$k = 4$	{0,0077; 0,0545; 0,1910; 0,0545; 0,0077}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}
$k = 5$	{0,0075; 0,05443; 0,1911; 0,0544; 0,0075}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}
$k = 6$	{0,0046; 0,0532; 0,1936; 0,0532; 0,00462}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}

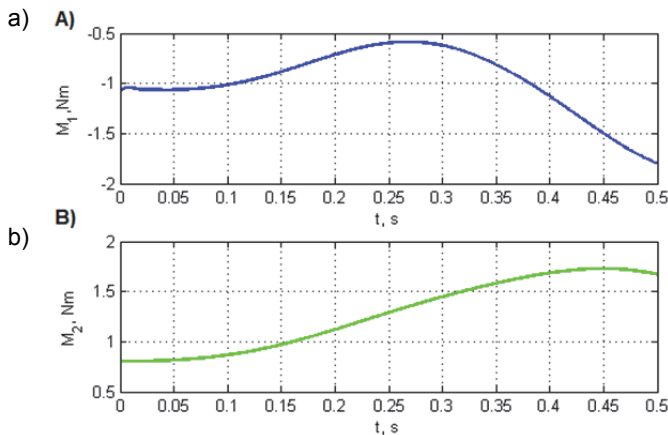
Na podstawie otrzymanych danych kinematycznych i biomechanicznych oszacowano: 1) momenty stawowe w stawie O i stawie A (rys. 3.17); 2) sześć sił mięśniowych ($F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6$); 3) amplitudę A_{1-k} przemieszczenia $x_{1k}(t)$ dla każdego k -tego mięśnia

($k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$); 4) zmiany długości poszczególnych fragmentów mięśni (opisanych w postaci układu o 5DOF (p. 2.2)), które określono za pomocą przemieszczeń punktów wyznaczonych na mięśniu (x_0, x_1, x_2, x_3, x_4).

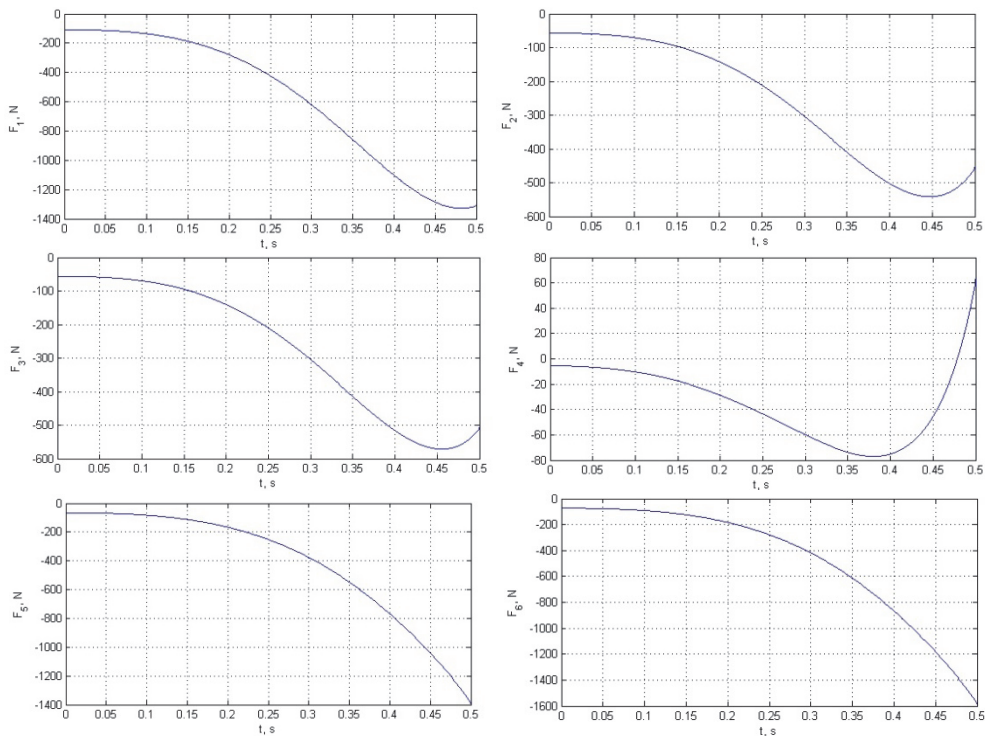
Wyniki uzyskano dla sześciu przypadków:

- 1) siła mięśnia jest wymodelowana w postaci jednego aktonu mięśniowego. Podejście jednoznaczne (rys. 3.18–3.20);
- 2) siła mięśnia jest wymodelowana w postaci jednego aktonu mięśniowego. Podejście niejednoznaczne (rys. 3.21–3.23);
- 3) siła mięśnia jest wymodelowana w postaci elementu kurczliwego. Podejście jednoznaczne (rys. 3.24–3.26);
- 4) siła mięśnia jest wymodelowana w postaci elementu kurczliwego. Podejście niejednoznaczne (rys. 3.27–3.29);
- 5) siła mięśnia jest wymodelowana w postaci specyficznego elementu kurczliwego. Podejście jednoznaczne ($F'' = a \cdot F'$, dla $a = 0,9$) (rys. 3.30–3.32);
- 6) siła mięśnia jest wymodelowana w postaci specyficznego elementu kurczliwego. Podejście niejednoznaczne ($F'' = a \cdot F'$, dla $a = 0,9$) (rys. 3.33–3.35).

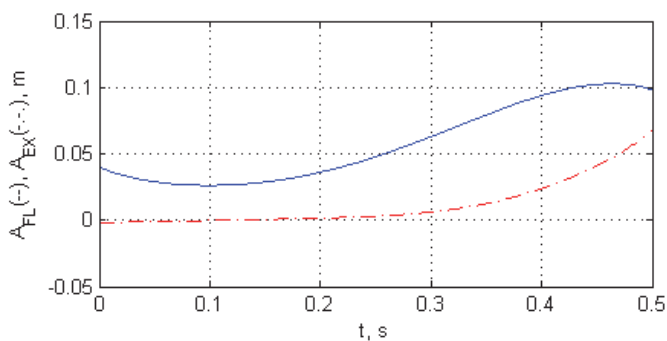
Wartości sił wewnętrznych ($P_k^w, P_{2_k}^w, P_{3_k}^w$) generowanych w elementach siłowych każdego k -tego modelu mięśnia oszacowano na podstawie obliczonej składowej aktywnej $F_{k_{act}}$ z równania (3.5) dla mięśnia (1) i równania (3.9) dla mięśni (2)–(6) (rys. 3.14). Przy obliczeniu sił wewnętrznych przyjęto założenie, że $P_{1_k}^w = \beta_1 \cdot P_{2_k}^w$ i $P_{3_k}^w = \beta_2 \cdot P_{2_k}^w$, gdzie β_1 i β_2 są współczynnikami równymi $\beta_1 = \beta_2 = 0,5$.



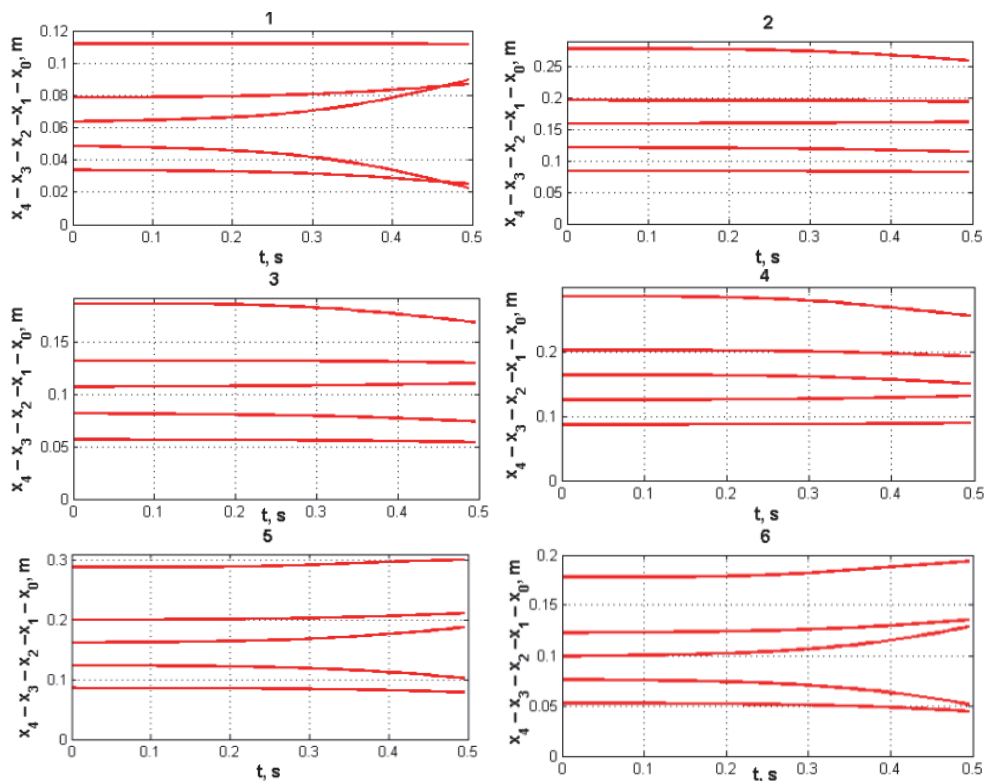
Rys.3.17. Momenty stawowe: a) w stawie O ; b) w stawie A



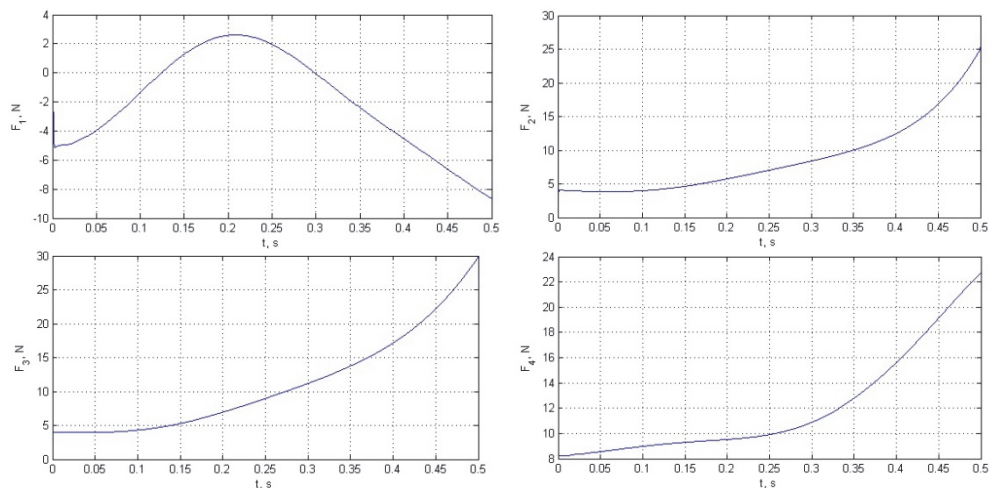
Rys. 3.18. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci jednego aktonu mięśniowego. Podejście jednoznaczne: siły kurczliwe $F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6$

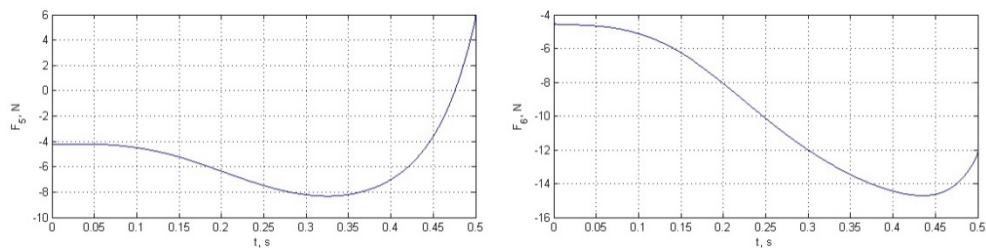


Rys. 3.19. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci jednego aktonu mięśniowego. Podejście jednoznaczne: amplituda A_{1_k} przemieszczenia $x_{1k}(t)$ każdego k -tego mięśnia ($A_{FL} = A_{1_1} = A_{1_2} = A_{1_3} = A_{1_4}$ oraz $A_{EX} = A_{1_5} = A_{1_6}$)

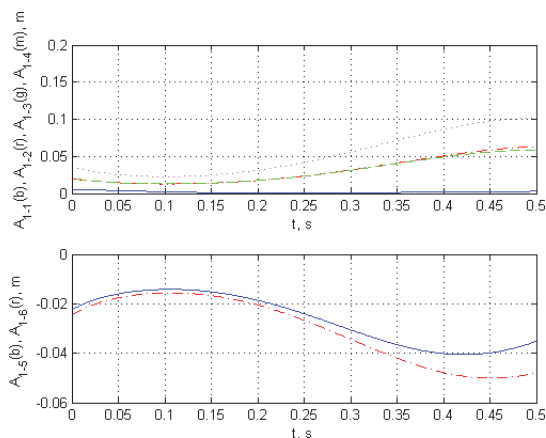


Rys. 3.20. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci jednego aktonu mięśniowego. Podejście jednoznaczne: przemieszczenia punktów każdego modelu mięśnia (x_0, x_1, x_2, x_3, x_4)

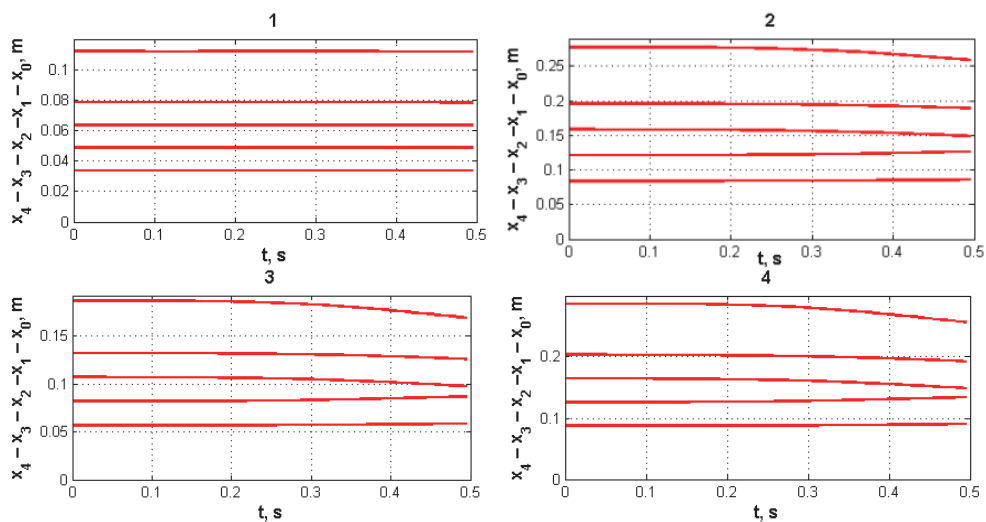


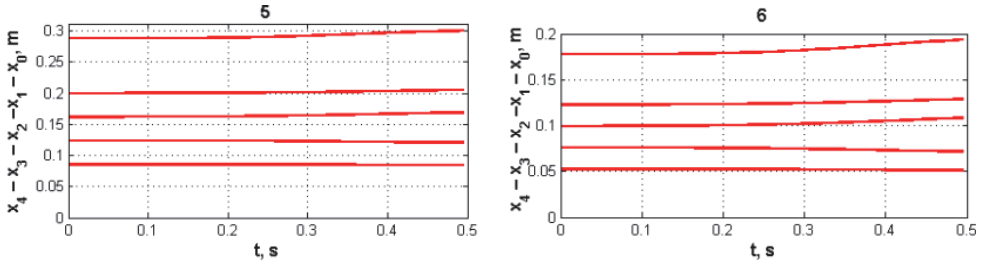


Rys. 3.21. Siła mięśniowa jest wymodelowana w postaci jednego aktonu mięśniowego. Podjęcie niejednoznaczne: siły kurcziwe $F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6$

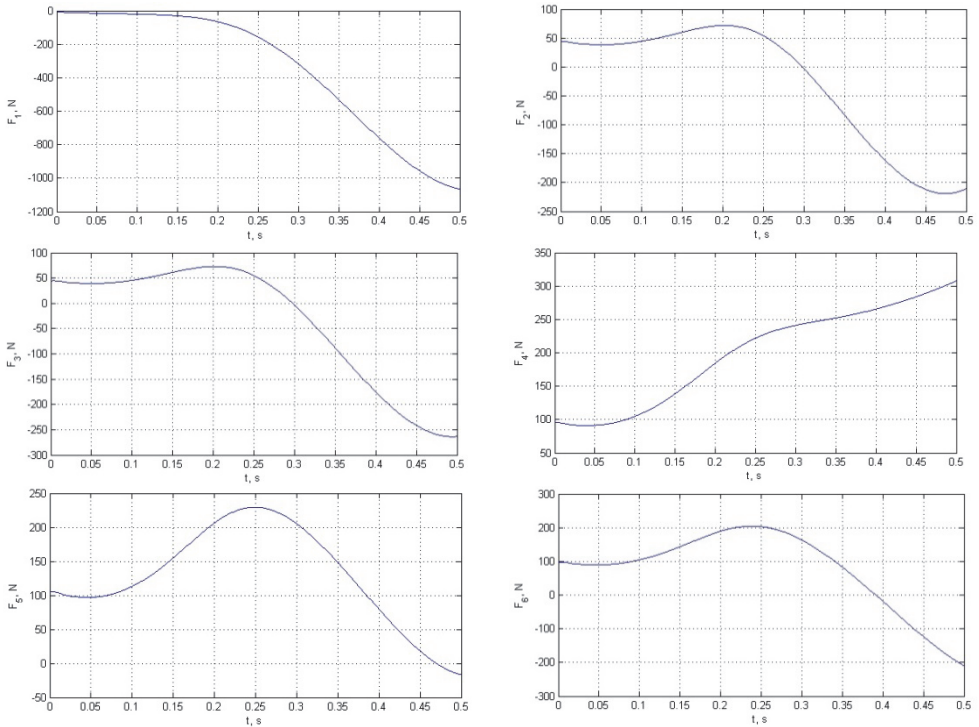


Rys. 3.22. Siła mięśniowa jest wymodelowana w postaci jednego aktonu mięśniowego. Podjęcie niejednoznaczne: amplituda A_{1-k} przemieszczenia $x_{1k}(t)$ k -tego mięśnia ($k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$)

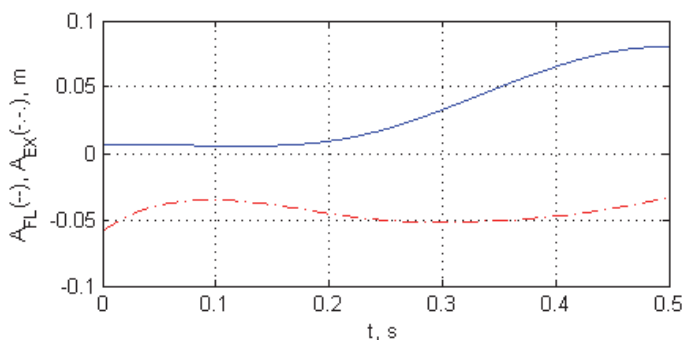




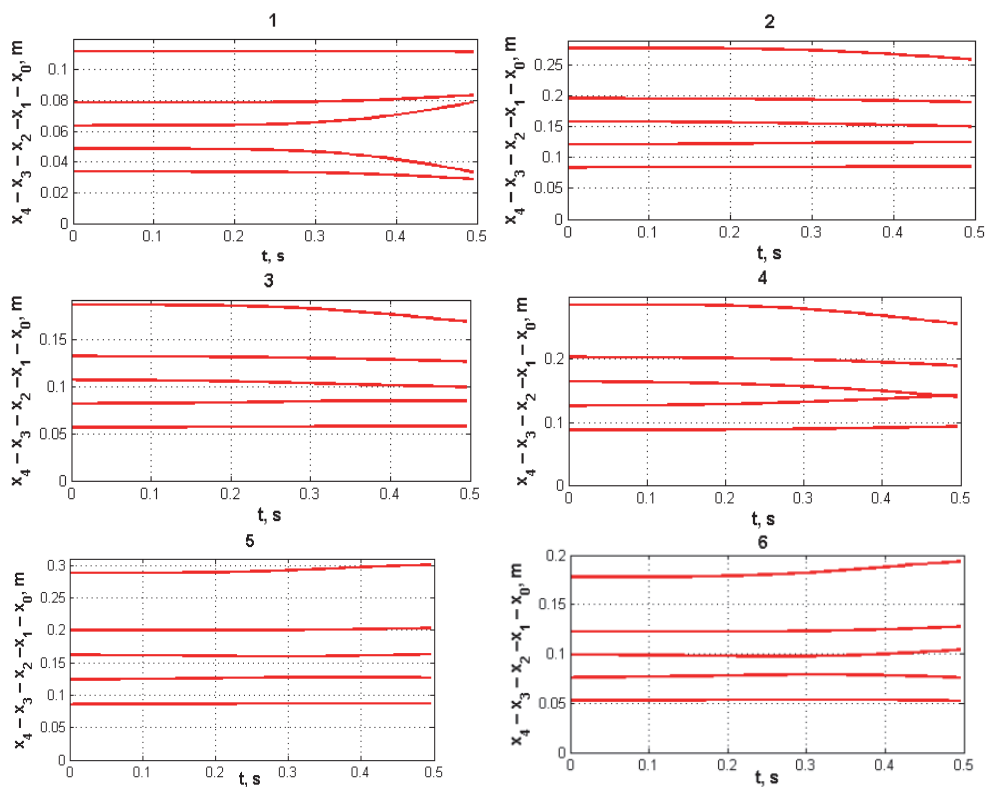
Rys. 3.23. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci jednego aktonu mięśniowego. Podejście niejednoznaczne: przemieszczenia punktów każdego modelu mięśnia (x_0, x_1, x_2, x_3, x_4)



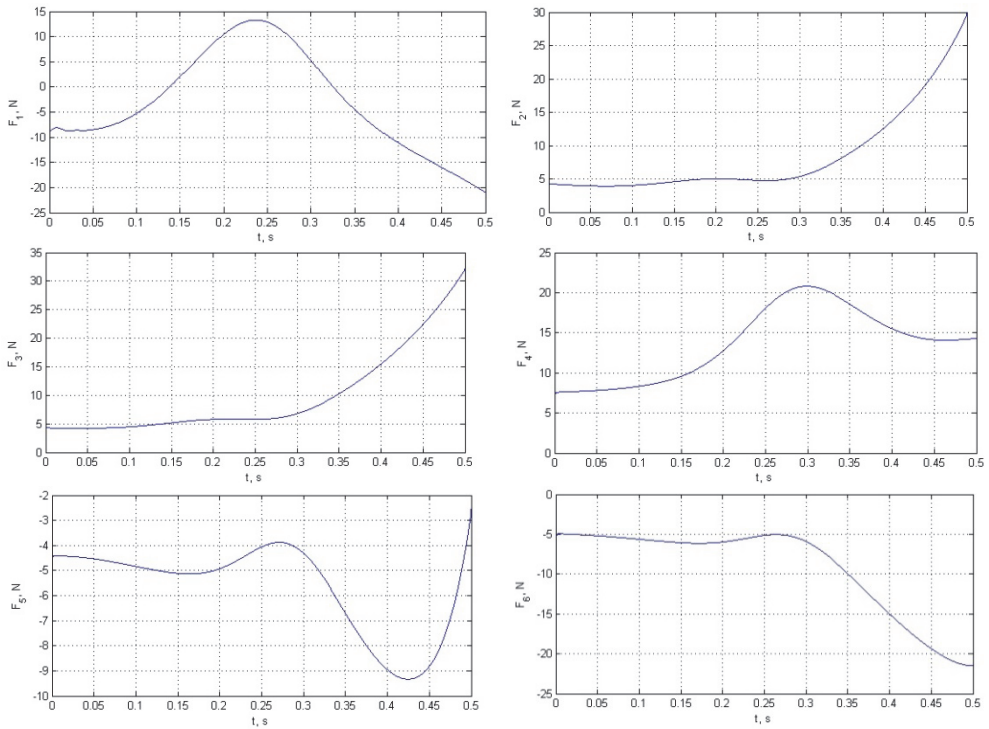
Rys. 3.24. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci elementu kurczliwego. Podejście jednoznaczne: siły kurczliwe $F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6$



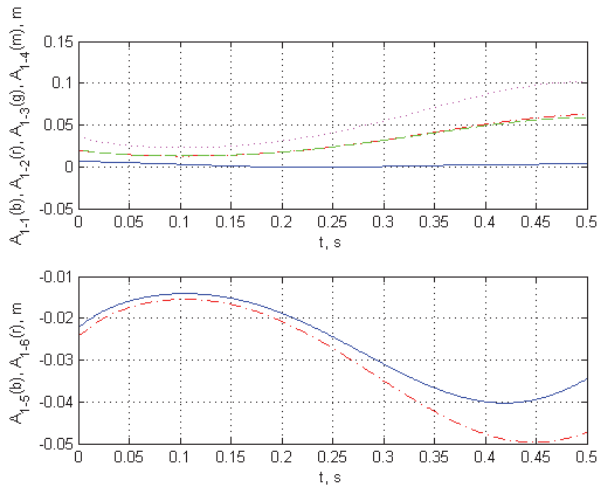
Rys. 3.25. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci elementu kurczliwego.
 Podejście jednoznaczne: amplituda A_{1_k} przemieszczenia $x_{1k}(t)$ każdego k -tego mięśnia
 ($A_{FL} = A_{1_1} = A_{1_2} = A_{1_3} = A_{1_4}$ oraz $A_{EX} = A_{1_5} = A_{1_6}$)



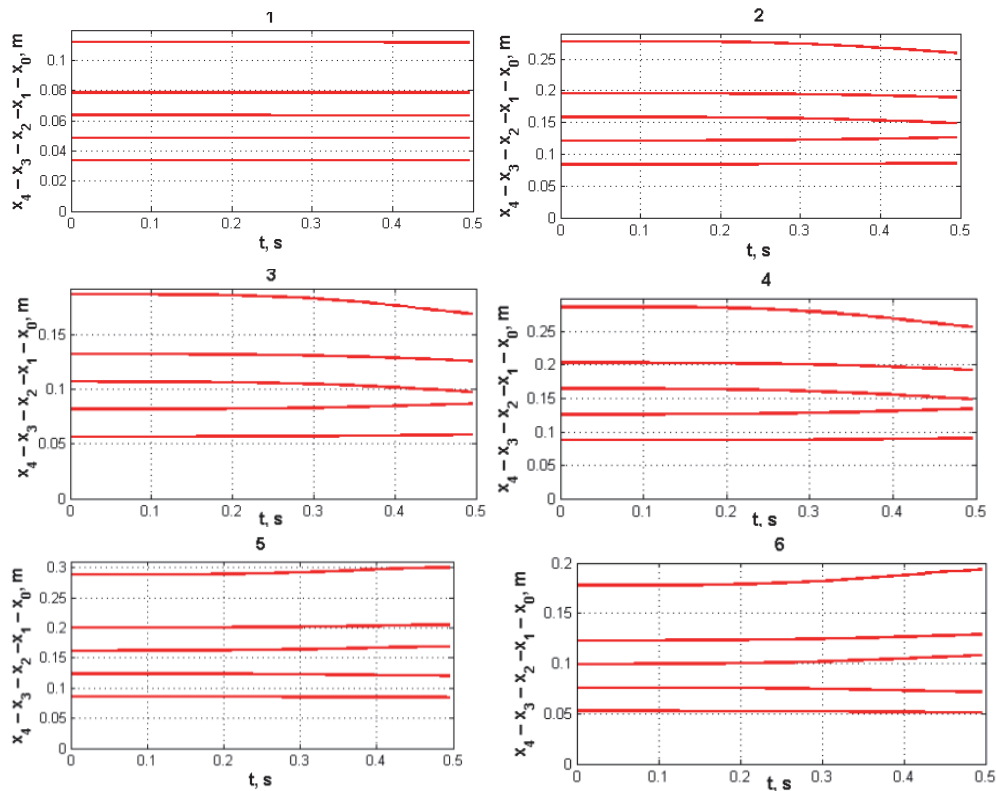
Rys. 3.26. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci elementu kurczliwego.
 Podejście jednoznaczne: przemieszczenia punktów każdego modelu mięśnia (x_0, x_1, x_2, x_3, x_4)



Rys. 3.27. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci elementu kurczliwego. Podejście niejednoznaczne: siły kurczliwe $F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6$

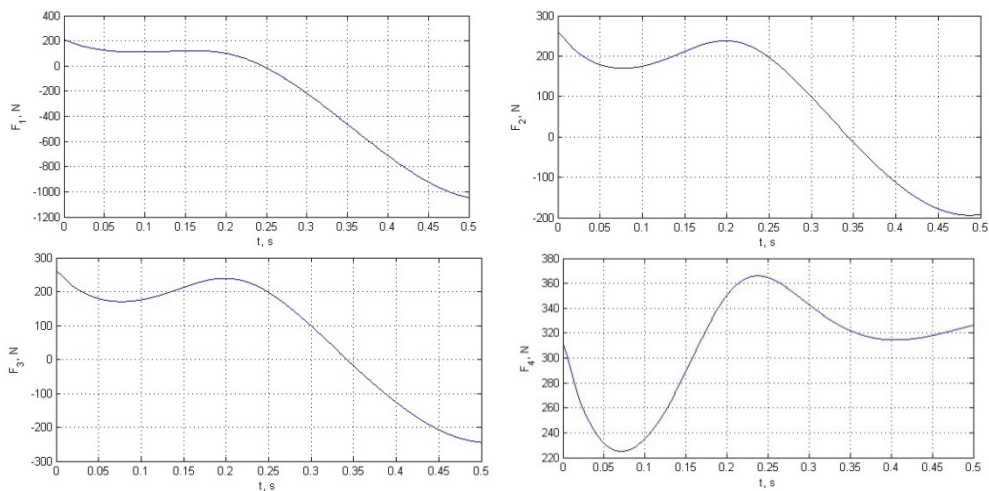


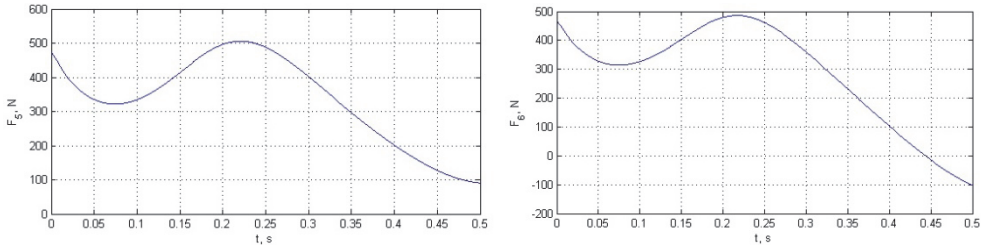
Rys. 3.28. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci elementu kurczliwego. Podejście niejednoznaczne: amplituda A_{1-k} przemieszczenia $x_{1k}(t)$ k -tego mięśnia ($k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$)



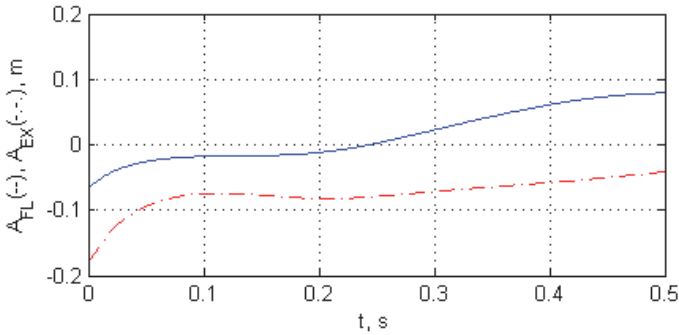
Rys. 3.29. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci elementu kurczliwego.

Podjęcie niejednoznaczne: przemieszczenia punktów każdego modelu mięśnia (x_0, x_1, x_2, x_3, x_4)

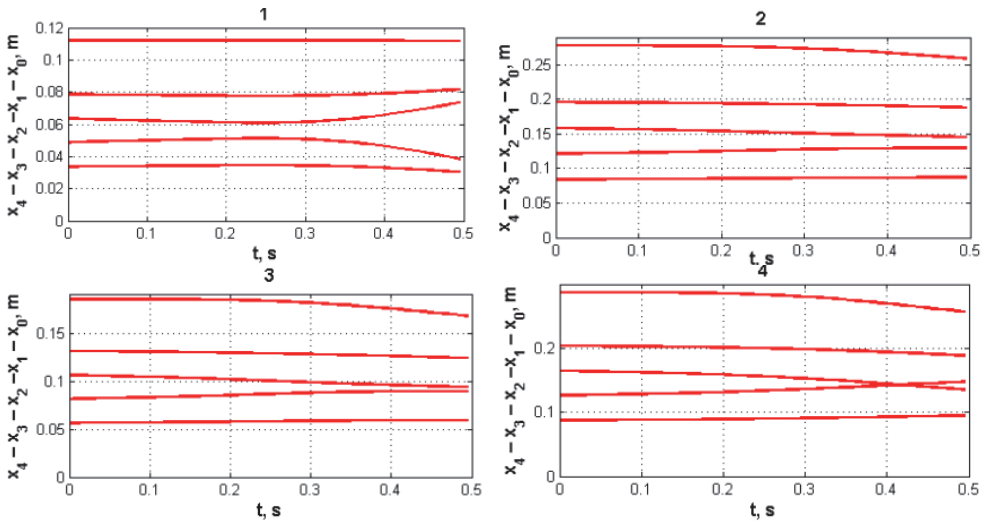


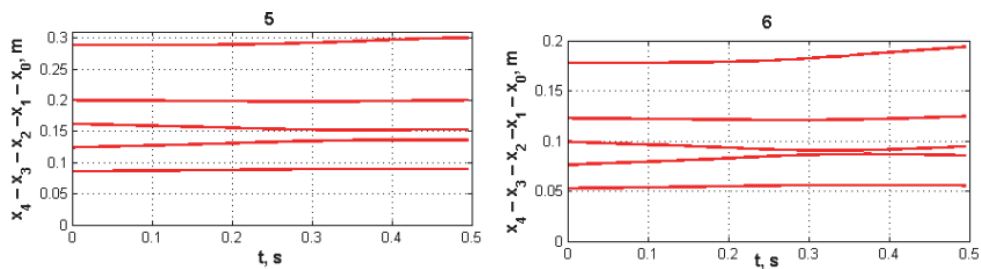


Rys. 3.30. Siła mięśniowa jest wymodelowana w postaci specyficznego elementu kurczliwego.
 Podejście jednoznaczne: siły kurczliwe $F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6$

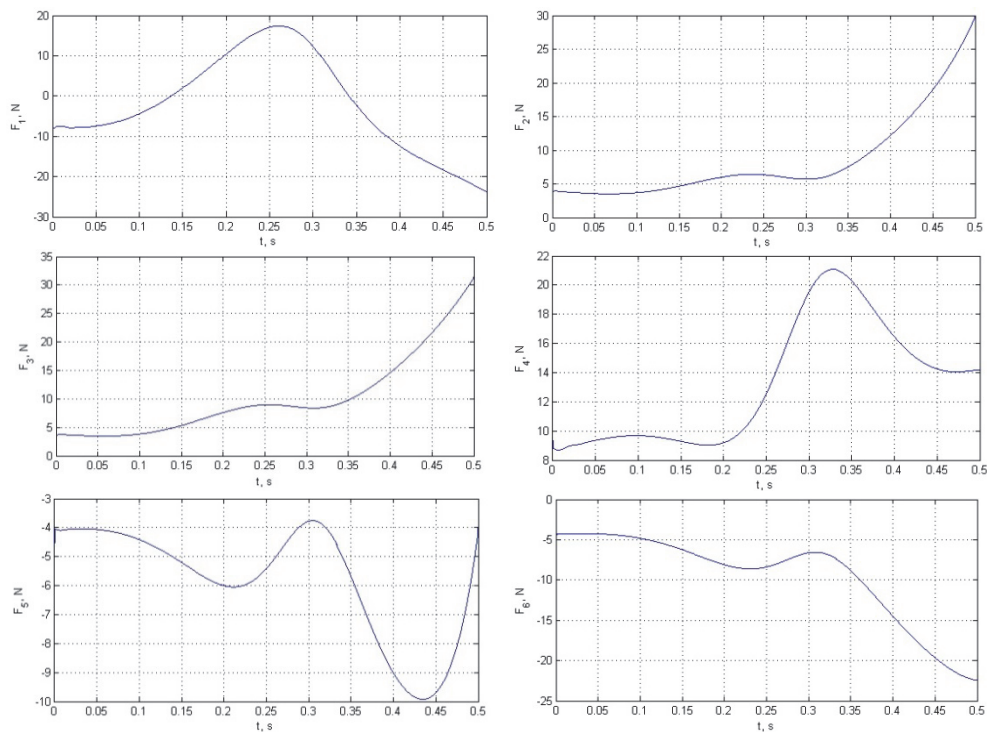


Rys. 3.31. Siła mięśniowa jest wymodelowana w postaci specyficznego elementu kurczliwego.
 Podejście jednoznaczne: amplituda $A_{1,k}$ przemieszczenia $x_{1k}(t)$ każdego k -tego mięśnia
 ($A_{FL} = A_{1_1} = A_{1_2} = A_{1_3} = A_{1_4}$ oraz $A_{EX} = A_{1_5} = A_{1_6}$)

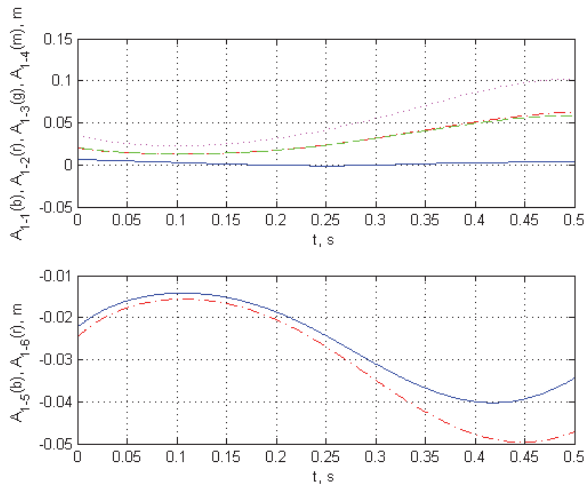




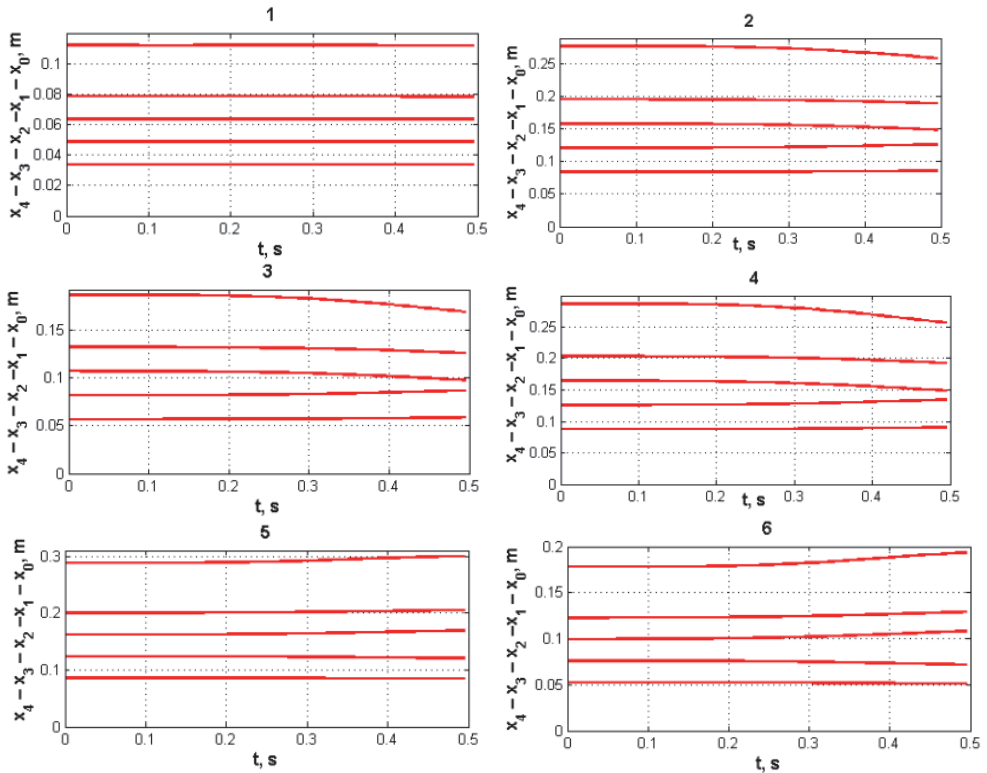
Rys. 3.32. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci specyficznego elementu kurczliwego. Podażcie jednoznaczne: przemieszczenia punktów każdego modelu mięśnia (x_0, x_1, x_2, x_3, x_4)



Rys. 3.33. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci specyficznego elementu kurczliwego: siły kurczliwe $F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6$



Rys. 3.34. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci specyficznego elementu kurczliwego: amplituda A_{1_k} przemieszczenia $x_{1k}(t)$ k -tego mięśnia ($k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$)



Rys. 3.35. Siła mięśnia jest wymodelowana w postaci specyficznego elementu kurczliwego: przemieszczenia punktów każdego modelu mięśnia (x_0, x_1, x_2, x_3, x_4)

Szczegółowa analiza uzyskanych wyników została przeprowadzona przy przyjęciu następujących założeń określających poprawne zachowania fizjologiczne:

1. Wartość dodatnia siły kurczliwej w mięśniu o długości malejącej świadczy o tym, że zachodzi skurcz koncentryczny i mięsień aktywnie uczestniczy w ruchu.
2. Wartość ujemna siły kurczliwej w mięśniu o długości malejącej świadczy o tym, że modelowane zachowanie jest sprzeczne z fizjologią mięśnia.
3. Wartość dodatnia siły kurczliwej w mięśniu o zwiększającej się długości świadczy o tym, że mięsień aktywnie przeciwdziała sile zewnętrznej powodującej jego wydłużenie.
4. Wartość ujemna siły kurczliwej w mięśniu o zwiększającej się długości świadczy o tym, że mięsień pasywnie przeciwdziała sile zewnętrznej powodującej jego wydłużenie (stan prowadzący do przeciążenia mięśnia).
5. Lokalizacja początku i przyczepu mięśnia wyznacza funkcję mięśnia, tzn. określa, czy będzie on funkcjonował jako agonista, czy jako antagonist.
6. W zależności od wartości amplitudy $A_{1,k}$ przemieszczenia $x_{1k}(t)$ dla k -tego mięśnia:
 - 6.1. Uzyskanie wartości dodatniej $A_{1,k}$ dla mięśnia o malejącej długości oznacza, że siły wewnętrzne $(P_{1,k}^w, P_{2,k}^w, P_{3,k}^w)$ powodują skurcz koncentryczny; z kolei wartość ujemna amplitudy w tym przypadku świadczy o zachowaniu fizjologicznie niepoprawnym;
 - 6.2. Uzyskanie wartości dodatniej $A_{1,k}$ dla mięśnia o zwiększającej się długości oznacza, że siły wewnętrzne $(P_{1,k}^w, P_{2,k}^w, P_{3,k}^w)$ są niewystarczające do wygenerowania skurczu koncentrycznego i mięsień przebywa w skurczu ekscentrycznym. Z kolei wartość ujemna amplitudy w tym przypadku świadczy o tym, że siła zewnętrzna wywiera działanie dominujące w stosunku do działania sił wewnętrznych.
7. Zgodnie z fizjologią mięśnia siły wewnętrzne $(P_{1,k}^w, P_{2,k}^w, P_{3,k}^w)$ każdego k -tego mięśnia ($k = 1, 2, 3, 4, 5, 6$) powinny być dodatnie. Uzyskanie ujemnych sił wewnętrznych świadczy o zachowaniu niefizjologicznym (brzusiec nie potrafi aktywnie się rozkurczyć). Analiza sił wewnętrznych powinna się opierać na analizie odkształceń poszczególnych fragmentów mięśnia wyznaczonych za pomocą punktów $(x_0, x_1, x_2, x_3, x_4)$. Należy także pamiętać, że przemieszczenie przyczepu x_0 zależy od kąta (α_1) lub dwóch kątów (α_1, α_2) .

Porównując dane EMG oraz obliczone wartości sił kurczliwych mięśni badanych, można przeprowadzić wyłącznie analizę jakościową za pomocą porównania przebiegu obliczonej siły kurczliwej z zarejestrowanym przebiegiem elektrycznej aktywności mięśnia.

Modelowanie mięśnia dwustawowego w postaci jednego aktonu mięśniowego powinno się stosować do: 1) mięśni jednostawowych; 2) mięśni mających przyczep na części ruchomej i początek ulokowany na części nieruchomej, która nie jest rozważana w badanym układzie.

Modelowanie mięśnia dwustawowego w postaci elementu kurczliwego powinno się stosować w układzie zachowawczym, tzn. w przypadku, gdy siła na przyczepie i na początku ma taką samą wartość. Z kolei modelowanie mięśnia dwustawowego w postaci specyficznego elementu kurczliwego powinno się stosować w układach niezachowawczych, w których wskutek rozproszenia siły na jednym z końców (spowodowanego tarcieniem) siła na przyczepie jest różna od siły na początku.

3.2.7.2. Modelowanie zachowania układu 2DOF (zadanie proste dynamiki)

Do modelowania zachowania układu 2DOF przyjęto dane podane w tabeli 3.3 (oznaczenia są zgodne z opisem podanym w p. 2) oraz następujące dane biomechaniczne:

$$[\alpha_1(0); \alpha_2(0); \dot{\alpha}_1(0); \dot{\alpha}_2(0)] = [0,244; 0,358; 0; 0]; [OA; AB] = [0,825; 0,854] \text{ m};$$

$$[m_{1j}; m_{2j}] = [1; 1] \text{ kg}; [J_{X_{OA}}; J_{X_{AB}}] = [0,17; 0,18] \text{ kg} \cdot \text{m}^2; [OC_1; AC_2] = [0,412; 0,427] \text{ m};$$

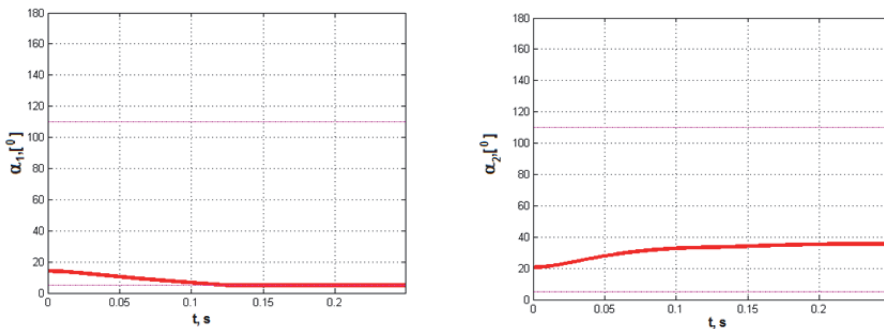
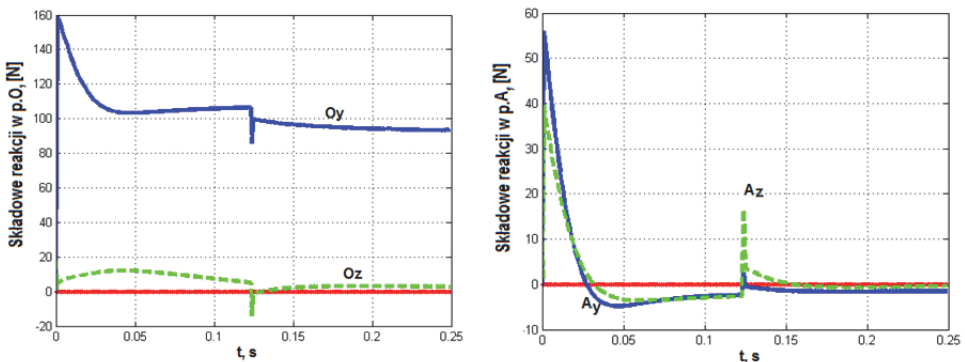
$$M_1 = 0, M_2 = 0, P_{1_1}^w = 80 \text{ N}, P_{2_1}^w = 100 \text{ N}, P_{3_1}^w = 80 \text{ N}, P_{1_2}^w = 80 \text{ N}, P_{2_2}^w = 100 \text{ N}, P_{3_2}^w = 80 \text{ N}.$$

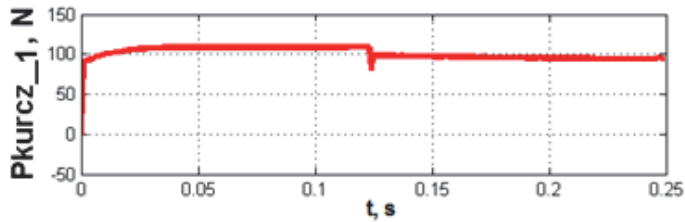
Tabela 3.3

Właściwości mechaniczne mięśni przyjętych do modelowania

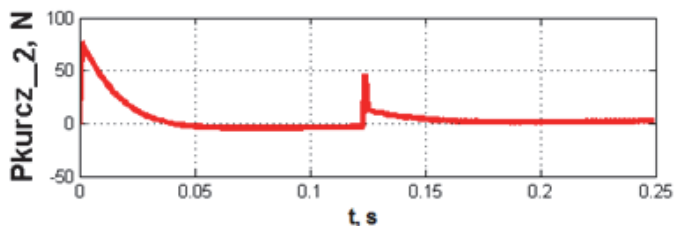
i	$\{m_i\}$ [g]	$\{L_i\}$ [N·s/m]	$\{K_i\}$ [N/m]
1	{2,488; 18,240; 107,221; 18,240; 2,488}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}
2	{2,901; 18,432; 106,836; 18,432; 2,901}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}

Wyniki zachowania modelu 2DOF podano na rys. 3.36–3.39.

Rys. 3.36. Przebieg kątów α_1 i α_2 w modelu 2DOFRys. 3.37. Przebieg reakcji w stawie O i A w modelu 2DOF



Rys. 3.38. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 1. w modelu 2DOF



Rys. 3.39. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 2. w modelu 2DOF

3.2.7.3. Modelowanie zachowania układu 3DOF (zadanie proste dynamiki)

Do modelowania zachowania układu 3DOF przyjęto dane podane w tabeli 3.4 (oznaczenia są zgodne z opisem podanym w p. 2) oraz następujące dane biomechaniczne:

$$[\alpha_1(0); \alpha_2(0); \alpha_3(0); \dot{\alpha}_1(0); \dot{\alpha}_2(0); \dot{\alpha}_3(0)] = [0,244; 0,358; 0,785; 0; 0; 0];$$

$$[OA; AB; BD] = [0,825; 0,854; 0,566] \text{ m}; \quad [m_1; m_2; m_3] = [1; 1; 1] \text{ kg};$$

$$[J_{X_{OA}}; J_{X_{AB}}; J_{X_{BC_3}}] = [0,412; 0,427; 0,427] \text{ kg} \cdot \text{m}^2;$$

$$[OC_1; AC_2; BC_3] = [0,412; 0,427; 0,427] \text{ m};$$

$$M_1 = 0, M_2 = 0, M_3 = 0, P_{1_1}^w = 20\text{N}, P_{2_1}^w = 50\text{N}, P_{3_1}^w = 10\text{N},$$

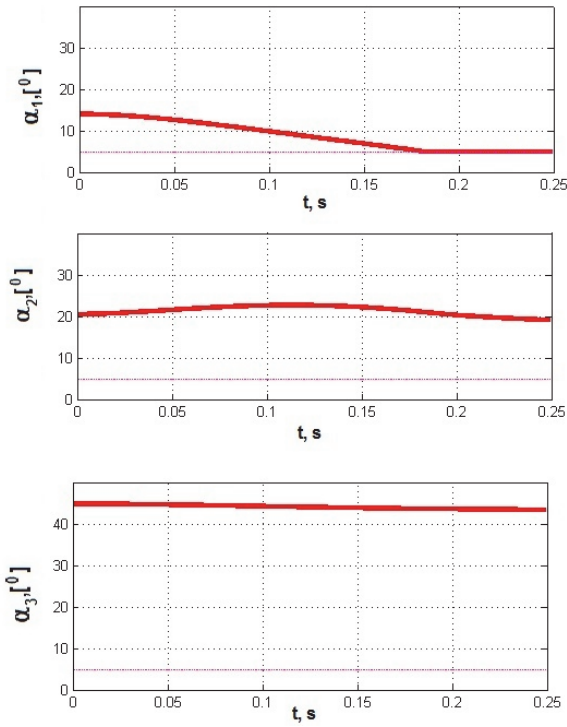
$$P_{1_2}^w = 20\text{N}, P_{2_2}^w = 50\text{N}, P_{3_2}^w = 20\text{N}, P_{1_3}^w = 20\text{N}, P_{2_3}^w = 50\text{N}, P_{3_3}^w = 20\text{N}$$

Tabela 3.4

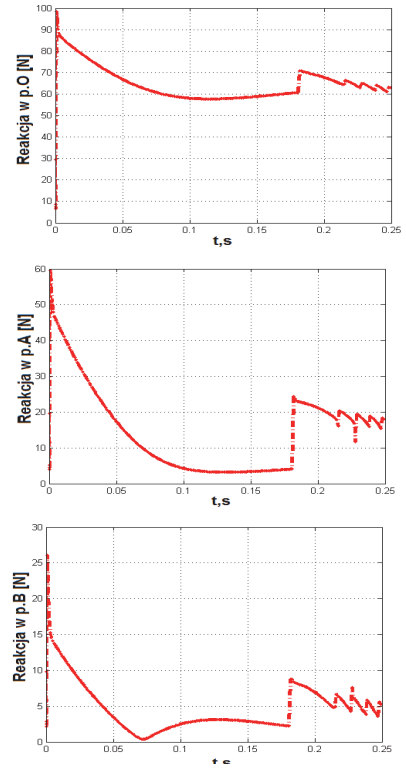
Właściwości mechaniczne mięśni przyjętych do modelowania

i	$\{m_i\}$ [g]	$\{L_i\}$ [N·s/m]	$\{K_i\}$ [N/m]
1	{2,488; 18,240; 107,221; 18,240; 2,488}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}
2	{2,901; 18,432; 106,836; 18,432; 2,901}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}
3	{1,574; 17,760; 108,176; 17,760; 1,574}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30 000, 5000, 1500, 5000, 30 000}

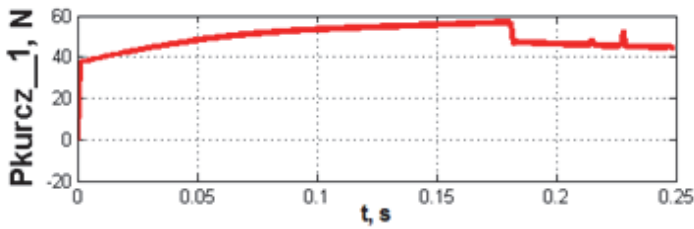
Wyniki zachowania modelu 3DOF podano na rys. 3.40–3.44.



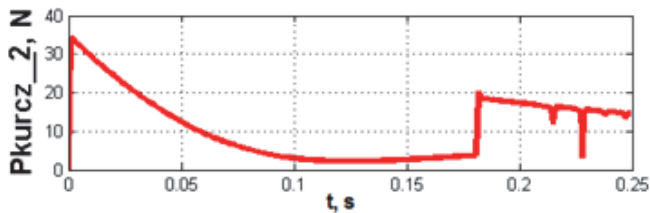
Rys. 3.40. Przebieg kątów α_1 , α_2 i α_3 w modelu 3DOF



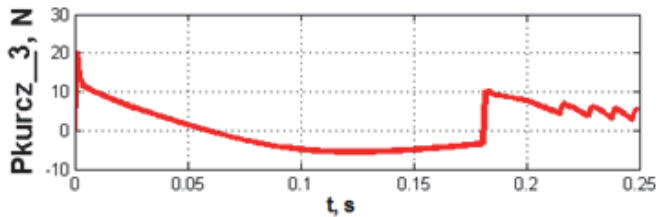
Rys. 3.41. Przebieg reakcji w stawie O, A i B w modelu 3DOF



Rys. 3.42. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 1. w modelu 3DOF



Rys. 3.43. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 2. w modelu 3DOF



Rys. 3.44. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 3. w modelu 3DOF

3.2.7.4. Modelowanie zachowania układu 4DOF (zadanie proste dynamiki)

Do modelowania zachowania układu 4DOF przyjęto dane podane w tabeli 3.5 (oznaczenia są zgodne z opisem podanym w p. 2) oraz następujące dane biomechaniczne:

$$[\alpha_1(0); \alpha_2(0); \dot{\alpha}_1(0); \dot{\alpha}_2(0)] = [0,244; 0,358; 0; 0]; [OA; AB] = [0,825; 0,854] \text{ m};$$

$$[m_{1j}; m_{2j}] = [1; 1] \text{ kg}; [J_{X_{OA}}; J_{X_{AB}}] = [0,17; 0,18] \text{ kg} \cdot \text{m}^2; [OC_1; AC_2] = [0,412; 0,427] \text{ m};$$

$$M_1 = 0, M_2 = 0, P_{1_1}^w = 80 \text{ N}, P_{2_1}^w = 100 \text{ N}, P_{3_1}^w = 80 \text{ N}, P_{1_2}^w = 80 \text{ N}, P_{2_2}^w = 100 \text{ N}, P_{3_2}^w = 80 \text{ N},$$

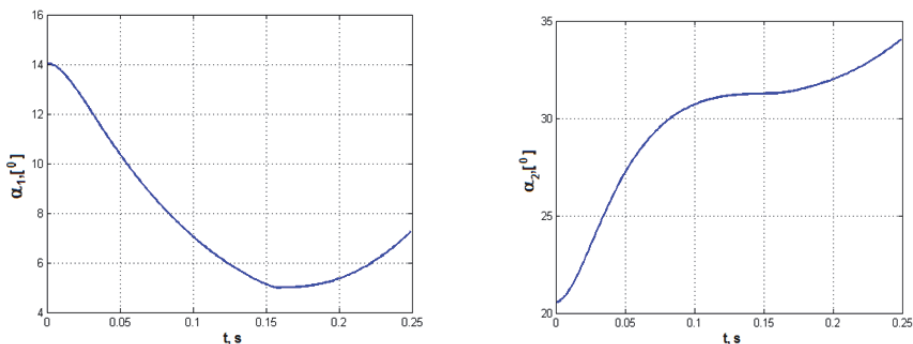
$$y_0(t) = 1 \cdot \cos(5 \cdot t) \text{ m}; z_0(t) = 1 \cdot \sin(5 \cdot t) \text{ m}.$$

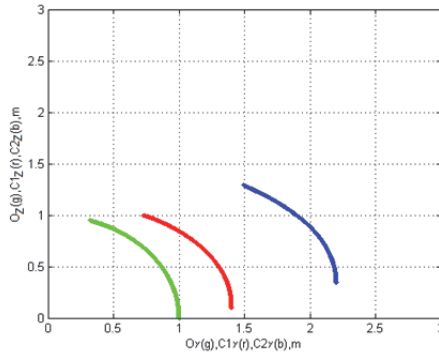
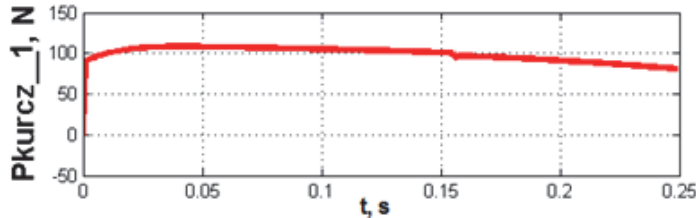
Tabela 3.5

Właściwości mechaniczne mięśni przyjętych do modelowania

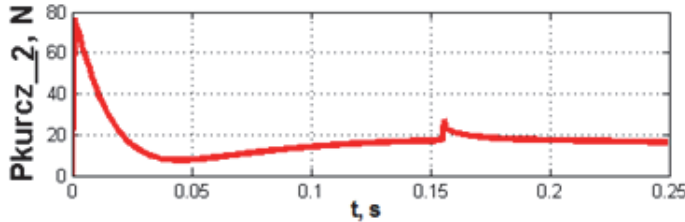
i	$\{m_i\}$ [g]	$\{L_i\}$ [N·s/m]	$\{K_i\}$ [N/m]
1	{2,488; 18,240; 107,221; 18,240; 2,488}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30000, 5000, 1500, 5000, 30000}
2	{2,901; 18,432; 106,836; 18,432; 2,901}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30000, 5000, 1500, 5000, 30000}

Wyniki zachowania modelu 4DOF podano na rys. 3.45–3.48.

Rys. 3.45. Przebieg kątów α_1 i α_2 w modelu 4DOF

Rys. 3.46. Położenie punktów O , C_1 i C_2 w płaszczyźnie OYZ w modelu 4DOF

Rys. 3.47. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 1. w modelu 4DOF



Rys. 3.48. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 2. w modelu 4DOF

3.2.7.5. Modelowanie zachowania układu 5DOF (zadanie proste dynamiki)

Do modelowania zachowania układu 5DOF przyjęto dane podane w tabeli 3.6 (oznaczenia są zgodne z opisem podanym w p. 2) oraz następujące dane biomechaniczne:

$$[\alpha_1(0); \alpha_2(0); \alpha_3(0); \dot{\alpha}_1(0); \dot{\alpha}_2(0); \dot{\alpha}_3(0)] = [0,244; 0,358; 0,785; 0; 0; 0];$$

$$[OA; AB; BD] = [0,825; 0,854; 0,566] \text{ m}; [m_1; m_2; m_3] = [1; 1; 1] \text{ kg};$$

$$[J_{X_{OA}}; J_{X_{AB}}; J_{X_{BC_3}}] = [0,412; 0,427; 0,427] \text{ kg} \cdot \text{m}^2; [OC_1; AC_2; BC_3] = [0,412; 0,427; 0,427] \text{ m};$$

$$M_1 = 0, M_2 = 0, M_3 = 0, P_{1_1}^w = 20 \text{ N}, P_{2_1}^w = 50 \text{ N}, P_{3_1}^w = 10 \text{ N},$$

$$P_{1_2}^w = 20 \text{ N}, P_{2_2}^w = 50 \text{ N}, P_{3_2}^w = 20 \text{ N}, P_{1_3}^w = 20 \text{ N}, P_{2_3}^w = 50 \text{ N}, P_{3_3}^w = 20 \text{ N},$$

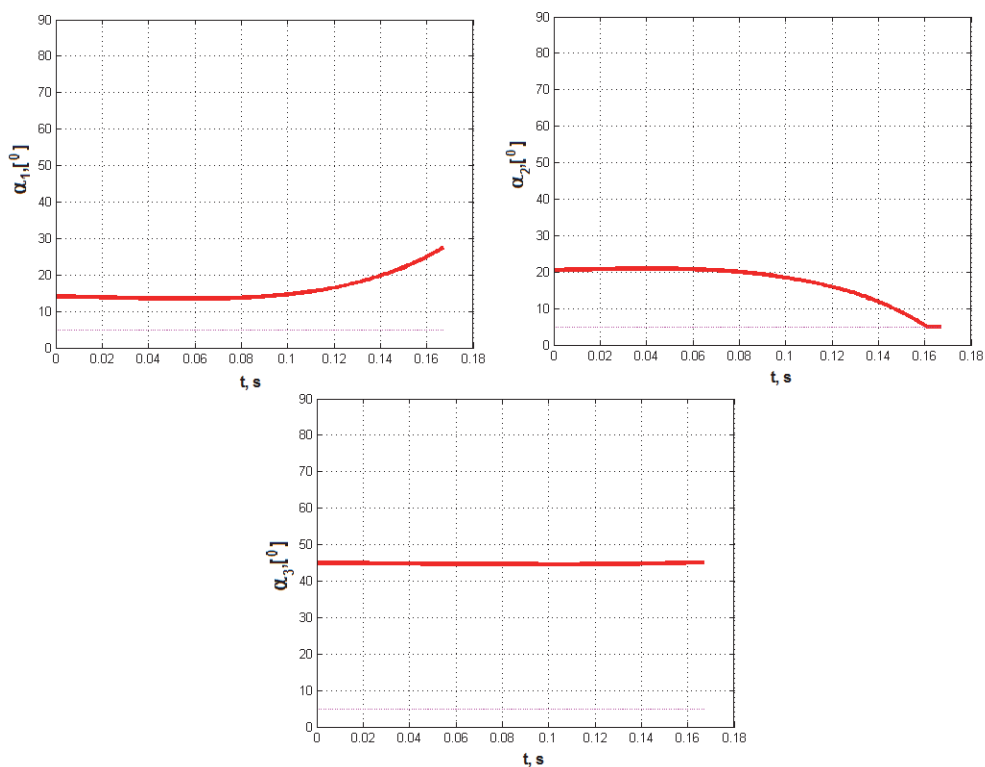
$$y_0(t) = 1 \cdot \cos(5 \cdot t) \text{ m}; z_0(t) = 1 \cdot \sin(5 \cdot t) \text{ m}.$$

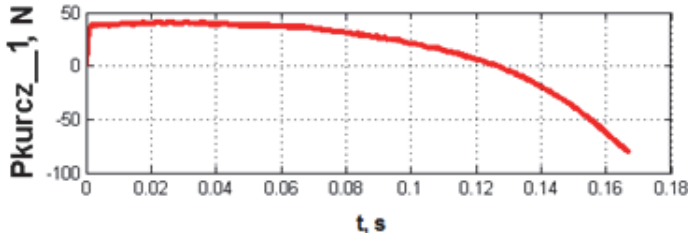
Tabela 3.6

Właściwości mechaniczne mięśni przyjętych do modelowania

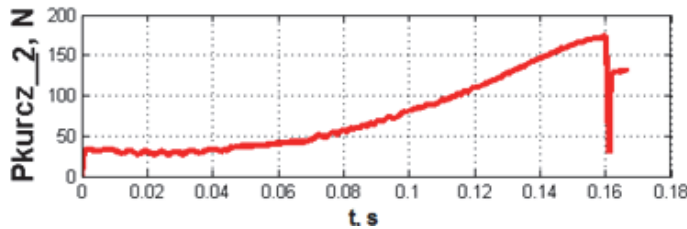
i	$\{m_i\}$ [g]	$\{L_i\}$ [N·s/m]	$\{K_i\}$ [N/m]
1	{2,488; 18,240; 107,221; 18,240; 2,488}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30000, 5000, 1500, 5000, 30000}
2	{2,901; 18,432; 106,836; 18,432; 2,901}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30000, 5000, 1500, 5000, 30000}
3	{1,574; 17,760; 108,176; 17,760; 1,574}	{3000, 500, 150, 500, 3000}	{30000, 5000, 1500, 5000, 30000}

Wyniki zachowania modelu 5DOF podano na rys. 3.49–3.52.

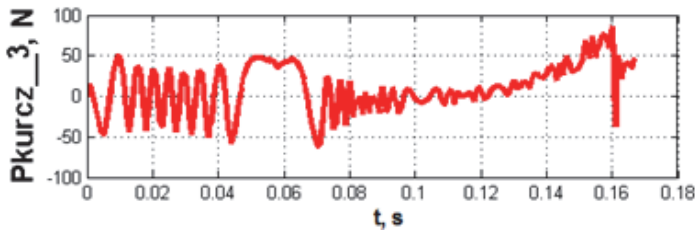
Rys. 3.49. Przebieg kątów α_1 , α_2 i α_3 w modelu 5DOF



Rys. 3.50. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 1. w modelu 5DOF



Rys. 3.51. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 2. w modelu 5DOF



Rys. 3.52. Przebieg siły kurczliwej w zginaczu 3 w modelu 5DOF

3.2.7.6. Modelowanie zachowania układu kulistego (zadanie proste dynamiki)

Do modelowania zachowania układu kulistego przyjęto następujące dane biomechaniczne:

$$[\dot{\psi}_i(t_0), \dot{\theta}_i(t_0), \dot{\phi}_i(t_0), \psi_i(t_0), \theta_i(t_0), \phi_i(t_0)] = [0,087; 0,006; 0,523; 0; 0,017; 0];$$

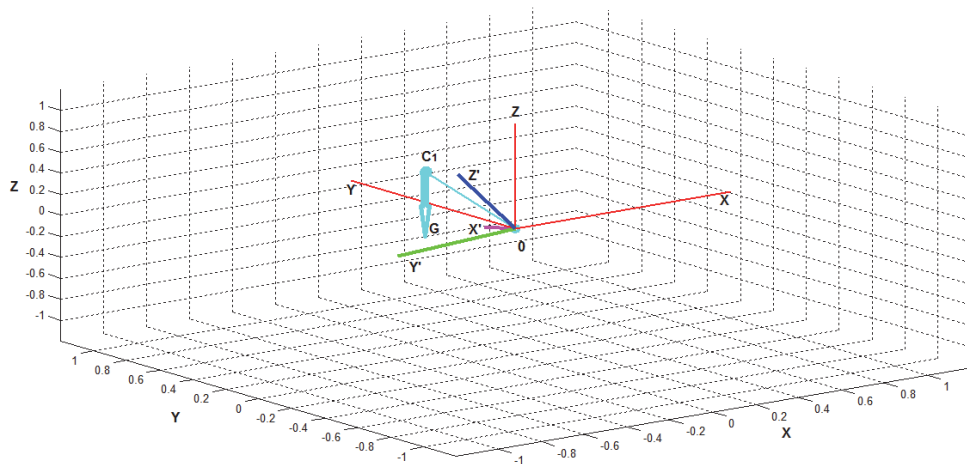
$$[G] = [1 \cdot g] \text{ N};$$

$$[J_x; J_y; J_z] = [0,0208; 0,0208; 0,00005] \text{ kg} \cdot \text{m}^2; [OC_1] = [0,5] \text{ m};$$

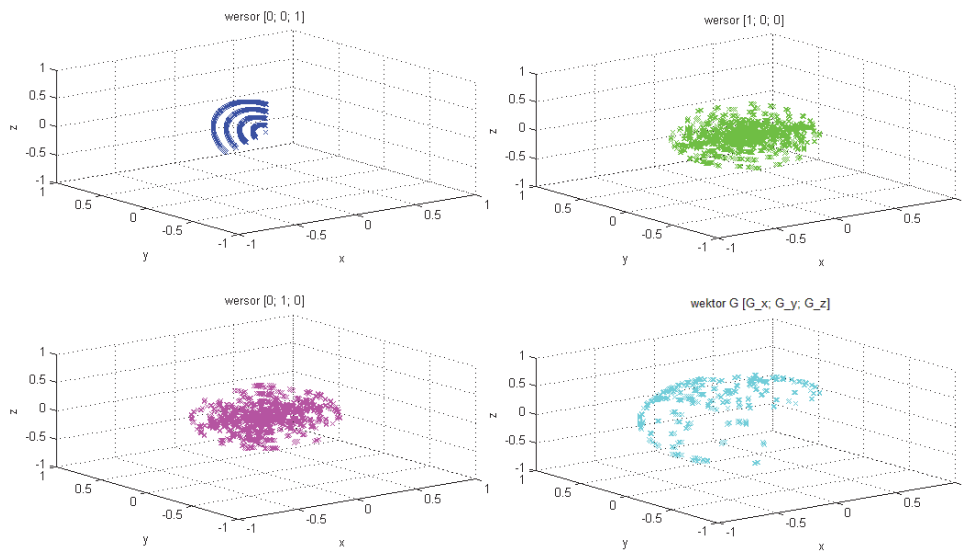
$M_{x'} = 1 \text{ Nm}$, $M_{y'} = 1 \text{ Nm}$, $M_{z'} = 1 \text{ Nm}$ (momenty są zadane w układzie ruchomym).

Przyjęto, iż ramię modelu kulistego ma kształt cylindryczny o długości $[OA] = [1] \text{ m}$ i średnicy równej $[r] = [0,005] \text{ m}$.

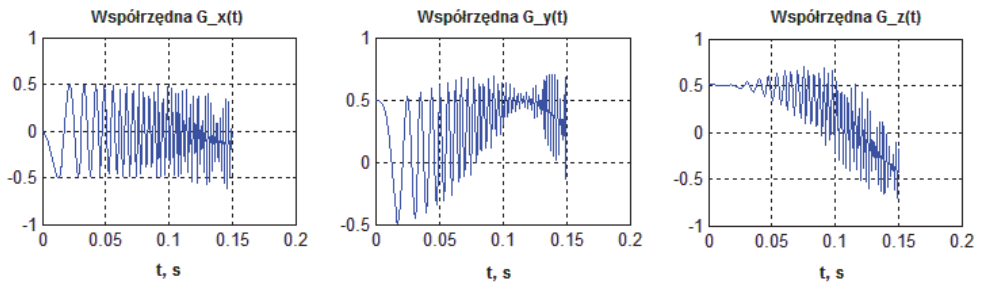
Model kulisty jest podany na rys. 3.53, zaś jego odpowiedź na rys. 3.54–3.55.



Rys. 3.53. Model kulisty



Rys. 3.54. Położenie wersorów układu ruchomego modelu kulistego



Rys. 3.55. Położenie współrzędnych środka ciężkości G modelu kulistego

Rozdział 4

BIOMECHANICZNE MODELE UKŁADU SZKIELETOWEGO

4.1. Wprowadzenie

Układ szkieletowy narządu ruchu człowieka jest bardzo skomplikowany pod względem struktury (geometrii przestrzennej) i właściwości mechanicznych. Składowe tego układu (pod względem strukturalnym i materiałowym) ulegają zmianom pod wpływem przenoszonych obciążeń mechanicznych oraz powiązanych zjawisk elektrochemicznych indukowanych wskutek tych obciążeń. Zjawiska te prowadzą do wytworzenia struktury odpowiedniej do przenoszenia obciążeń zewnętrznych i wewnętrznych, będących skutkiem interakcji międzysegmentalnych. Zmiany struktury i właściwości mechanicznych są spowodowane procesem przebudowy zewnętrznej (modeling) oraz procesem przebudowy wewnętrznej (remodeling), które zachodzą podczas całej ontogenezy organizmu żywego [11–13]. Należy też zaznaczyć, że częstotliwość zmiany struktury każdej składowej układu szkieletowego jest o wiele mniejsza w porównaniu z częstotliwością działania obciążeń zewnętrznych przenoszonych podczas dziennej aktywności fizycznej. Oznacza to, że dopasowanie struktury i właściwości każdej składowej układu kostnego jest odpowiedzią rozłożoną w czasie. Z tego względu badanie procesów przebudowy w warunkach laboratoryjnych jest bardzo trudne do zrealizowania. Obecnie problem ten jest rozwiązywany za pomocą badań numerycznych opartych na metodzie elementów skończonych (MES) i zasadach mechaniki ośrodków ciągłych.

Proksymalne i dystalne nasady kości długich układu kostnego człowieka są złożone z dwóch rodzajów tkanki kostnej: kości gąbczastej (występuje wewnątrz) i kości korowej (znajduje się na zewnątrz) [14, 19, 108]. Z punktu widzenia mechaniki kość gąbczasta i kość korowa są ośrodkami anizotropowymi o złożonej budowie, która jest niezbędna do przenoszenia obciążeń statycznych i obciążeń dynamicznych. Oznacza to, że anizotropia materiałowa jest wywołana przeniesieniem obciążenia mechanicznego [72, 73, 89, 90, 96].

Kość gąbczasta (kość rdzeniowa) stanowi strukturę porowatą formującą przestrzenne nieregularne rusztowanie złożone z beleczek kostnych [42, 125, 126]. Ułożenie tych beleczek jest skutkiem przebudowy wewnętrznej spowodowanej adaptacją struktury do przeniesienia obciążenia. Wielkość porów rusztowania zależy od wartości obciążenia mechanicznego przenoszonego przez kość gąbczastą. Porowata struktura kości gąbczastej wraz z płynami (szpikiem kostnym) jest ośrodkiem, który potrafi wytłumić drgania powstające w wyniku obciążenia dynamicznego. Z tego względu kość ta znajduje się przy nasadach kości długich, co wspomaga wytłumienie siły reakcji powstających w stawach maziowych kończyn człowieka podczas ruchu i zabezpiecza przeniesienie obciążeń udarowych.

Kość zbita (kość korowa) jest strukturą blaszkowatą złożoną z osteonów [42, 125, 126]. Osteon składa się z koncentrycznie położonych blaszek kostnych (blaszkowatych cylindrów). Kość korowa jest strukturą kompozytową, mającą zróżnicowane lokalne właściwości anizotropowe, będące skutkiem procesu przebudowy.

Procesy przebudowy struktury porowatej i struktury blaszkowatej zachodzą wskutek adaptacji struktury kości do przenoszenia obciążenia zewnętrznego (spowodowanego aktywnością fizyczną) z powodu zachodzenia zjawiska mechanoelektrycznego: pod wpływem

obciążenia mechanicznego dochodzi do odkształcenia struktury i przemieszczania się płynów wewnątrztkankowych, co prowadzi do generowania potencjałów elektrycznych, które stymulują tkankę kostną do przebudowy, tzn. rozbudowy lub zanikania. Należy również pamiętać, że przebudowa adaptacyjna przebiega w odmienny sposób w różnych typach tkanki kostnej (kość gąbczasta, kość korowa, okostna). Na przykład skutek adaptacji kości gąbczastej powstaje struktura nieregularna, która charakteryzuje się dużą nieliniowością geometryczną i materiałową oraz zróżnicowaną gęstością.

Przeprowadzenie badań eksperymentalnych w celu wyznaczenia właściwości mechanicznych wybranej tkanki kostnej jest możliwe jedynie w wąskim zakresie. Zakres ten wynika z konieczności rozwiązania wielu problemów technicznych związanych z zamocowaniem i obciążeniem próbki oraz zapewnieniem, aby badana próbka znajdowała się w środowisku płynów fizjologicznych o odpowiednich parametrach, zbliżonych do tych, które występują w organizmie żywym [60, 69].

Wymodelowanie przebudowy tkanki kostnej jest problemem bardzo złożonym, ponieważ opracowanie modelu matematycznego odzwierciedlającego etapy wzrostu i przebudowy tkanki kostnej stanowi wynik splotu zjawisk biochemicznych, fizycznych i mechanicznych. W zależności od skali rozpatrywania problem przebudowy należy sformułować:

- 1) w skali makro (zjawiska w makroskali opisują zachowanie całej składowej układu kostnego, np. wybranej kości długiej);
- 2) w skali mikro (zjawiska w mikroskali opisują zachowanie wewnętrznej struktury kości, tzn. zachowanie wybranego odcinka kości gąbczastej, kości korowej lub połączenia kości gąbczastej z kością korową);
- 3) w skali nano (zjawiska w nanoskali opisują oddziaływania pomiędzy poszczególnymi komórkami kostnymi).

Funkcjonalna adaptacja kości polega na dopasowaniu kształtu kości, jej wewnętrznej struktury oraz mikrostruktury do przenoszenia obciążeń mechanicznych [89, 90, 96]. Problem modelowania funkcjonalnej adaptacji kości jest rozwiązywany za pomocą podejścia fenomenologicznego, mechanistycznego lub podejścia opartego na optymalizacji konstrukcji. Podejście fenomenologiczne polega na zastosowaniu metody elementów skończonych do modelowania przebudowy kości zależnej od wybranego bodźca mechanicznego, np. od powstającego w badanym obszarze kości pola odkształceń i naprężeń, pola prędkości odkształceń i prędkości naprężeń, mikrouszkodzenia lub wskaźników energetycznych. W tym podejściu nie są rozpatrywane zjawiska zachodzące w poszczególnych komórkach kostnych. Podejście mechanistyczne jest rozwinięciem podejścia fenomenologicznego poprzez uwzględnienie wpływu czynników biochemicznych na proces przebudowy kości. Natomiast podejście oparte na optymalizacji konstrukcji zakłada, że proces przebudowy przebiega w kierunku utworzenia konstrukcji optymalnej (ze względu na konfigurację, strukturę i własności materiałowe), która jest uzyskiwana w wyniku minimalizacji zadanego funkcjonału jakości.

W pracach [72, 73] zaproponowano rozwiązanie problemu adaptacyjnej przebudowy kości gąbczastej na drodze poszukiwania charakterystycznych cech geometrycznych zadanych w postaci reprezentatywnej komórki periodycznej (mającej liniowo-sprężyste właściwości ortotropowe), której geometria odzwierciedla właściwości mechaniczne komórki kości gąbczastej. Poszukiwane cechy geometryczne opisują ewolucję geometrii oraz wyznaczają wartości stałych sprężystych i względnej gęstości. Rozwiązania poszukiwano przy użyciu metody wariacyjnej polegającej na minimalizacji funkcjonału chwilowej prędkości sprężystej energii odkształcenia z uwzględnieniem ograniczeń wynikających z równań

równowagi, zasady zachowania masy (nie rozpatrywano zjawisk prowadzących do osteoporozy) oraz ograniczonego ruchu mikrostruktury (ograniczenia fizjologiczne).

W pracach [89, 90] problem adaptacyjnej przebudowy kości rozpatrywano na drodze poszukiwania optymalnego rozkładu prędkości przebudowy struktury kości, który zapewni osiągnięcie najszybszej poprawy wybranej cechy kości opisanej za pomocą funkcjonału jakości (hipoteza optymalnej reakcji kości).

Z punktu widzenia biomechaniki i podejścia MES modelowanie zachowania układu szkieletowego wymaga rozwiązania wielu skomplikowanych zadań:

- 1) opracowania modelu geometrycznego wybranej struktury kostnej;
- 2) sformułowania modelu zachowania materiału;
- 3) utworzenia modelu dyskretnego (siatki elementów skończonych złożonej z węzłów i elementów skończonych z odpowiednio dobranymi funkcjami kształtu);
- 4) określenia warunków brzegowych oraz warunków początkowych;
- 5) określenia warunków obciążenia (sił i momentów przyłożonych do wyznaczonych obszarów modelu dyskretnego);
- 6) modelowania zjawisk kontaktowych (jeżeli mają one znaczący wpływ na zachowanie układu badanego);
- 7) przeprowadzenia obliczeń numerycznych i interpretacji wyników wraz ze sprawdzeniem wpływu błędów numerycznych na uzyskane wyniki obliczeń.

Uzyskanie modelu geometrycznego wybranej struktury kostnej wymaga rozwiązania licznych zadań z zakresu grafiki komputerowej oraz zastosowania specjalistycznego oprogramowania do wizualizacji wybranego obiektu. Ze względu na fakt, że układ kostny jest strukturą nieregularną i ma obszary o zróżnicowanych gęstościach, identyfikację strukturalną i materiałową należy realizować za pomocą metod, które potrafią wyznaczyć te zróżnicowania. Ponadto należy pamiętać, że występują także różnice osobnicze, które w niektórych przypadkach mogą prowadzić do błędnej identyfikacji.

Opracowanie modelu zachowania materiału wybranej składowej układu kostnego jest zadaniem złożonym, którego rozwiązanie polega na doborze właściwego modelu zachowania materiału oraz sprawdzeniu, czy ten model nie prowadzi do niestabilności numerycznej. Dodatkowo należy uwzględnić, że właściwości materiału tkanki kostnej zależą od jej gęstości, która z kolei jest zależna od przemian metabolicznych.

Opracowanie modelu dyskretnego dla nieregularnego przestrzennego układu geometrycznego wymaga rozwiązania wielu problemów pojawiających się przy podziale tego układu na elementy skończone. Na przykład, w miejscach nieciągłości geometrycznych dochodzi do dużych koncentracji naprężeń. Pozostaje więc problem wyjaśnienia, czy uzyskana z obliczeń koncentracja naprężeń jest spowodowana błędem numerycznym, czy rzeczywistą budową badanej składowej układu kostnego.

Zdefiniowanie warunków podparcia (warunków brzegowych) w analizie wytrzymałościowej powinno zapewnić zgodność z więzami nałożonymi w rzeczywistości oraz zapewnić uzyskanie stabilnego modelu numerycznego.

Określenie warunków obciążenia modelu dyskretnego (modelu numerycznego) powinno pozwolić na uzyskanie rozkładu obciążenia zewnętrznego – sił powierzchniowych i masowych (objętościowych) – zgodnego z ich rozkładem rzeczywistym.

Wymodelowanie zjawisk kontaktowych wymaga zdefiniowania modelu oddziaływania pomiędzy składowymi modelu oraz określenia, która składowa powinna być traktowana jako *master* (powierzchnia niepodatna, która nie ulega odkształceniom podczas zainicjowania kontaktu), a która jako *slave* (powierzchnia podatna, ulegająca odkształceniom podczas zainicjowania kontaktu).

Wykonanie obliczeń numerycznych i interpretacja uzyskanych wyników powinny się opierać na badanych wielkościach fizycznych (analiza pola naprężeń i odkształceń). Należy przy tym zapewnić, aby wynik analizy był obarczony możliwie najmniejszym błędem numerycznym (spowodowanym metodą obliczeniową, skończonością zapisu liczb w formie zmiennoprzecinkowej oraz przekształceniami matematycznymi).

Wymodelowanie struktury wybranej kości długiej z dokładnym uwzględnieniem struktury kości gąbczastej i korowej jest skomplikowanym problemem inżynierskim, którego rozwiązań poszukuje się na dwa sposoby. Pierwszy sposób polega na dokładnym odtworzeniu mikrostruktury fragmentu kości gąbczastej lub kości korowej pobranego za pomocą biopsji, przy zastosowaniu techniki obrazowej mikroCT [64, 66]. Drugi sposób polega na dokładnym odtwarzaniu obrysów zewnętrznych oraz jamy szpikowej kości długiej za pomocą zdjęć medycznych, które można uzyskać przy użyciu technik obrazowania medycznego, np. tomografii komputerowej, pozytonowej tomografii emisyjnej itp. [117, 125, 128, 141]. Ten sposób nie pozwala na dokładne odtworzenie struktury gąbczastej przy nasadach badanej kości długiej. Należy pamiętać, że zastosowanie każdego z tych sposobów wymaga rozwiązania wielu problemów. Są one związane z: 1) odtworzeniem struktury geometrycznej lub/ oraz jej zmiany w wyniku przebudowy wewnętrznej i zewnętrznej; 2) zdefiniowaniem właściwości mechanicznych modelowanych fragmentów kostnych; 3) rozwiązaniem problemów numerycznych, które powstają podczas stosowania MES (np. utworzenie siatki elementów skończonych oraz znalezienie rozwiązania numerycznie zbieżnego wg zadanego kryterium obliczeniowego).

Zakres problemu badawczego związanego z modelowaniem struktury kości polegał na rozwiązaniu zagadnień związanych z modelowaniem fragmentu kości udowej [117, 157, 158, 163]. Obejmowało ono opracowanie następujących modeli:

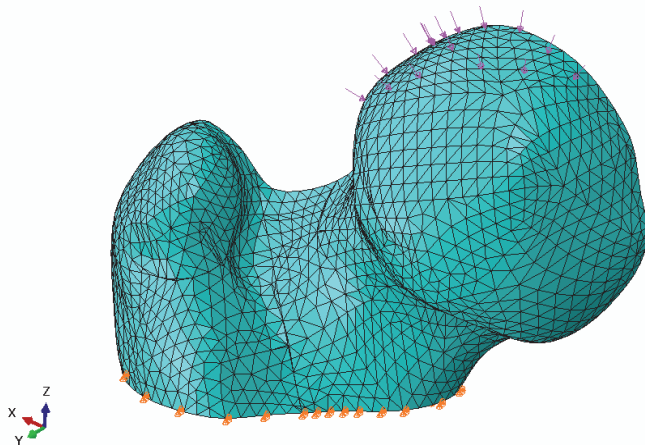
- 1) modelu bryłowego fragmentu kości udowej (p. 4.2);
- 2) modeli fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania regularnego (p. 4.3);
- 3) modeli fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania nieregularnego (p. 4.4);
- 4) modeli wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania regularnego (p. 4.5);
- 5) modeli wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania nieregularnego (p. 4.6).

Opisane poniżej modele zastosowano do analizy statycznej, przy założeniu, że materiał modelowanej tkanki kostnej jest izotropowy. Do utworzenia modeli numerycznych opisanych w tym rozdziale zastosowano oprogramowanie ABAQUS, które umożliwia opracowanie modeli obliczeniowych z zastosowaniem MES.

4.2. Model bryłowy fragmentu kości udowej

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 płaszczyzną czołową i poprzeczną (rys. 4.1) [117]. Fragment ten potraktowano jako strukturę bryłową (tzn. model w skali makro), która dokładnie odwzorowuje powierzchnię zewnętrzną, ale nie odtwarza niejednorodnej struktury wewnętrznej, traktując ją jako jednorodne i zwarte wypełnienie. Problemem pozostaje uzyskanie zbieżnej numerycznie siatki elementów skończonych, gdyż powierzchnia zewnętrzna kości jest złożoną, nieliniową (zakrzywioną) powierzchnią przestrzenną. Zakładając, że materiał pracuje w zakresie liniowo-sprężystym przy zadanych warunkach brzegowych oraz przyłożonym obciążeniu

zewnątrznym, proponowany model można stosować do badań wstępnych, pozwala on bowiem na uzyskanie jedynie wyników przybliżonych (nie uwzględnia wpływu niejednorodnej struktury wnętrza na zachowanie fragmentu kości).



Rys. 4.1. Model bryłowy fragmentu kości udowej

4.3. Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania regularnego

Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania regularnego utworzono w dwóch typach: bryłowym i powłokowym [157]. Każdy typ rusztowania został wymodelowany w dwóch postaciach (rys. 4.2–4.7):

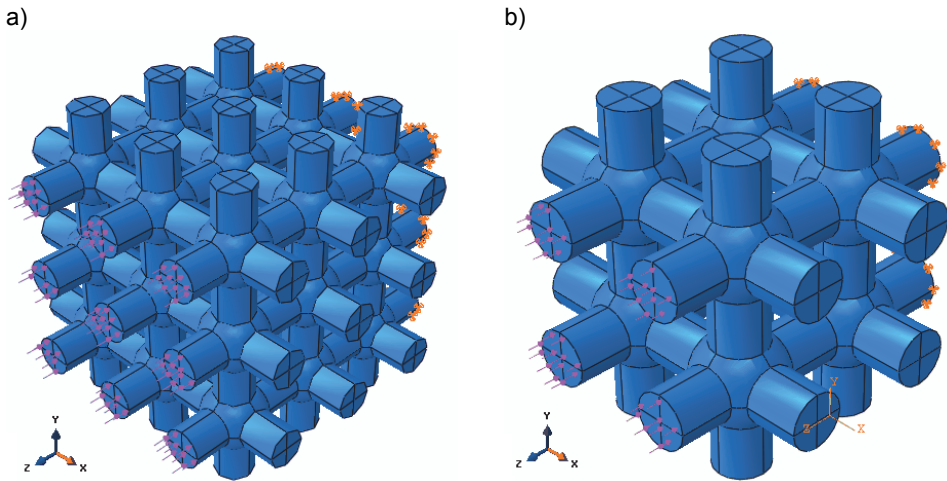
- 1) rusztowanie 2,5 mm (odległość charakterystyczna wynosiła 2,5 mm);
- 2) rusztowanie 5,0 mm (odległość charakterystyczna wynosiła 5,0 mm).

Celem utworzenia dwóch typów modeli było sprawdzenie, jaki rodzaj modelu numerycznego (bryłowy czy powłokowy) jest bardziej odpowiedni do modelowania struktury kości gąbczastej, która stanowi nieliniową strukturę cienkościenną. Drugim powodem jest fakt, że do wypełnienia zadanej objętości zastosowanie modelu rusztowania z mniejszą odległością charakterystyczną wymaga większych mocy obliczeniowych, bowiem liczba stopni swobody modelu z rusztowaniem 2,5 mm jest znacznie większa w porównaniu z modelem z rusztowaniem 5,0 mm.

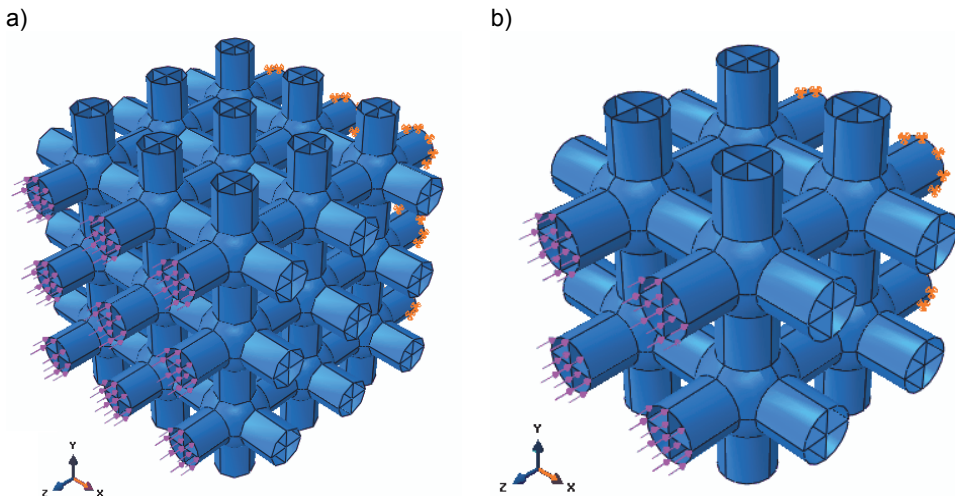
W celu przebadania zachowania zaproponowanych modeli każdy typ rusztowania obciążono siłą: 1) ściskającą (rys. 4.2, 4.3); 2) zginającą (rys. 4.4, 4.5); 3) skręcającą (rys. 4.6, 4.7).

Podstawowym celem tych badań było sprawdzenie zachowania rusztowania przy obciążeniu jednostkowym i założeniu, że materiał pracuje w zakresie liniowo-sprężystym. Do wyznaczenia wartości obciążenia przyjęto, że obciążenie to powinno spowodować odkształcenie struktury w zadanym zakresie, który wyklucza bardzo duże odkształcenia rusztowania (np. w przypadku rusztowań typu powłokowego, które są układami cienkościennymi) lub bardzo małe odkształcenia rusztowania, których wartości są porównywalne z wartością błędu numerycznego (np. w przypadku rusztowań typu bryłowego). Do obliczeń przyjęto moduł Younga o wartości 10 GPa i współczynnik Poissona równy 0,25 [30]. Do wyznaczenia pierwszej częstości własnej zastosowano metodę Lanczosa (ABAQUS) oraz założono, że średnia gęstość kości gąbczastej jest równa 900 kg/m^3 .

Każdy typ powłokowy przebadano dla dwóch grubości powłoki: 0,1 mm i 0,2 mm. Wartości te przyjęto przy uwzględnieniu ograniczeń technologicznych wydruku 3D, który jest planowany do realizacji przyszłych eksperymentalnych badań modelowych. Model MES każdego modelu numerycznego typu powłokowego został złożony z elementów skończonych typu STR165 (sześciowęzłowy element cienki powłokowy), w których warunki Kirchhoffa są narzucane metodą numeryczną.



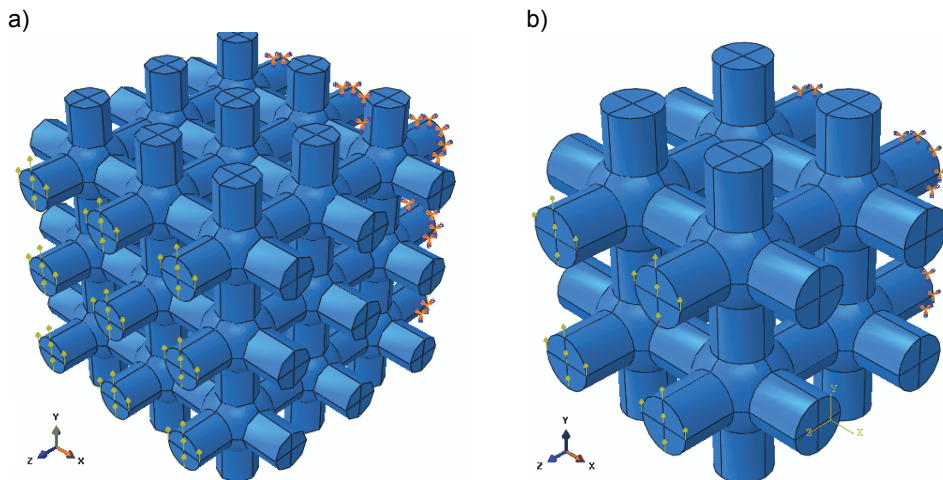
Rys. 4.2. Modele MES fragmentu kości gąbczastej (ściskanie): a) rusztowanie 2,5 mm typu bryłowego; b) rusztowanie 5,0 mm typu bryłowego



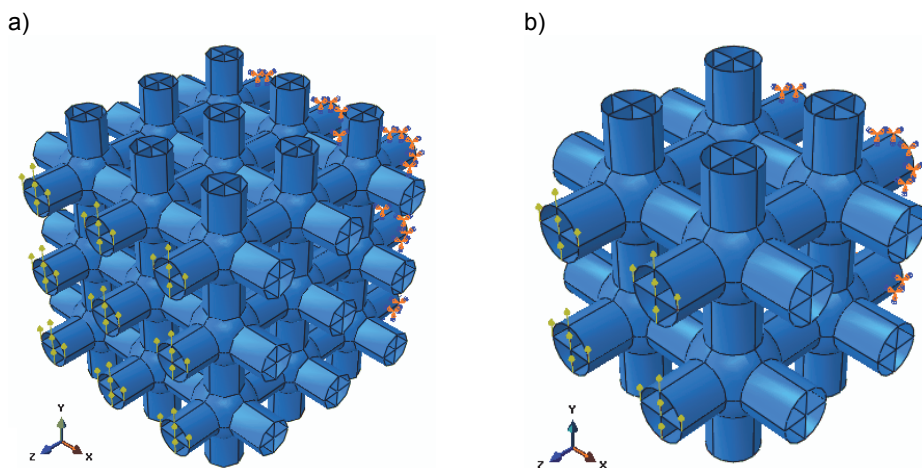
Rys. 4.3. Modele MES fragmentu kości gąbczastej (ściskanie): a) rusztowanie 2,5 mm typu powłokowego; b) rusztowanie 5,0 mm typu powłokowego

Model MES każdego modelu numerycznego typu bryłowego został opracowany jako układ: 1) elementów typu bryłowego C3D4H (czterowzłowy liniowy element bryłowy czworosieczny hybrydowy); 2) elementów typu bryłowego C3D10H (dziesięciowzłowy nieliniowy element bryłowy czworosieczny hybrydowy).

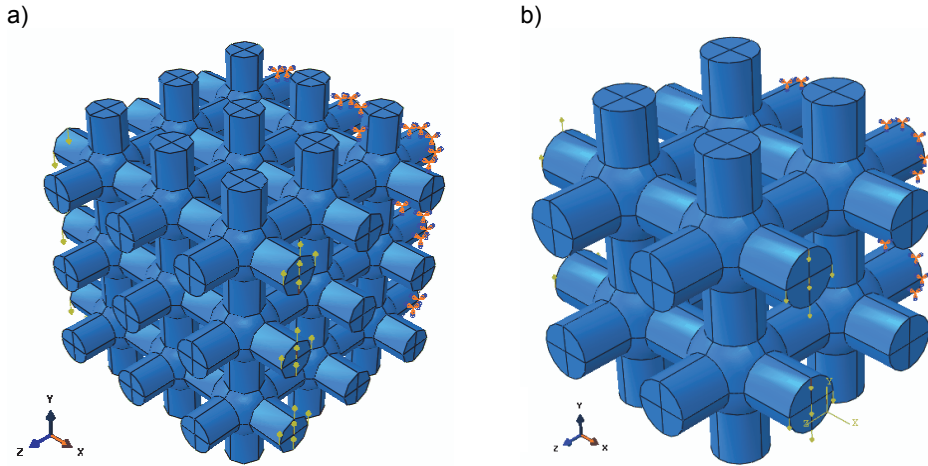
Przeprowadzono badania numeryczne proponowanych modeli fragmentu kości gąbczastej w kierunku sprawdzenia wpływu gęstości siatki elementów skończonych na uzyskane wyniki. Wyniki te zostały szczegółowo omówione w p. 4.3.1–4.3.8.



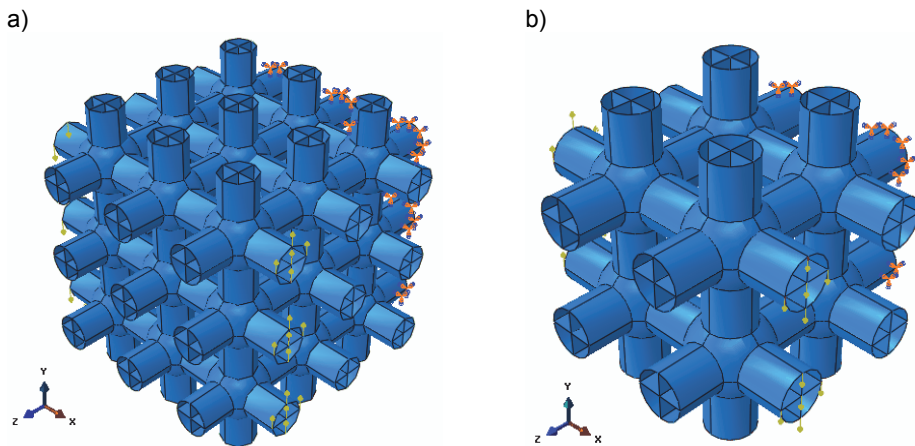
Rys. 4.4. Modele MES fragmentu kości gąbczastej (zginanie): a) rusztowanie 2,5 mm typu bryłowego; b) rusztowanie 5,0 mm typu bryłowego



Rys. 4.5. Modele MES fragmentu kości gąbczastej (zginanie): a) rusztowanie 2,5 mm typu powłokowego; b) rusztowanie 5,0 mm typu powłokowego



Rys. 4.6. Modele MES fragmentu kości gąbczastej (skręcanie): a) rusztowanie 2,5 mm typu bryłowego; b) rusztowanie 5,0 mm typu bryłowego



Rys. 4.7. Modele MES fragmentu kości gąbczastej (skręcanie): a) rusztowanie 2,5 mm typu powłokowego; b) rusztowanie 5,0 mm typu powłokowego

4.3.1. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu powłokowego z grubością 0,1 mm, wymodelowany za pomocą elementów STRI65

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu powłokowego z grubością 0,1 mm, wymodelowanego za pomocą elementów STRI65, podano w tabeli 4.1: $U_{comp-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą $P = 0,1$ N, wymodelowaną w postaci naprężenia normalnego $\sigma = 51\,802$ Pa działającego na pole powierzchni równe $S_0 = 1,930 \cdot 10^{-6}$ m² przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ (U_i – i -te przemieszczenie translacyjne); $U_{bend-2,5}$

jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą działającą w kierunku osi Y o wartości $P = 1$ N (która wywołuje moment gnący M_g o wartości równej 0,008572 Nm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$ (U_{iR} – i -te przemieszczenie rotacyjne); $U_{tors-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego parą sił powodującą moment skręcający M_{skr} o wartości równej 0,008572 Nm ($M_{skr} = P \cdot a$, $P = 1$ N, $a = 8,572$ mm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $f_{1-pinned}$ jest pierwszą częstością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $f_{1-encastre}$ jest pierwszą częstością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$.

Tabela 4.1

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu powłokowego z grubością 0,1 mm, wymodelowanego za pomocą elementów STRI65

Liczba elementów skończonych	Liczba węzłów	$U_{comp-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]	$U_{bend-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]	$U_{tors-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]	$f_{1-pinned}$ [1/s]	$f_{1-encastre}$ [1/s]
6 616	12 331	52,74 (5,52%)	14,25 (6,17%)	11,20 (8,20%)	19 021	19 111
10 286	18 811	55,04 (1,40%)	14,81 (2,44%)	11,54 (5,41%)	18 773	18 814
14 084	25 863	55,56 (0,47%)	14,98 (1,32%)	11,70 (4,10%)	18 692	18 733
26 136	49 217	55,83 (0,02%)	15,07 (0,72%)	11,81 (3,20%)	18 660	18 702
45 920	88 245	55,85 (0,05%)	15,10 (0,53%)	11,86 (2,79%)	18 650	18 693
65 842	127 337	55,82 (0%)	15,18 (0%)	12,20 (0%)	18 528	18 571

* w nawiasie podano absolutną wartość błędu bezwzględnego obliczonego względem wartości uzyskanej dla modelu złożonego z największej liczby elementów skończonych

4.3.2. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu powłokowego z grubością 0,1 mm, wymodelowany za pomocą elementów STRI65

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu powłokowego z grubością 0,1 mm, wymodelowanego za pomocą elementów STRI65, podano w tabeli 4.2: $U_{comp-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą $P = 0,1$ N, wymodelowaną w postaci naprężenia normalnego $\sigma = 58\,308$ Pa działającego na pole powierzchni równe $S_0 = 1,715 \cdot 10^{-6}$ m² przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $U_{bend-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą działającą w kierunku osi Y o wartości $P = 1$ N (która wywołuje moment gnący M_g o wartości równej 0,012143 Nm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $U_{tors-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego parą sił powodującą moment skręcający M_{skr} o wartości równej 0,012143 Nm ($M_{skr} = P \cdot a$, $P = 1$ N, $a = 12,143$ mm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $f_{1-pinned}$ jest pierwszą częstością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $f_{1-encastre}$ jest pierw-

szą częstością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$.

Tabela 4.2

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu powłokowego z grubością 0,1 mm, wymodelowanego za pomocą elementów STRI65

Liczba elementów skończonych	Liczba węzłów	$U_{comp-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{bend-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{tors-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$f_{1-pinned}$ [1/s]	$f_{1-encastre}$ [1/s]
3 400	6 308	91,01 (2,76%)	12,70 (5,65%)	13,39 (7,00%)	12 095	12 113
5 624	10 516	92,32 (1,36%)	12,98 (3,57%)	13,76 (4,38%)	12 000	12 016
8 792	16 732	92,62 (1,04%)	13,13 (2,45%)	14,04 (2,43%)	11 941	11 957
15 180	29 388	93,09 (0,53%)	13,28 (1,34%)	14,20 (1,32%)	11 917	11 934
42 348	83 028	93,54 (0,05%)	13,42 (0,30%)	14,36 (0,21%)	11 892	11 909
63 044	123 916	93,59 (0%)	13,46 (0%)	14,39 (0%)	11 885	11 902

* w nawiasie podano absolutną wartość błędu bezwzględnego obliczonego względem wartości uzyskanej dla modelu złożonego z największej liczby elementów skończonych

4.3.3. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu powłokowego z grubością 0,2 mm, wymodelowany za pomocą elementów STRI65

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu powłokowego z grubością 0,2 mm, wymodelowanego za pomocą elementów STRI65, podano w tabeli 4.3: $U_{comp-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą $P = 0,1$ N, wymodelowaną w postaci naprężenia normalnego $\sigma = 25\,909$ Pa działającego na pole powierzchni równe $S_0 = 3,860 \cdot 10^{-6}$ m² przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $U_{bend-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą działającą w kierunku osi Y o wartości $P = 1$ N (która wywołuje moment gnący M_g o wartości równej 0,008572 Nm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $U_{tors-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego parą sił powodującą moment skręcający M_{skr} o wartości równej 0,008572 Nm ($M_{skr} = P \cdot a$, $P = 1$ N, $a = 8,57$ mm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $f_{1-pinned}$ jest pierwszą częstością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $f_{1-encastre}$ jest pierwszą częstością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$.

Tabela 4.3

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu powłokowego z grubością 0,2 mm, wymodelowanego za pomocą elementów STRI65

Liczba elementów skończonych	Liczba węzłów	$U_{comp-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{bend-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{tors-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]*	$f_{1-pinned}$ [1/s]	$f_{1-encastre}$ [1/s]
6 616	12 331	12,61 (3,81%)	6,653 (4,04%)	5,065 (6,24%)	19 586	19 705
10 286	18 811	13,09 (0,15%)	6,863 (1,01%)	5,180 (4,11%)	19 363	19 462
14 084	25 863	13,18 (0,53%)	6,919 (0,20%)	5,236 (3,07%)	19 305	19 403
26 136	49 217	13,16 (0,38%)	6,912 (0,30%)	5,243 (2,94%)	19 318	19 420
45 920	88 245	13,13 (0,15%)	6,914 (0,27%)	5,252 (2,78%)	19 327	19 430
65 842	127 337	13,11 (0%)	6,933 (0%)	5,402 (0%)	19 220	19 323

* w nawiasie podano absolutną wartość błędu bezwzględnego obliczonego względem wartości uzyskanej dla modelu złożonego z największej liczby elementów skończonych

4.3.4. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu powłokowego z grubością 0,2 mm, wymodelowany za pomocą elementów STRI65

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu powłokowego z grubością 0,2 mm, wymodelowanego za pomocą elementów STRI65, podano w tabeli 4.4: $U_{comp-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą $P = 0,1$ N, wymodelowaną w postaci naprężenia normalnego $\sigma = 29\,154$ Pa działającego na pole powierzchni równe $S_0 = 3,430 \cdot 10^{-6}$ m² przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $U_{bend-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą działającą w kierunku osi Y o wartości $P = 1$ N (która wywołuje moment gnący M_g o wartości równej 0,012143 Nm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $U_{tors-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego parą sił powodującą moment skręcający M_{skr} o wartości równej 0,012143 Nm ($M_{skr} = P \cdot a$, $P = 1$ N, $a = 12,143$ mm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $f_{1-pinned}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $f_{1-encastre}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$.

Tabela 4.4

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu powłokowego z grubością 0,2 mm, wymodelowanego za pomocą elementów STRI65

Liczba elementów skończonych	Liczba węzłów	$U_{comp-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{bend-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{tors-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$f_{1-pinned}$ [1/s]	$f_{1-encastre}$ [1/s]
3 400	6 308	21,60 (1,19%)	5,916 (2,99%)	5,840 (3,42%)	12 456	12 490
5 624	10 516	21,81 (0,23%)	6,006 (1,51%)	5,947 (1,65%)	12 384	12 421
8 792	16 732	21,81 (0,23%)	6,028 (1,15%)	5,986 (1,01%)	12 374	12 412
15 180	29 388	21,84 (0,09%)	6,056 (0,69%)	6,018 (0,48%)	12 369	12 407
42 348	83 028	21,86 (0%)	6,085 (0,21%)	6,041 (0,10%)	12 367	12 406
63 044	123 916	21,86 (0%)	6,098 (0%)	6,047 (0%)	12 361	12 401

* w nawiasie podano absolutną wartość błędu bezwzględnego obliczonego względem wartości uzyskanej dla modelu złożonego z największej liczby elementów skończonych

4.3.5. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu bryłowego, wymodelowany za pomocą elementów typu C3D4H

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu bryłowego, wymodelowanego za pomocą elementów C3D4H, podane w tabeli 4.5: $U_{comp-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą $P = 100$ N, wymodelowaną w postaci naprężenia normalnego $\sigma = 12\,323\,200$ Pa działającego na pole powierzchni równe $S_0 = 8,115 \cdot 10^{-6}$ m² przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $U_{bend-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą działającą w kierunku osi Y o wartości $P = 10$ N (która wywołuje moment gnący M_g o wartości równej 0,08572 Nm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $U_{tors-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego parą sił powodującą moment skracający M_{skr} o wartości równej 0,08214 Nm ($M_{skr} = P \cdot a$, $P = 10$ N, $a = 8,572$ mm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $f_{1-pinned}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $f_{1-encastre}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$.

Tabela 4.5

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu bryłowego, wymodelowanego za pomocą elementów C3D4H

Liczba elementów skończonych	Liczba węzłów	$U_{comp-2,5}$ [m·10 ⁻⁷]*	$U_{bend-2,5}$ [m·10 ⁻⁶]*	$U_{tors-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]*	$f_{1-pinned}$ [1/s]	$f_{1-encastre}$ [1/s]
7 939	2 947	74,16 (11,38%)	41,93 (34,34%)	25,18 (49,92%)	26 088	26 040
8 530	2 932	75,00 (10,37%)	43,86 (31,32%)	27,02 (46,26%)	25 879	25 810
9 306	3 036	75,56 (9,70%)	47,79 (25,16%)	30,40 (39,54%)	24 705	24 660
9 383	3 049	75,53 (9,74%)	47,72 (25,74%)	30,40 (39,54%)	24 710	24 663
14 694	4 474	79,46 (5,04%)	59,03 (7,56%)	43,35 (13,78%)	22 242	22 217
58 342	14 007	82,51 (1,40%)	62,44 (2,22%)	48,29 (4,00%)	21 331	21 315
164 475	34 261	83,68 (0%)	63,86 (0%)	50,28 (0%)	20 974	20 951

* w nawiasie podano absolutną wartość błędu bezwzględnego obliczonego względem wartości uzyskanej dla modelu złożonego z największej liczby elementów skończonych

4.3.6. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu bryłowego, wymodelowany za pomocą elementów typu C3D4H

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu bryłowego, wymodelowanego za pomocą elementów C3D4H, podano w tabeli 4.6: $U_{comp-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą $P = 100$ N, wymodelowaną w postaci naprężenia normalnego $\sigma = 6\,937\,631$ Pa działającego na pole powierzchni równe $S_0 = 14,414 \cdot 10^{-6}$ m² przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $U_{bend-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą działającą w kierunku osi Y o wartości $P = 10$ N (która wywołuje moment gnący M_g o wartości równej 0,12143 Nm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $U_{tors-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego parą sił powodującą moment skręcający M_{skr} o wartości równej 0,12143 Nm ($M_{skr} = P \cdot a$, $P = 10$ N, $a = 12,143$ mm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $f_{1-pinned}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $f_{1-encastre}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$.

Tabela 4.6

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu bryłowego, wymodelowanego za pomocą elementów C3D4H

Liczba elementów skończonych	Liczba węzłów	$U_{comp-5,0}$ [m·10 ⁻⁷]*	$U_{bend-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{tors-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$f_{1-pinned}$ [1/s]	$f_{1-encastre}$ [1/s]
5 071	1 596	63,70 (7,44%)	23,75 (14,14%)	20,46 (27,06%)	14 942	15 125
5 153	1 572	63,96 (7,06%)	24,14 (12,73%)	21,16 (24,56%)	14 682	14 923
5 191	1 605	63,63 (7,54%)	23,91 (13,56%)	20,99 (25,17%)	14 894	15 055
5 525	1 671	62,73 (8,85%)	23,88 (13,67%)	20,63 (26,45%)	14 761	14 969
11 266	2 801	63,86 (7,21%)	25,38 (8,24%)	23,52 (16,15%)	14 262	14 411
21 722	5 212	66,83 (2,89%)	25,83 (6,62%)	24,35 (13,19%)	14 071	14 186
244 271	47 271	68,63 (0,28%)	27,20 (1,66%)	27,21 (3,00%)	13 620	13 658
438 725	82 463	68,82 (0%)	27,66 (0%)	28,05 (0%)	13 567	13 595

* w nawiasie podano absolutną wartość błędu bezwzględnego obliczonego względem wartości uzyskanej dla modelu złożonego z największej liczby elementów skończonych

4.3.7. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu bryłowego, wymodelowany za pomocą elementów typu C3D10H

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu bryłowego, wymodelowanego za pomocą elementów C3D10H, podano w tabeli 4.7: $U_{comp-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą $P = 100$ N, wymodelowaną w postaci naprężenia normalnego $\sigma = 12\,323\,200$ Pa działającego na pole powierzchni równe $S_0 = 8,115 \cdot 10^{-6}$ m² przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $U_{bend-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą działającą w kierunku osi Y o wartości $P = 10$ N (która wywołuje moment gnący M_g o wartości równej 0,08572 Nm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $U_{tors-2,5}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego parą sił powodującą moment skręcający M_{skr} o wartości równej 0,08214 Nm ($M_{skr} = P \cdot a$, $P = 10$ N, $a = 8,572$ mm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $f_{1-pinned}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $f_{1-encastre}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$.

Tabela 4.7

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 2,5 mm typu bryłowego, wymodelowanego za pomocą elementów C3D10H

Liczba elementów skończonych	Liczba węzłów	$U_{comp-2,5}$ [m·10 ⁻⁷]*	$U_{bend-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{tors-2,5}$ [m·10 ⁻⁵]*	$f_{1-pinned}$ [1/s]	$f_{1-encastre}$ [1/s]
7 939	16 479	85,14 (1,31%)	67,78 (3,38%)	54,70 (4,35%)	20 186	20 186
8 530	17 040	85,46 (0,94%)	68,08 (2,91%)	55,11 (3,64%)	20 022	20 014
9 306	18 024	85,42 (0,99%)	67,50 (3,74%)	54,84 (4,11%)	20 104	20 101
9 383	18 127	85,42 (0,99%)	67,54 (3,68%)	54,82 (4,14%)	20 100	20 099
14 694	27 152	86,00 (0,31%)	68,64 (2,11%)	55,73 (2,55%)	19 993	19 988
58 342	94 311	86,24 (0,04%)	69,50 (0,88%)	56,39 (1,40%)	20 179	20 166
164 475	246 138	86,27 (0%)	70,12 (0%)	57,19 (0%)	20 206	20 190

* w nawiasie podano absolutną wartość błędu bezwzględnego obliczonego względem wartości uzyskanej dla modelu złożonego z największej liczby elementów skończonych

4.3.8. Fragment kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu bryłowego, wymodelowany za pomocą elementów typu C3D10H

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu bryłowego, wymodelowanego za pomocą elementów C3D10H, podano w tabeli 4.8: $U_{comp-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą ściskającą $P = 100$ N, wymodelowaną w postaci naprężenia normalnego $\sigma = 6\,937\,631$ Pa działającego na pole powierzchni równe $S_0 = 14,414 \cdot 10^{-6}$ m² przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $U_{bend-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego siłą zginającą działającą w kierunku osi Y o wartości $P = 10$ N (która wywołuje moment gnący M_g o wartości równej 0,12143 Nm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $U_{tors-5,0}$ jest wartością bezwzględną przemieszczenia maksymalnego wywołanego parą sił powodującą moment skręcający M_{skr} o wartości równej 0,12143 Nm ($M_{skr} = P \cdot a$, $P = 10$ N, $a = 12,143$ mm) przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$; $f_{1-pinned}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$; $f_{1-encastre}$ jest pierwszą częstotliwością własną uzyskaną przy warunkach brzegowych $U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$.

Tabela 4.8

Wyniki badań numerycznych modelu fragmentu kości gąbczastej z rusztowaniem 5,0 mm typu bryłowego, wymodelowanego za pomocą elementów C3D10H

Liczba elementów skończonych	Liczba węzłów	$U_{comp-5,0}$ [m·10 ⁻⁷]*	$U_{bend-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$U_{tors-5,0}$ [m·10 ⁻⁵]*	$f_{1-pinned}$ [1/s]	$f_{1-encastre}$ [1/s]
5 071	9 491	69,48 (0,6%)	28,29 (6,45%)	28,86 (6,02%)	13 287	13 287
5 153	9 497	69,38 (0,74%)	28,16 (6,88%)	22,07 (28,13%)	13 253	14 682
5 191	9 629	69,41 (0,70%)	28,24 (6,61%)	28,84 (6,09%)	13 300	13 300
5 525	10 127	69,34 (0,80%)	27,92 (7,67%)	26,91 (12,37%)	13 308	13 645
11 266	18 448	69,50 (0,57%)	28,04 (7,28%)	27,63 (10,03%)	13 321	13 546
21 722	35 040	69,57 (0,47%)	28,77 (4,86%)	29,36 (4,40%)	13 369	13 369
244 271	352 003	69,90 (0%)	30,24 (0%)	30,71 (0%)	13 396	13 396

* w nawiasie podano absolutną wartość błędu bezwzględnego obliczonego względem wartości uzyskanej dla modelu złożonego z największej liczby elementów skończonych

4.3.9. Uwagi do uzyskanych wyników

Analiza wyników modeli typu powłokowego z rusztowaniem 2,5 mm i rusztowaniem 5,0 mm o grubości 0,1 mm i 0,2 mm wykazała, że:

1. Modele z rusztowaniem 2,5 mm posiadają większą sztywność na ściskanie niż modele z rusztowaniem 5,0 mm.
2. Maksymalne wartości bezwzględne przemieszczenia wyznaczone przy zginaniu jednopodporowym i skręcaniu są zbliżone dla modeli z rusztowaniem 2,5 mm i rusztowaniem 5 mm (dla grubości 0,1 mm i 0,2 mm).
3. Pierwsza częstość własna wyznaczona przy zerowych translacyjnych warunkach brzegowych ($U_1 = U_2 = U_3 = 0$) oraz przy zerowych translacyjnych i rotacyjnych warunkach brzegowych ($U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$) jest większa dla modelu z rusztowaniem 2,5 mm.

Analiza wyników modeli typu bryłowego z rusztowaniem 2,5 mm i rusztowaniem 5,0 mm złożonych z elementów C3D4H i C3D10H wykazała, że:

1. Modele z rusztowaniem 5,0 mm posiadają większą sztywność na ściskanie niż modele z rusztowaniem 2,5 mm.
2. Maksymalne wartości bezwzględne przemieszczenia wyznaczone przy zginaniu jednopodporowym i skręcaniu są większe dla modeli z rusztowaniem 2,5 mm w porównaniu z modelami z rusztowaniem 5 mm.
3. Pierwsza częstość własna wyznaczona przy zerowych translacyjnych warunkach brzegowych ($U_1 = U_2 = U_3 = 0$) oraz przy zerowych translacyjnych i rotacyjnych warunkach brzegowych ($U_1 = U_2 = U_3 = 0$ oraz $U_{1R} = U_{2R} = U_{3R} = 0$) jest większa dla modeli z rusztowaniem 2,5 mm.

W przypadku przyjęcia struktury w postaci rusztowania typu bryłowego dokładność uzyskanego wyniku zależy od założonego rodzaju elementów skończonych. Do analizy statycznej można zastosować gęstą siatkę liniowych elementów skończonych (o ile odcinek złożony z tych elementów nie przenosi obciążeń zginających) lub mniej gęstą siatkę złożoną z elementów kwadratowych (których zastosowanie znacznie zwiększa złożoność modelu obliczeniowego).

Należy pamiętać, że do przeprowadzenia analizy dynamicznej powinno się zbudować inną siatkę elementów skończonych, biorąc pod uwagę wartość pierwszej częstości własnej, na podstawie której jest wyznaczany wymiar elementu skończonego.

Z punktu widzenia fizjologii kość gąbczasta jest układem nieregularnym cienkościennym, wypełnionym płynem fizjologicznym. Z tego względu strukturę tkanki kostnej w bardziej zbliżony sposób odzwierciedla model typu powłokowego. Ze względu na większą złożoność analiza modeli tego typu wymaga używania dużych mocy obliczeniowych.

Zastosowanie modelu z rusztowaniem 2,5 mm pozwala na bardziej właściwe odzwierciedlenie zachowania tkanki kostnej w porównaniu z modelem z rusztowaniem 5,0 mm. Jednak ze względu na złożoność modelu z rusztowaniem 2,5 mm, która rośnie w przypadku wypełnienia większych objętości, oraz ograniczone możliwości obliczeniowe można stosować modele z większym wymiarem (z rusztowaniem 5,0 mm).

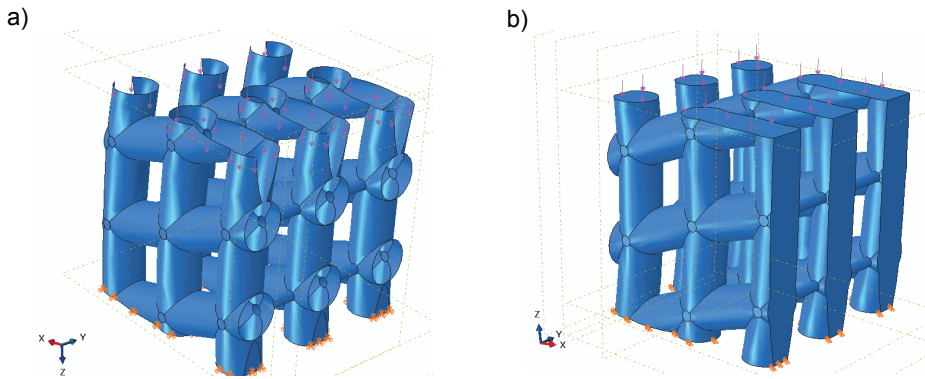
Należy podkreślić, że przyjęcie rusztowań regularnych było podyktowane ograniczonymi mocami komputerowymi oraz problemami numerycznymi, które się pojawiły przy opracowaniu układów nieregularnych. W następnych podrozdziałach opisano sposób modelowania, który pozwolił na częściowe rozwiązanie wskazanego problemu.

4.4. Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania nieregularnego

4.4.1. Modele typu pierwszego

Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania nieregularnego typu pierwszego utworzono w dwóch postaciach [157]: nieregularne powłokowe rusztowanie z belkami łączącymi (rys. 4.8a), nieregularne bryłowe rusztowanie z belkami łączącymi (rys. 4.8b). Zaproponowane modele utworzono w odniesieniu do ażurowej budowy kości gąbczastej, która w badanym fragmencie (górną nasadą kości udowej) cechuje się charakterystycznym ułożeniem beleczek kostnych, nazywanym układem łuków gotyckich [11, 12, 13]. Ułożenie to jest wynikiem uporządkowania struktury w kierunkach głównych oddziaływania obciążeń mechanicznych.

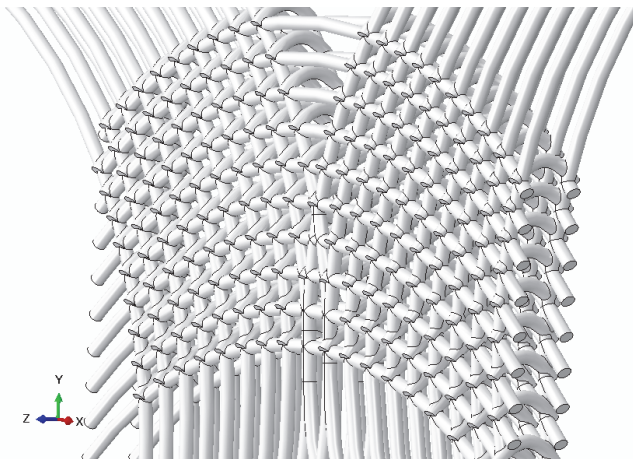
Na podstawie wyników badań podanych w [157] można wywnioskować, że przy zadanych warunkach brzegowych (zablokowanie wszystkich przemieszczeń translacyjnych we wszystkich kierunkach) i obciążeniu siłą jednostkową (przyłożoną w postaci naprężenia ściskającego, równomiernie rozłożonego na całej powierzchni górnej fragmentu) modelem bardziej sztywnym jest model nieregularnego bryłowego rusztowania z belkami łączącymi (ze względu na całkowite wypełnienie wnętrza każdej belki). Z kolei model nieregularnego powłokowego rusztowania z belkami łączącymi pozwala uzyskać naprężenia o mniejszej wartości (obliczone zgodnie z kryterium von Misesa).



Rys. 4.8. Modele fragmentu kości gąbczastej typu pierwszego: a) nieregularne powłokowe rusztowanie z belkami łączącymi; b) nieregularne bryłowe rusztowanie z belkami łączącymi

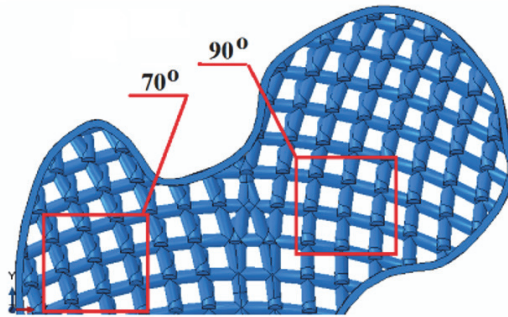
4.4.2. Modele typu drugiego

Modele fragmentu kości gąbczastej w postaci rusztowania nieregularnego typu drugiego utworzono na podstawie podejścia opisanego w [163]. Opiera się ono na obserwacji, że 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, że elementem podstawowym będzie zakrzywiona belka o okrągłym przekroju poprzecznym (równym 2 mm), której model matematyczny w przestrzeni jest opisany funkcją *spline* (dostępną w oprogramowaniu ABAQUS). W pracy wyróżniono dwa podstawowe kierunki główne, które wymodelowano w postaci płaskiego wzorca kości gąbczastej: część lewa jest rozmieszczona pod kątem 70° , część prawa zaś – pod kątem 90° . W celu utworzenia wzorca przestrzennego kości gąbczastej ułożono równoległe dwa płaskie wzorce i połączono je za pomocą poprzecznie ułożonych elementów podstawowych opisanych funkcją *spline* (rys. 4.9).



Rys. 4.9. Wzorec kości gąbczastej

Do przeprowadzenia obliczeń numerycznych wybrano dwa fragmenty nieregularnych rusztowań kości gąbczastej znajdujących się we fragmencie górnej nasady kości udowej (rys. 4.10): pierwszy fragment reprezentował układ ułożony pod kątem 70° , drugi zaś – układ ułożony pod kątem 90° . Wymiar podstawowy (równy ~ 16 mm) jest mierzony w kierunku osi Y .



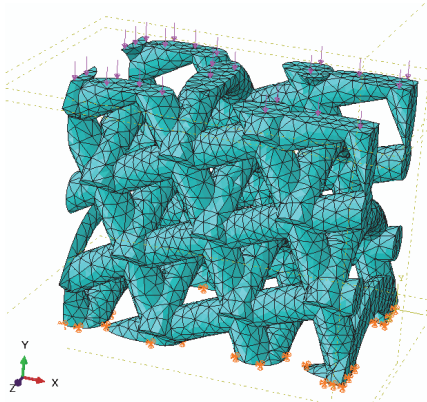
Rys. 4.10. Fragment górnej nasady kości udowej: ułożenie badanych wycinków kości gąbczastej [163]

Do analizy numerycznej opracowano sześć modeli numerycznych rusztowań kości gąbczastej: dwa modele bryłowe („Solid 70° ” i „Solid 90° ”), dwa modele powłokowe („Shell 70° ” i „Shell 90° ”) oraz dwa modele powłokowe z umocnieniem ułożonym w płaszczyźnie XY („Shell 70° mod” i „Shell 90° mod”):

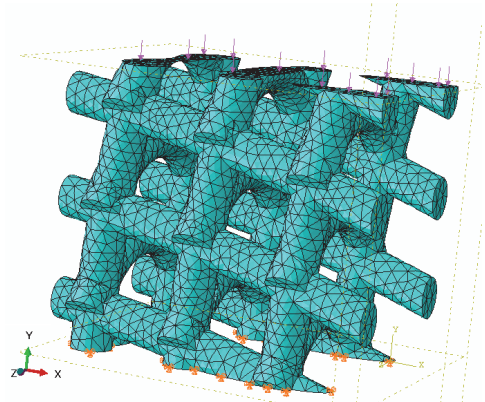
- 1) model bryłowy „Solid 70° ” składający się z 21 133 kwadratowych elementów czworosściennych typu C3D10H (liczba węzłów jest równa 37 559) (rys. 4.11);
- 2) model bryłowy „Solid 90° ” składający się z 36 789 kwadratowych elementów czworosściennych typu C3D10H (liczba węzłów jest równa 59 065) (rys. 4.12);
- 3) model powłokowy „Shell 70° ” składający się z 8124 kwadratowych elementów trójkątnych typu STRI65 (liczba węzłów jest równa 16 713) (rys. 4.13);
- 4) model powłokowy „Shell 90° ” składający się z 8018 kwadratowych elementów trójkątnych typu STRI65 (liczba węzłów jest równa 16 427) (rys. 4.14);
- 5) model powłokowy z umocnieniem „Shell 70° mod” składający się z 8800 elementów kwadratowych trójkątnych typu STRI65 (liczba węzłów jest równa 17 817) (rys. 4.15);
- 6) model powłokowy z umocnieniem „Shell 90° mod” składający się z 17 688 elementów kwadratowych trójkątnych typu STRI65 (liczba węzłów jest równa 35 583) (rys. 4.16).

W celu przeprowadzenia analizy numerycznej przyjęto, że tkanka kostna każdego rusztowania jest opisana izotropowym liniowym modelem materiałowym o module Younga 1 GPa i współczynniku Poissona 0,3. Aby oszacować pierwszą częstość własną każdego badanego modelu rusztowania, założono, że gęstość jest rozłożona równomiernie w badanym fragmencie i wartość tej gęstości wynosi 1000 kg/m^3 [30, 66]. Należy zaznaczyć, że każdy model powłokowy miał stałą grubość równą $0,0002 \text{ m}$, a zachowanie tego modelu było opisane teorią powłok cienkich.

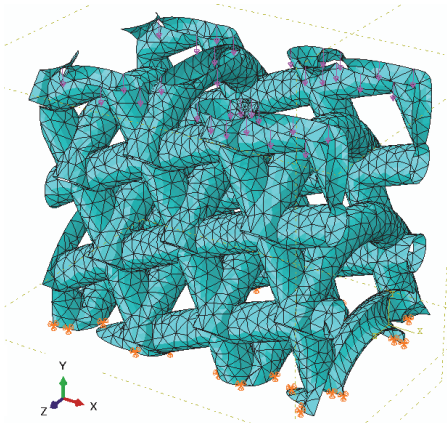
Wyniki obliczeń uzyskano przy przyjęciu dla każdego numerycznego modelu rusztowania kości gąbczastej następujących warunków: 1) zerowe warunki początkowe; 2) warunki brzegowe uwzględniające zablokowanie trzech przemieszczeniowych stopni swobody; 3) obciążenie w postaci zewnętrznej siły ściskającej działającej w kierunku osi Y o wartości równej $0,1 \text{ N}$ (przy wartości tej nie występowały problemy numeryczne prowadzące do niestabilności numerycznej wskutek bardzo dużych odkształceń modelu).



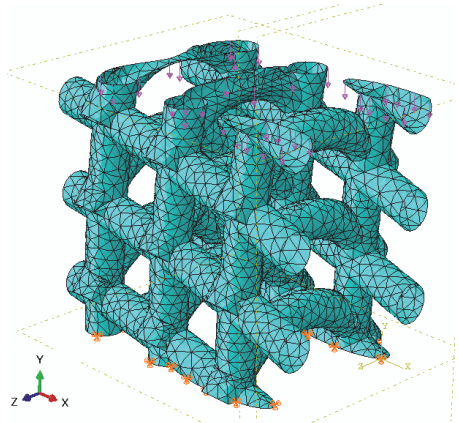
Rys. 4.11. Model „Solid 70”



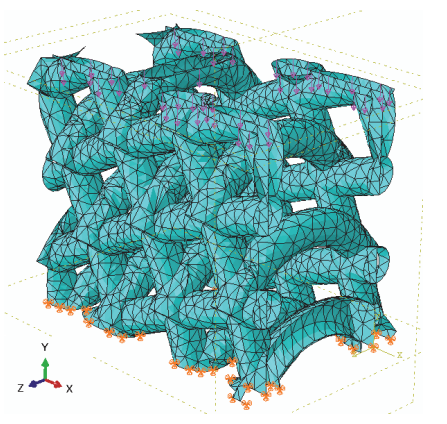
Rys. 4.12. Model „Solid 90”



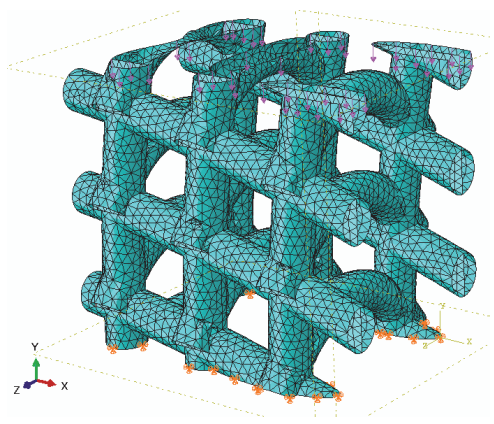
Rys. 4.13. Model „Shell 70”



Rys. 4.14. Model „Shell 90”



Rys. 4.15. Model „Shell 70 mod”



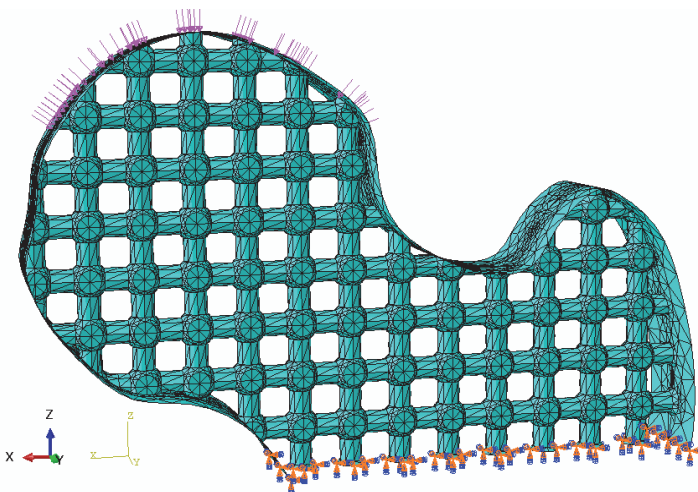
Rys. 4.16. Model „Shell 90 mod”

Na podstawie uzyskanych wyników podanych w [163] można stwierdzić, iż strukturą najbardziej odkształcalną jest model powłokowy „Shell 90”, z kolei najbardziej sztywną – model bryłowy „Solid 70”. Umocnienie zastosowane w modelach powłokowych „Shell 70 mod” i „Shell 90 mod” pozwoliło na odciążenie beleczek układu podstawowego i uzyskanie mniejszych wartości maksymalnych przemieszczeń oraz naprężeń zredukowanych. Z kolei z analizy pierwszych częstości własnych (uzyskanych metodą Lanczos) wynika, iż: 1) rusztowanie modelu powłokowego ma mniejszą masę (objętość) w porównaniu z modelem bryłowym (co jest spowodowane wskaźnikiem wypełnienia przekroju poprzecznego); 2) pierwsze częstości własne rusztowań bryłowych są wyższe w porównaniu z częstościami własnymi rusztowań powłokowych. Należy także zaznaczyć, iż podane wyniki są podstawą do opracowania modeli numerycznych, które można stosować do badania oddziaływań dynamicznych (np. przebiegu zjawiska uderzenia).

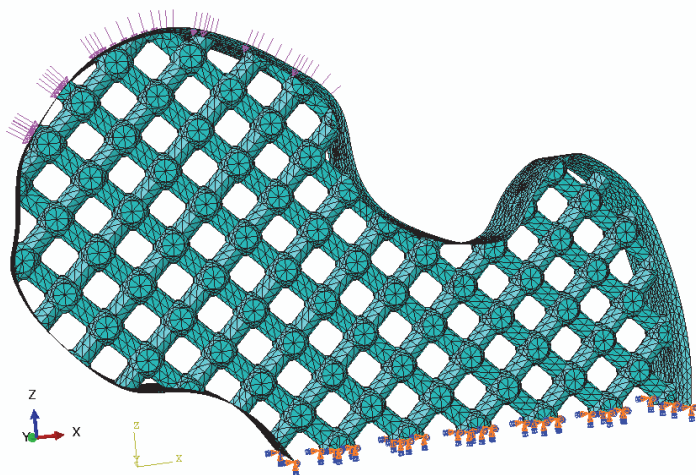
4.5. Modele wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania regularnego

W zakresie nowych modeli numerycznych fragmentu kości udowej składającej się z obszaru kości gąbczastej i kości korowej zaproponowano następujące modele wycinka fragmentu tej kości [157]:

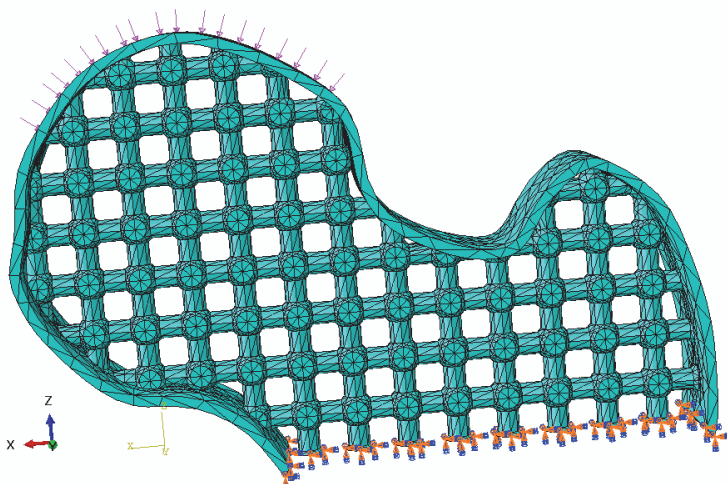
- 1) regularne powłokowe rusztowanie z belkami łączącymi, pokryte płaszczem powłokowym w postaci typu pierwszego (ułożenie rusztowania pod kątem 0° (rys. 4.17)) i typu drugiego (ułożenie rusztowania pod kątem 45° (rys. 4.18)); rusztowanie i pokrycie miały grubość 0,2 mm;
- 2) regularne bryłowe rusztowanie z belkami łączącymi, pokryte płaszczem bryłowym w postaci typu pierwszego (ułożenie rusztowania pod kątem 0° (rys. 4.19)) i typu drugiego (ułożenie rusztowania pod kątem 45° (rys. 4.20)); wymiar charakterystyczny rusztowania wynosił 2,5 mm, grubość pokrycia zaś – 0,5 mm.



Rys. 4.17. Typ pierwszy modelu wycinka fragmentu powłokowego



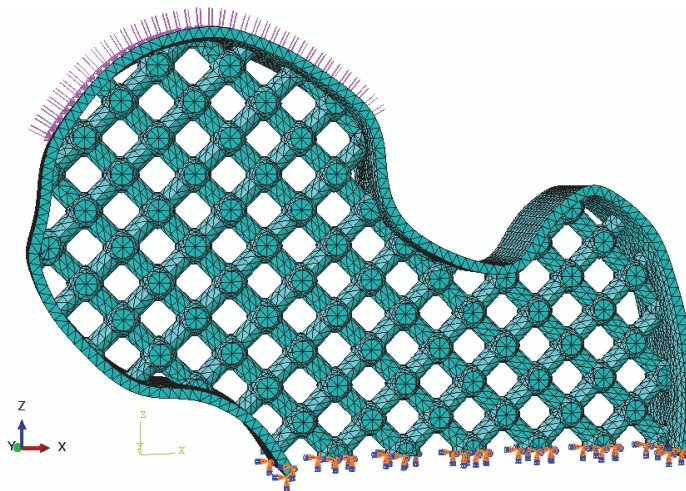
Rys. 4.18. Typ drugi modelu wycinka fragmentu powłokowego



Rys. 4.19. Typ pierwszy modelu wycinka fragmentu bryłowego

Na podstawie otrzymanych wyników podanych w [157] można stwierdzić, że przy zadanych warunkach brzegowych (pełne usztywnienie podstawy) i obciążeniu zewnętrznym (które zostało przyłożone w postaci rozłożonego równomiernie ciśnienia o wartości 80 MPa, wynikającego z wpływu ciężaru ciała podczas stania jednożoznego 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 odwrotną zależność obserwuje się w przypadku badania modeli wycinka fragmentu bryłowego: typ drugi wykazał większą sztywność w porównaniu z typem pierwszym. Z analizy stanu naprężenia wynika, że oba typy modeli wycinka fragmentu bryłowego pozwalają uzyskać zbliżone wartości maksy-

malnych naprężeń zredukowanych (von Misesa). W przypadku modeli wycinka fragmentu powłokowego otrzymuje się zaś bardzo zróżnicowane wyniki maksymalnych naprężeń zredukowanych. Z analizy stanu naprężenia podanych modeli wynika, że maksymalne naprężenia zredukowane są generowane przy podstawie przejścia główki w szyjkę.



Rys. 4.20. Typ drugi modelu wycinka fragmentu bryłowego

4.6. Modele wycinka fragmentu kości udowej zawierającego kość gąbczastą w postaci rusztowania nieregularnego

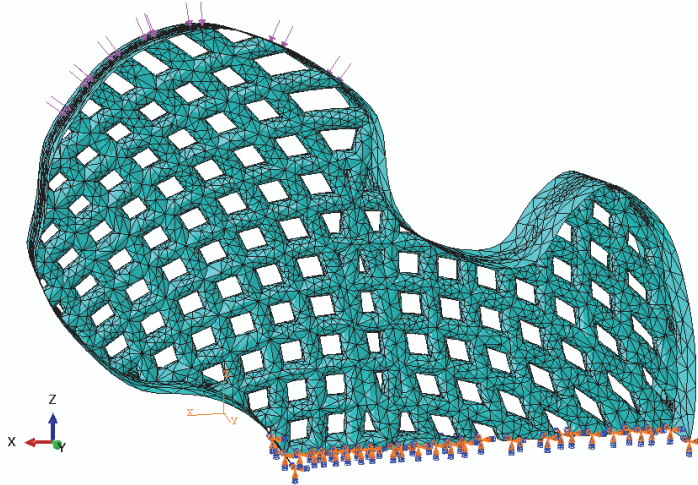
Na bazie podejścia opisanego w p. 4.5 i przy uwzględnieniu, że układ beleczek kości gąbczastej jest zgodny z głównymi kierunkami działania obciążeń mechanicznych, zaproponowano dwa nowe modele wycinka fragmentu kości udowej składające się z obszaru kości gąbczastej i kości korowej w postaci [157]:

- 1) modelu wycinka fragmentu nieregularnego powłokowego (rys. 4.21);
- 2) modelu wycinka fragmentu nieregularnego bryłowego (rys. 4.22).

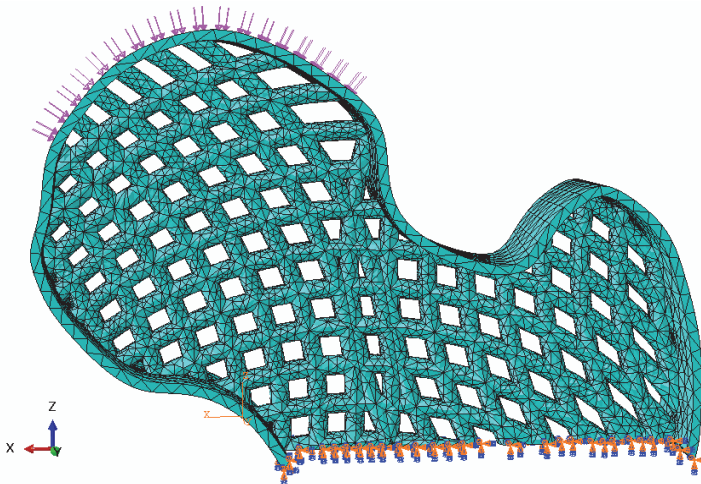
Nieregularne powłokowe rusztowania opisano za pomocą funkcji spline (ABAQUS). Średnica każdego rusztowania wynosiła 1 mm, odległość charakterystyczna zaś – 2 mm. Belezki rusztowania znajdujące się w obszarze głowy zostały ułożone pod kątem $\sim 90^\circ$, a w obszarze krętarza – pod kątem $\sim 70^\circ$.

Na podstawie analizy uzyskanych wyników opublikowanych w [157] można stwierdzić, że przy warunkach brzegowych i obciążeniu opisanym w p. 4.5 model wycinka fragmentu nieregularnego powłokowego jest znacząco mniej sztywny niż model wycinka fragmentu nieregularnego bryłowego. Przy tym większe naprężenia zredukowane powstają w modelu bryłowym. Z analizy stanu odkształcenia wynika, że przeniesienie obciążenia w modelu powłokowym zachodzi w sposób rozłożony, tzn. wzdłuż całego obszaru przejścia głowy w szyjkę. Z kolei w modelu bryłowym zachodzi odkształcenie przy podstawie przejścia główki w szyjkę z jednoczesnym zdeformowaniem górnej części modelu wycin-

ka. Na podstawie tej analizy można stwierdzić, że odkształcenie modelu uzyskane za pomocą modelu powłokowego jest bardziej zbliżone do odkształcenia układu rzeczywistego.



Rys. 4.21. Model wycinka fragmentu nieregularnego powłokowego



Rys. 4.22. Model wycinka fragmentu nieregularnego bryłowego

4.7. Uwagi końcowe

Wymodelowanie fragmentu wycinka wybranej kości długiej przy użyciu metody elementów skończonych wymaga rozwiązania wielu skomplikowanych zadań wynikających z nieregularności geometrycznej (strukturalnej), niejednorodności materiałowej (anizotropii występującej w układzie rzeczywistym) oraz numerycznej nieliniowości. Zakres zrealizowanych prac obejmował przebadanie wpływu nieregularności geometrycznych wraz z opracowaniem numerycznie stabilnych modeli siatek elementów skończonych, przy zało-

zeniu, że izotropia materiałowa została zachowana. Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że:

- 1) struktura nieregularna potrafi przenieść większe obciążenie w porównaniu ze strukturą regularną;
- 2) przestrzenne ułożenie belek w rusztowaniu kości gąbczastej (wraz z kątem pomiędzy belkami) ma bardzo duży wpływ na sztywność tego rusztowania;
- 3) modele powłokowe są bardziej odpowiednie do wymodelowania struktury rzeczywistej (ze względu na sposób przenoszenia obciążenia mechanicznego), jednak ich analiza wymaga dużych mocy obliczeniowych.

Utworzenie struktury nieregularnej, która w bardziej dokładny sposób odzwierciedla układ rzeczywisty, wymaga rozwiązania wielu problemów numerycznych spowodowanych geometryczną nieliniowością układu badanego [163]. Problem ten szczególnie się komplikuje przy opracowaniu modeli siatek elementów skończonych. Ponadto wymagane jest przeprowadzenie licznych badań numerycznych w celu uzyskania optymalnej siatki elementów skończonych, która pozwala na otrzymanie modelu numerycznie stabilnego.

Zaproponowane podejścia 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 w trakcie procesu użytkowania stawu sztucznego (zjawisko ekranowania naprężeń).

Rozdział 5

BIOMECHANICZNE MODELE CHODU

5.1. Wprowadzenie do problemu badawczego

Z punktu widzenia mechaniki chód człowieka jest rozpatrywany jako okresowe ruchy kończyn dolnych zapewniające naprzemiennie występowanie faz dwunożnego i jednożnego podparcia. Cechą charakterystyczną chodu jest przenoszenie ciężaru podczas poszczególnych faz chodu z jednoczesnym zachowaniem stabilnej postury. Poszczególne fazy ruchu są realizowane za pomocą mechanizmów posturowo-stabilizujących (*posture-stabilizing mechanisms*), kontrolowanych przez układ nerwowy człowieka i zapewniających przeniesienie ciężaru ciała w obszar dynamicznej stabilności [48].

Chód normalny człowieka charakteryzuje się tym, że posiada wzorzec symetryczny, tzn. podczas poszczególnych faz ruchu obie kończyny dolne poruszają się po podobnych trajektoriach. Z tego względu chód ten można wymodelować za pomocą układu płaskiego (model płaski chodu), który opisuje ruchy zachodzące w jednej płaszczyźnie (w płaszczyźnie strzałkowej ciała). Z kolei chód kliniczny człowieka jest chodem asymetrycznym, w którym podczas poszczególnych faz ruchu prawa i lewa kończyna poruszają się po odmiennych trajektoriach. W celu utrzymania równowagi podczas chodu asymetrycznego człowiek wykonuje dodatkowe ruchy tułowiem, głową, kończynami górnymi oraz dolną kończyną niepodpartą. Biorąc pod uwagę złożoność ruchu klinicznego człowieka, jego zachowanie można opisać jedynie za pomocą układu przestrzennego (modelu przestrzennego chodu), który opisuje ruchy we wszystkich trzech płaszczyznach anatomicznych ciała (strzałkowej, czołowej i poprzecznej).

Podczas chodu kończyna dolna przechodzi naprzemiennie przez dwie fazy: fazę podparcia i fazę wymachu. W fazie podparcia stopa rozważanej kończyny opiera się na podłożu. W fazie wymachu rozważana kończyna wykonuje wymach względem kończyny podpartej w celu przygotowania do następnego kontaktu (uderzenia) stopy z powierzchnią. Każda faza jest rozpatrywana w kilku etapach.

Faza podparcia

1. *Heel-strike* (etap ruchu, w którym zachodzi uderzenie pięty o podłoże, prowadzące do interakcji; etap ten jest traktowany jako początek fazy podparcia).
2. *Foot-flat* (etap ruchu, w którym zwiększa się powierzchnia kontaktu pomiędzy podłożem a powierzchnią stopy kończyny podpartej).
3. *Midstance* (etap ruchu, w którym osiągnięta jest największa powierzchnia kontaktu pomiędzy podłożem a powierzchnią stopy kończyny podpartej, przy czym kończyna niepodparta wykonuje wymach w stosunku do kończyny podpartej).
4. *Heel-off* (etap ruchu, w którym pięta kończyny podpartej się odrywa się od podłoża, co zmniejsza powierzchnię kontaktu między stopą a podłożem).
5. *Toe-off* (etap ruchu, w którym następuje całkowite oderwanie od podłoża stopy kończyny przednio podpartej, prowadzące do zakończenia fazy podparcia).

Faza wymachu

1. *Acceleration* (etap ruchu, który zachodzi po zakończeniu etapu *toe-off* i charakteryzuje się przyspieszonym wymachem do przodu kończyny niepodpartej).

2. *Midswing* (etap ruchu, który zachodzi jednocześnie z etapem *midstance*).
3. *Deceleration* (etap ruchu, w którym kończyna niepodparta wykonuje ruch hamowania w celu ustabilizowania jej składowych (uda, podudzia i stopy) do następnego etapu – *heel-strike*).

Należy zwrócić uwagę, że czas trwania każdego etapu zależy od kondycji fizycznej osoby badanej, rodzaju obuwia i podłoża, kąta nachylenia w stosunku do kierunku działania przyspieszenia ziemskiego oraz rodzaju chodu (wolny, średni, szybki). Czas ten jest podstawą do zdiagnozowania wielu dysfunkcji narządu ruchu człowieka.

W celu uzyskania wartości momentów stawowych, sił reakcji stawowych oraz mocy przenoszonych przez poszczególne segmenty narządu ruchu podczas chodu stosuje się obecnie podejście oparte na rozwiązaniu odwrotnego zadania dynamiki [149, 176]. Podejście to wymaga sformułowania modelu dynamicznego, który opisuje zachowanie ciała człowieka w postaci układu segmentów o wybranej liczbie stopni swobody (DOF) oraz uwzględnia złożoność układu mięśniowo-szkieletowego [133, 134], na przykład: 1) trój-segmentowy model o 5DOF do modelowania ruchu symetrycznego i analizy wchodzenia po schodach [28]; 2) pięciosegmentowy model opisujący ruch w płaszczyźnie strzałkowej [61]; 3) model o 2DOF opisujący chód człowieka [143]; 4) model o 2DOF do modelowania ruchu człowieka przy uwzględnieniu nieliniowej sztywności stawu i zachowaniu warunków stabilności [43]; 5) model o 9DOF do opisanie ruchu w płaszczyźnie strzałkowej, zaimplementowany do oprogramowania SIMM [114]; 6) model aktywnie chodzącej maszyny o 9DOF, która jest sterowana w 6DOF [58]; 7) model przestrzenny o 21DOF opracowany w oprogramowaniu ADAMS [170]; 8) model koncepcyjny maszyny dwunożnej potraktowanej jako układ sprężysto-masowy wraz ze schematem nerwowo-mięśniowym zaimplementowanym w oprogramowaniu MATLAB (SimMechanics), w którym parametry opisujące odruchy są dobierane metodą ręczną [55]. Ponadto do modelowania etapu stania jednopodpartego zaproponowano model wahadła odwróconego [47]. W celu oceny prędkości chodu oraz prędkości przejścia pomiędzy chodem a biegiem stosuje się wskaźnik nazywany liczbą Froude'a, który został sformułowany na bazie modelu wahadła odwróconego i jest obliczany jako stosunek siły odśrodkowej do siły ciężkości. Należy też zwrócić uwagę, że ruch człowieka zaproponowano opisać za pomocą teorii wymagającej oszacowania sześciu wyznaczników chodu oraz teorii opartej na zachowaniu wahadła odwróconego [79]. Pierwsza teoria zakłada, że cechy kinematyczne chodu minimalizują energetyczny koszt lokomocji poprzez zmniejszenie przesuwu pionowego środka masy ciała. Druga teoria deklaruje natomiast, że mniej energochłonny jest ruch, w którym miednica naśladuje ruch wahadła, poruszając się po łuku.

W modelach sztywnych nie uwzględnia się przemieszczenia tkanki miękkiej segmentów kończyny dolnej [59]. Przesunięcie to jest bardzo istotne podczas badania ruchów szybkich oraz biegu ze względu na falę uderzeniową, która powstaje wskutek interakcji stopy z podłożem oraz oddziałuje dystalnie na kończynę dolną wraz z wytłumieniem w kierunku proksymalnym. W celu zredukowania błędu przemieszczenia tkanki miękkiej w stosunku do kości oraz przemieszczenia względnych markerów znajdujących się na skórze zaproponowano zastosowanie modelu z masami drgającymi [59, 170]. Model ten uwzględnia, że masa segmentu kończyny dolnej podpartej jest podzielona na dwie części, połączone ze sobą za pomocą elementów sprężysto-tłumiących. Problemem pozostaje jednak identyfikacja parametrów tego modelu.

Podczas fazy podparcia dwunożnego pojawia się problem niewyznaczalności, polegający na braku możliwości jednoznacznego wyznaczenia rozłożenia sił i momentów w układzie zamkniętym. W pracy [67] problem ten rozważano poprzez przyjęcie założenia

o płynnym przejściu. Należy też pamiętać, że siły mięśniowe oddziałują na poszczególne segmenty ciała i powodują rozłożenie energii (mocy) między tymi segmentami podczas ruchu, co prowadzi do przyspieszenia i zahamowania tych segmentów [47, 114, 115, 175]. Obliczenie momentów i mocy międzystawowych można zastosować w badaniach klinicznych do diagnozowania patologii mięśniowo-szkieletowych. Należy jednak pamiętać, że moc mięśnia jednostawowego powinna być obliczana w sposób odmienny od mocy mięśnia dwustawowego [175].

W celu rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki należy posiadać:

- 1) dane biomechaniczne osoby badanej (parametry każdego rozważanego segmentu ciała (masa i wymiary podstawowe); położenie środka masy (ciężkości) każdego segmentu oraz jego centralny moment bezwładności) [31, 40, 92, 93, 107, 127, 133, 145, 170];
- 2) dane kinematyczne rozważanych segmentów ciała (położenie środków stawów i punktów końcowych segmentów, na podstawie których można obliczyć przebiegi kątów stawowych, ich prędkości kątowe i przyspieszenia kątowe) [10, 106, 133, 145, 151, 177];
- 3) dane kinetyczne (obciążenia pochodzące od interakcji z podłożem, mierzone za pomocą platformy dynamometrycznej) [10, 22, 47, 67, 106, 114, 115, 144, 145, 151];
- 4) dane o EMG mięśni (w celu wyznaczenia okresów aktywności mięśni zaangażowanych w badany ruch w poszczególnych jego fazach [115, 145].

Dane biomechaniczne osoby badanej można częściowo uzyskać z badań stereogrametrycznych. Należy jednak pamiętać, że do analizy biomechanicznej (szczególnie do diagnozowania klinicznego) należy z dużą precyzją wyznaczyć chwilowe położenie i orientację składowej szkieletowej każdego badanego segmentu [10, 29]. Do realizacji tego wymagania należy zastosować odpowiednią konfigurację markerów, które powinny być rozmieszczone w punktach anatomicznych i umożliwić wyznaczenie środków stawów, układów współrzędnych lokalnych (związanych z położeniem kości) i układu globalnego całego ciała [10, 29, 34, 93, 145, 171].

Do wyznaczenia danych kinematycznych można zastosować dwa typy systemów rejestracji ruchu: system bezwładnościowy i system optyczny [67]. System bezwładnościowy służy do pomiaru bieżących wartości przyspieszenia, system optyczny zaś – do pomiaru bieżących wartości przemieszczenia. System bezwładnościowy może być zastosowany jedynie w jednorodnym polu magnetycznym. Z kolei dane otrzymane za pomocą systemu optycznego należy przefiltrować, na przykład z wykorzystaniem filtra Butterwortha z odcięciem częstotliwości poniżej 6 Hz.

Rozwiązując zadanie odwrotne dynamiki, można uzyskać:

- 1) momenty stawowe z uwzględnieniem oddziaływania składowych bezwładnościowych [3, 6, 22, 28, 106, 114, 127, 135, 144, 150, 151, 170] lub bez uwzględnienia oddziaływania tych składowych [10];
- 2) reakcje stawowe (siły reakcji międzystawowych) [6, 106, 170].

Interakcja pomiędzy stopą a podłożem zachodzi wskutek oddziaływania siły tarcia, składowej pionowej nacisku oraz składowej poziomej nacisku wraz z momentami tych sił [176, 177]. Wymodelowanie zjawiska interakcji wymaga opracowania modelu podłoża oraz modelu rozkładu sił reakcji wraz z wyznaczeniem obszaru styku z podłożem. Należy przy tym pamiętać, że zjawisko uderzenia oraz absorpcja uderzenia, która może być regulowana poprzez zmianę sztywności kończyny dolnej (specyficzna cecha układów żywych), zależą od typu buta i rodzaju nawierzchni kontaktu. Na przykład, w pracach [114, 170] interakcja została wymodelowana za pomocą modelu nieliniowego złożonego z elementów sprężysto-tłumiących.

Rozważając ruch człowieka, należy także pamiętać o problemie zachowania stabilnej postury podczas kroczenia. Jest to zagadnienie złożone, dotyczące utrzymania równowagi, które zależy od możliwości przewidzenia upadku oraz jego unikania [109]. Na podstawie obserwacji doświadczalnych stwierdzono, że gdy rzut środka masy ciała na poziomą płaszczyznę podparcia znajduje się w obszarze stopy podpartej (poligonu), to ciało zachowuje stabilną posturę. Z kolei wyjście poza obszar poligonu powoduje powstanie momentów dodatkowych, które oddziałują na stopę i przyczyniają się do obrotu tej stopy na granicy poligonu (co może doprowadzić do upadku). Problem dynamicznej stabilności ciała oraz zachowania stabilnej postury podczas chodu rozważano za pomocą dwóch hipotez sformułowanych dla robotów humanoidalnych: pierwsza hipoteza jest nazywana Punktem Momentu Zerowego (*Zero-Moment-Point*, ZMP), druga zaś – Wskaźnikiem Obrotu Stopy (*Foot Rotation Indicator*, FRI). Zgodnie z hipotezą Punktu Momentu Zerowego ZMP jest punktem, w którym wpływ składowych sił reakcji podłoża na stopę jest zredukowany do siły pojedynczej i pionowej składowej momentu [146–148]. Hipoteza ZMP może być stosowana do rozwiązywania zadań syntezy ruchu (określenie położenia ZMP, które jest podstawą do wyznaczenia właściwego przebiegu dynamiki mechanizmu) lub zadań kontroli ruchu (w celu sprawdzenia, czy mechanizm znajduje się w warunkach stabilności dynamicznej). Ponadto należy zwrócić uwagę, że punkt ZMP oraz środek nacisku stopy należy traktować jako punkty odmienne: podczas zrównoważonego ruchu dynamicznego ich położenie się zbiega, podczas niezrównoważonego ruchu dynamicznego ich położenia są zaś odmienne [58, 59]. Zgodnie z hipotezą Wskaźnika Obrotu Stopy punkt FRI jest punktem na stopie lub punktem kontaktu stopy z podłożem, w którym moment siły wypadkowej oraz moment wypadkowy oddziałujący na stopę są normalne do powierzchni styku [56, 57].

Z punktu widzenia klinicznego szczególnym przypadkiem analizy ruchu jest analiza ruchu po protezowaniu stawów wskutek amputacji [120, 121]. Realizacja ruchu przez osobę ze stawem protezowanym przebiega inaczej niż u osoby zdrowej, osoba z amputacją rozwija bowiem liczne ruchy kompensacyjne, aby zmniejszyć dolegliwości i uniknąć bólu. Zastosowanie systemu do analizy ruchu i platformy dynamometrycznej pozwala określić udział stopy, stawu skokowego, stawu kolanowego i stawu biodrowego każdej kończyny dolnej w napędzaniu ciała. Napędzanie to prowadzi do przesunięcia ciała do przodu i zachodzi w końcowym etapie fazy stania jednej kończyny, gdy górna część ciała jest przesuwana w kierunku kończyny drugiej, która wchodzi w etap interakcji z podłożem [121]. Na podstawie wyników kinematycznych można oszacować impuls napędzania, który jest przekazywany do środka masy ciała, oraz uzyskać szereg wymagań opisujących stan stawu skokowego i stawu kolanowego, tzn. czy pracują jako połączenie ruchliwe, czy połączenie sztywne.

5.2. Modelowanie ruchu symetrycznego za pomocą płaskich modeli wieloczłonowych

5.2.1. Koncepcja modelowania

Celem modelowania było opracowanie wieloczłonowych modeli biomechanicznych, które można zastosować do opisanego chodu normalnego (symetrycznego) w fazie podparcia jednożońskiego (gdy układ posiada konfigurację układu otwartego) i podparcia dwunożnego (gdy układ posiada konfigurację układu zamkniętego). Zakres modelowania obejmował: 1) opracowanie modelu do fazy jednożońskiego podparcia (w postaci modelu manipulatora);

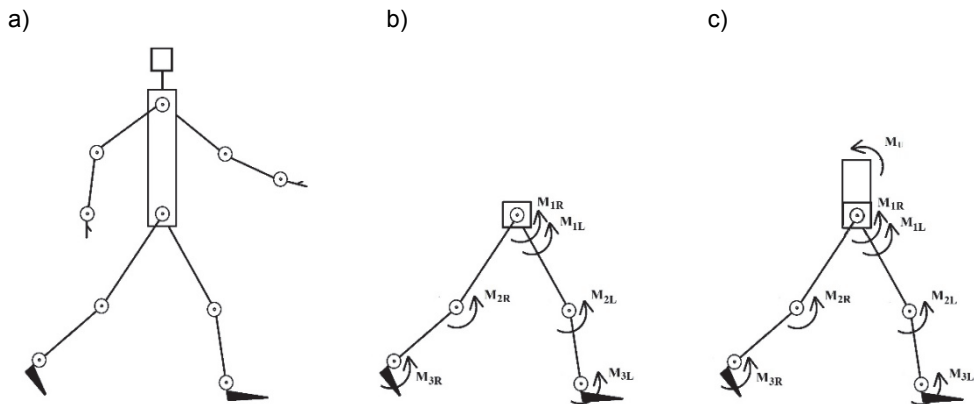
2) opracowanie modelu do fazy dwunożnego podparcia (w postaci zamkniętego modelu nadmiarowego) uwzględniającego wpływ interakcji z podłożem; 3) opracowanie metody weryfikacji zaproponowanych modeli oraz określenie możliwości i ograniczeń ich zastosowania.

Do wymodelowania ruchu symetrycznego zaproponowano dwa modele biomechaniczne, które można zastosować do analizy kinematycznej i analizy dynamicznej w płaszczyźnie strzałkowej ciała. Każdy model zawiera dwa stawy skokowe, dwa stawy kolanowe i jeden staw biodrowy, który opisuje działanie dwóch stawów biodrowych (rys. 5.1a). Każdy staw jest wymodelowany w postaci połączenia przegubowego o jednym obrotowym stopniu swobody.

Pierwszy model biomechaniczny opisuje zachowanie ciała w postaci płaskiego układu o sześciu stopniach swobody, składającego się z sześciu segmentów (**model 6DOF**), w którym górna część ciała (głowa, szyja, tułów i kończyny górne) jest wymodelowana w postaci skupionej siły działającej w środku ciężkości górnej części ciała (rys. 5.1b). Oddziaływanie tej siły wymodelowano w postaci obciążenia (siły i momentu tej siły) przenoszonego przez staw biodrowy, tzn. kończynę dolną podpartą.

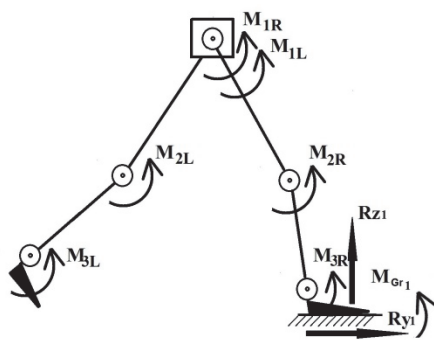
Drugi model biomechaniczny opisuje zachowanie ciała w postaci płaskiego układu o siedmiu stopniach swobody (układ drzewiasty), składającego się z siedmiu segmentów (**model 7DOF**), w którym górna część ciała (głowa, szyja, tułów i kończyny górne) jest wymodelowana w postaci jednego segmentu połączonego ze stawem biodrowym (wymodelowanym w postaci układu o jednym obrotowym stopniu swobody) (rys. 5.1c).

Do opisanego fazy podparcia jedno- i dwunożnego zaproponowano odmienne modele mechaniczne (rys. 5.2) opisane w p. 5.2.1.1 i p. 5.2.1.2. Należy zaznaczyć, że na rys. 5.2 zobrazowano zachowanie modelu 6DOF, które jest bardzo podobne do zachowania modelu 7DOF (z tego względu ograniczono się do prezentacji jedynie modelu 6DOF).

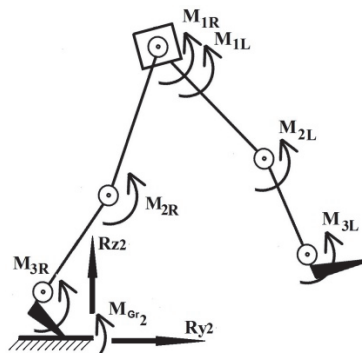


Rys. 5.1. Modele strukturalne: a) model strukturalny człowieka podczas chodu; b) strukturalny model 6DOF; c) strukturalny model 7DOF (M_{iL} – i -ty moment rozwijany przez i -ty staw lewej kończyny dolnej, M_{iR} – i -ty moment rozwijany przez i -ty staw prawej kończyny dolnej, M_u – moment rozwijany przez górną część ciała)

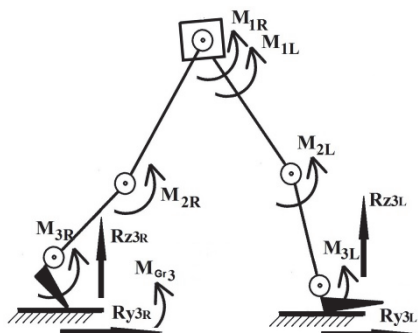
a) Prawa kończyna w stanie „Foot-flat”,
lewa kończyna w stanie „Two-off”



b) Prawa kończyna w końcowym stanie
„Midstance”, lewa kończyna
w końcowym stanie „Midswing”



c) Prawa kończyna w stanie końcowym
„Midstance”, lewa kończyna w stanie
„Heel-strike”



Rys. 5.2. Strukturalny model 6DOF w fazie jednołożnego podparcia (a, b) i w fazie dwunożnego podparcia (c): M_{Gr1} – moment podłoża podczas jednołożnego podparcia (a), M_{Gr2} – moment podłoża podczas jednołożnego podparcia (b), M_{Gr3} – moment podłoża podczas dwunożnego podparcia (c); R_{yj} i R_{zj} – składowe reakcji podłoża podczas j -tej fazy jednołożnego podparcia ($j = 1, 2$) względem osi Y i Z ; R_{z3R} i R_{z3L} oraz R_{y3R} i R_{y3L} – składowe reakcji podłoża prawej i lewej kończyny dolnej podczas podparcia dwunożnego względem osi Z i Y

Modele biomechaniczne opracowano do analizy kinematycznej i analizy dynamicznej za pomocą metody Newtona–Eulera [7]. Modele te można stosować do rozwiązania prostego i odwrotnego zadania dynamiki. Ponadto w modelu biomechanicznym: 1) założono, że staw powstały z połączenia dwóch sąsiednich segmentów jest obciążony momentem pochodzącym od składowych biernych stawu (torebki stawowej i więzadeł) wymodelowanych w postaci modelu reologicznego złożonego z równoległego połączenia elementu sprężystego i elementu tłumiącego; 2) uwzględniono oddziaływanie między podłożem a powierzchnią stopy, które następuje podczas fazy dwunożnego podparcia (w postaci modelu interakcji, p. 5.2.2).

Implementacji numerycznej podanych w pracy modeli biomechanicznych dokonywano za pomocą autorskich programów utworzonych w oprogramowaniu MATLAB. Segmentację modelu przeprowadzono zgodnie z podejściem Zatsiorky'ego [92, 93].

5.2.1.1. Model 6DOF

Do wymodelowania kinematyki i dynamiki poszczególnych faz chodu zaproponowano:

- 1) układ otwarty 6DOF (manipulator 6DOF), który jest stosowany do wymodelowania fazy jednożoznego podparcia (na rys. 5.3a przedstawiono model ogólny, na rys. 5.4a przedstawiono zaś model dostosowany do analizy ruchu);
- 2) układ zamknięty 6DOF, który jest stosowany do wymodelowania fazy dwunożnego podparcia (na rys. 5.3b przedstawiono model ogólny, na rys. 5.4b przedstawiono zaś model dostosowany do analizy ruchu).

Wpływ górnej części ciała wymodelowano w postaci siły skupionej G_7 (jest to ciężar górnej części ciała) i momentu tej siły M_{G7} . Założono, że siła ta i jej moment oddziałują na nogę podpartą.

Układ otwarty 6DOF jest opisany za pomocą nieliniowego układu sześciu równań różniczkowych:

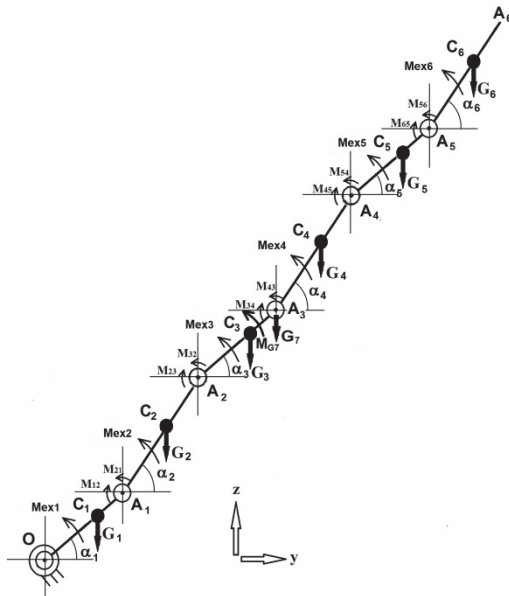
$$\begin{aligned}
 & A_{11} \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{12}(\alpha_1, \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{13}(\alpha_1, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{14}(\alpha_1, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{15}(\alpha_1, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{16}(\alpha_1, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_1 \\
 & A_{21}(\alpha_1, \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{22} \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{23}(\alpha_2, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{24}(\alpha_2, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{25}(\alpha_2, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{26}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_2 \\
 & A_{31}(\alpha_1, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{32}(\alpha_2, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{33} \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{34}(\alpha_3, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{35}(\alpha_3, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{36}(\alpha_3, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_3 \\
 & A_{41}(\alpha_1, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{42}(\alpha_2, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{43}(\alpha_3, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{44} \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{45}(\alpha_4, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{46}(\alpha_4, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_4 \\
 & A_{51}(\alpha_1, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{52}(\alpha_2, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{53}(\alpha_3, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{54}(\alpha_4, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{55} \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{56}(\alpha_5, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_5 \\
 & A_{61}(\alpha_1, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{62}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{63}(\alpha_3, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{64}(\alpha_4, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{65}(\alpha_5, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{66} \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_6
 \end{aligned} \tag{5.1}$$

gdzie: α_i – przemieszczenie obrotowe i -tego segmentu (i -ty kąt stawowy),

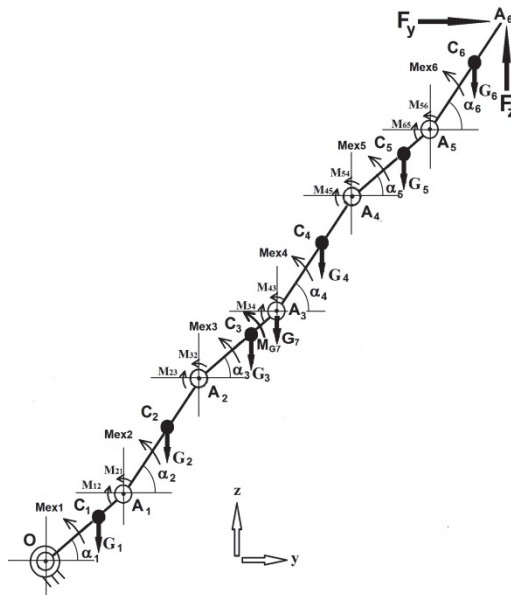
$\dot{\alpha}_i$ – prędkość kątowa i -tego segmentu,

$\ddot{\alpha}_i$ – przyspieszenie kątowe i -tego segmentu,

a)

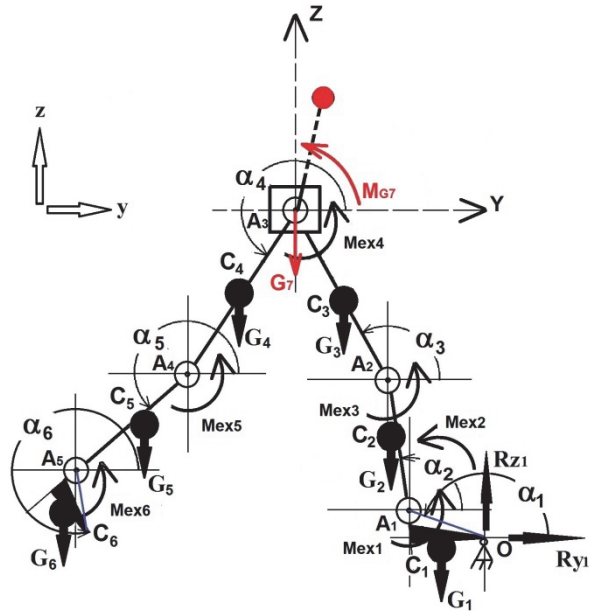


b)

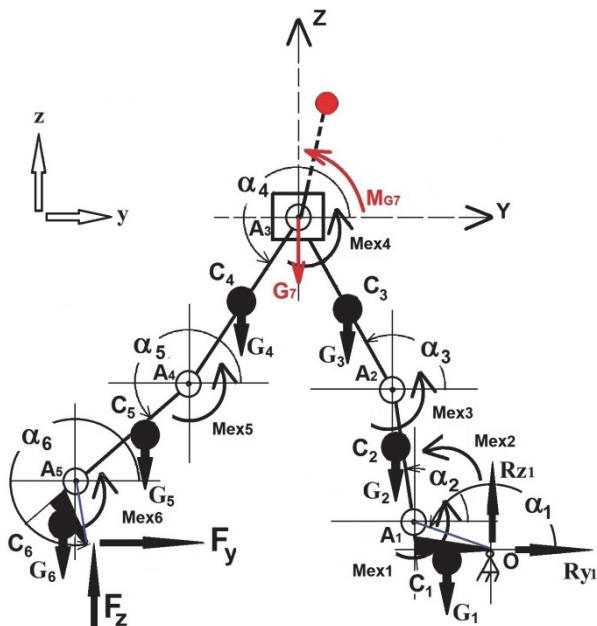


Rys. 5.3. Model 6DOF: a) układ otwarty 6DOF (manipulator 6DOF); b) układ zamknięty 6DOF (O – punkt podparcia modelu na podłożu; A_1 – staw skokowy kończyny dolnej podpartej; A_2 – staw kolanowy kończyny dolnej podpartej; A_3 – staw biodrowy; A_4 – staw kolanowy kończyny wymachującej; A_5 – staw skokowy kończyny wymachującej; A_6 – staw kolanowy kończyny wymachującej; α_i – kąt i -tego segmentu (każdy kąt jest mierzony jako współrzędna absolutna); G_i – siła ciężkości i -tego segmentu działająca w punkcie C_i ; M_{ij} – moment stawowy między i -tym a j -tym segmentem ($M_{ij} = M_{ji}$); M_{ext} – moment zewnętrzny działający na i -ty segment; F_y i F_z – komponent siły reakcji oddziaływania podłoża względem osi Y i Z ; Y – oś strzałkowa; Z – oś pionowa)

a)



b)



Rys. 5.4. Model 6DOF: a) układ otwarty 6DOF (manipulator 6DOF); b) układ zamknięty 6DOF (R_{y1} – składowa siły reakcji oddziałująca na kończynę podpartą względem osi Y ; R_{z1} – składowa siły reakcji oddziałująca na kończynę podpartą względem osi Z)

$$\begin{aligned}
M_1 &= M_{ex1} - M_{12} - L_1 \cdot \cos(\alpha_1) \cdot G_7 - \cos(\alpha_1) \cdot \left(S_1 \cdot m_1 \cdot g + L_1 \cdot g \cdot \sum_{i=2}^6 m_i \right) + \\
&\quad + L_1 \cdot \sin(\alpha_j - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_j)^2 \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^6 m_k \right) + \\
&\quad + L_1 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_6) \cdot S_6 \cdot m_6 \text{ dla } j = 2, 3, 4, 5; \\
M_2 &= M_{ex2} - M_{23} + M_{21} - L_2 \cdot \cos(\alpha_2) \cdot G_7 - \cos(\alpha_2) \cdot \left(S_2 \cdot m_2 \cdot g + L_2 \cdot g \cdot \sum_{i=3}^6 m_i \right) + \\
&\quad + L_1 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 \cdot \left(S_2 \cdot m_2 + L_2 \cdot \sum_{k=3}^6 m_k \right) + \\
&\quad + L_2 \cdot \sin(\alpha_j - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_j)^2 \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^6 m_k \right) + \\
&\quad + L_2 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6 \text{ dla } j = 3, 4, 5; \\
M_3 &= M_{ex3} - M_{34} + M_{32} + M_{G7} - L_3 \cdot \cos(\alpha_3) \cdot G_7 - \cos(\alpha_3) \cdot \left(S_3 \cdot m_3 \cdot g + L_3 \cdot g \cdot \sum_{i=4}^6 m_i \right) + \\
&\quad + L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot \left(S_3 \cdot m_3 + L_3 \cdot \sum_{k=4}^6 m_k \right) + \\
&\quad + L_3 \cdot \sin(\alpha_j - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_j)^2 \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^6 m_k \right) + \\
&\quad + L_3 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6 \text{ dla } n = 1, 2; j = 4, 5; \\
M_4 &= M_{ex4} - M_{45} + M_{43} - \cos(\alpha_4) \cdot \left(S_4 \cdot m_4 \cdot g + L_4 \cdot g \cdot \sum_{i=5}^6 m_i \right) + \\
&\quad + L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_4) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot \left(S_4 \cdot m_4 + L_4 \cdot \sum_{k=5}^6 m_k \right) + \\
&\quad + L_4 \cdot \sin(\alpha_5 - \alpha_4) \cdot (\dot{\alpha}_5)^2 \cdot (S_5 \cdot m_5 + L_5 \cdot m_6) + \\
&\quad + L_4 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_4) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6 \text{ dla } n = 1, 2, 3; \\
M_5 &= M_{ex5} - M_{56} + M_{54} - \cos(\alpha_5) \cdot (S_5 \cdot m_5 \cdot g + L_5 \cdot g \cdot m_6) + \\
&\quad + L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_5) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot (S_5 \cdot m_5 + L_4 \cdot m_6) + \\
&\quad + L_5 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_5) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6, \text{ dla } n = 1, 2, 3, 4; \\
M_6 &= M_{ex6} + M_{65} - \cos(\alpha_6) \cdot (S_6 \cdot m_6 \cdot g) + \\
&\quad + L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_6) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot (S_6 \cdot m_6), \text{ dla } n = 1, 2, 3, 4, 5;
\end{aligned}$$

$$A_{11} = J_1 + (L_1)^2 \cdot \sum_{i=2}^6 m_i$$

$$A_{1j} = L_1 \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_1) \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^6 m_k \right) \quad \text{dla } j = 2, 3, 4, 5$$

$$A_{16} = L_1 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_1)$$

$$A_{21} = L_1 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \left(S_2 \cdot m_2 + L_2 \cdot \sum_{k=3}^6 m_k \right)$$

$$A_{22} = J_2 + (L_2)^2 \cdot \sum_{i=3}^6 m_i$$

$$A_{2j} = L_2 \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_2) \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^6 m_k \right) \quad \text{dla } j = 3, 4, 5$$

$$A_{26} = L_2 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_2)$$

$$A_{3j} = L_j \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_3) \cdot \left(S_3 \cdot m_3 + L_3 \cdot \sum_{k=4}^6 m_k \right) \quad \text{dla } j = 1, 2$$

$$A_{33} = J_3 + (L_3)^2 \cdot \sum_{i=4}^6 m_i$$

$$A_{3j} = L_2 \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_3) \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^6 m_k \right) \quad \text{dla } j = 3, 4, 5$$

$$A_{36} = L_3 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_3)$$

$$A_{44} = J_4 + (L_4)^2 \cdot \sum_{i=5}^6 m_i$$

$$A_{45} = L_4 \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_4) \cdot (S_5 \cdot m_5 + L_5 \cdot m_6)$$

$$A_{46} = L_4 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_4)$$

$$A_{5j} = L_j \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_5) \cdot (S_5 \cdot m_5 + L_5 \cdot m_6) \quad \text{dla } j = 1, 2, 3, 4$$

$$A_{55} = J_5 + (L_5)^2 \cdot m_6$$

$$A_{56} = L_5 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_5)$$

$$A_{6j} = L_j \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_6) \cdot (S_6 \cdot m_6) \quad \text{dla } j = 1, 2, 3, 4, 5$$

$$A_{66} = J_6$$

- g – przyspieszenie ziemskie,
 L_1 – długość pierwszego segmentu OA_1 ,
 L_2 – długość drugiego segmentu A_1A_2 ,
 L_3 – długość trzeciego segmentu A_2A_3 ,
 L_4 – długość czwartego segmentu A_3A_4 ,
 L_5 – długość piątego segmentu A_4A_5 ,

- L_6 – długość szóstego segmentu A_5A_6 ,
 S_1 – promień wodzący segmentu OC_1 ,
 S_2 – promień wodzący segmentu A_1C_2 ,
 S_3 – promień wodzący segmentu A_2C_3 ,
 S_4 – promień wodzący segmentu A_3C_4 ,
 S_5 – promień wodzący segmentu A_4C_5 ,
 S_6 – promień wodzący segmentu A_5C_6 ,
 m_j – masa j -tego segmentu,
 J_j – moment bezwładności j -tego segmentu względem punktu proksymalnego,
 $M_{exj} = M_{exj}(t)$ – moment zewnętrzny działający na j -ty segment zależny od zmiennej czasu t .

Układ zamknięty 6DOF jest układem nadmiarowym, który jest opisany nieliniowym układem sześciu równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
 & A_{11} \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{12}(\alpha_1, \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{13}(\alpha_1, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{14}(\alpha_1, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{15}(\alpha_1, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{16}(\alpha_1, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_1 - L_1 \cdot \sin(\alpha_1) \cdot F_y + L_1 \cdot \cos(\alpha_1) \cdot F_z \\
 & A_{21}(\alpha_1, \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{22} \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{23}(\alpha_2, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{24}(\alpha_2, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{25}(\alpha_2, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{26}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_2 - L_2 \cdot \sin(\alpha_2) \cdot F_y + L_2 \cdot \cos(\alpha_2) \cdot F_z \\
 & A_{31}(\alpha_1, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{32}(\alpha_2, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{33} \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{34}(\alpha_3, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{35}(\alpha_3, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{36}(\alpha_3, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_3 - L_3 \cdot \sin(\alpha_3) \cdot F_y + L_3 \cdot \cos(\alpha_3) \cdot F_z \\
 & A_{41}(\alpha_1, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{42}(\alpha_2, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{43}(\alpha_3, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{44} \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{45}(\alpha_4, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{46}(\alpha_4, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_4 - L_4 \cdot \sin(\alpha_4) \cdot F_y + L_4 \cdot \cos(\alpha_4) \cdot F_z \\
 & A_{51}(\alpha_1, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{52}(\alpha_2, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{53}(\alpha_3, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{54}(\alpha_4, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{55} \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{56}(\alpha_5, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_5 - L_5 \cdot \sin(\alpha_5) \cdot F_y + L_5 \cdot \cos(\alpha_5) \cdot F_z \\
 & A_{61}(\alpha_1, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{62}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{63}(\alpha_3, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{64}(\alpha_4, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{65}(\alpha_5, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
 & \quad + A_{66} \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_6 - M(F_y) + M(F_z)
 \end{aligned} \tag{5.2}$$

gdzie: $M(F_y)$ i $M(F_z)$ – momenty pochodzące od składowych reakcji podłoża, które działają na szósty segment A_5A_6 .

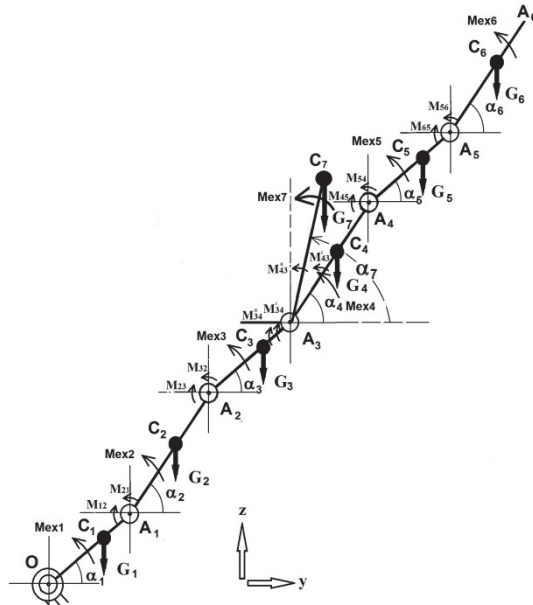
5.2.1.2. Model 7DOF

Do wymodelowania kinematyki i dynamiki poszczególnych faz chodu zaproponowano:

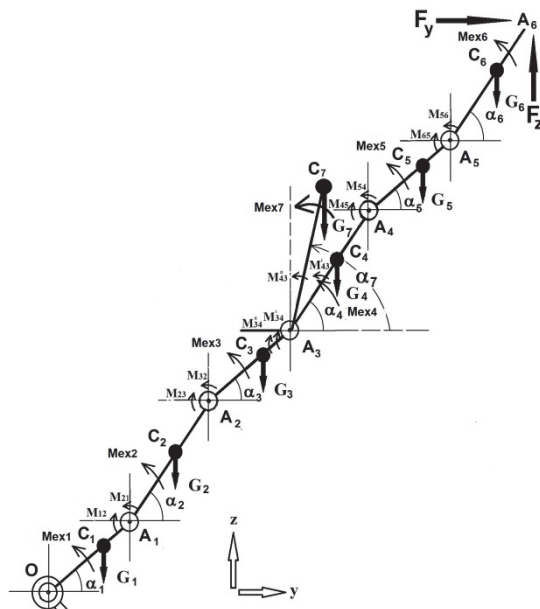
- 1) układ otwarty 7DOF (manipulator 7DOF), który jest stosowany do wymodelowania fazy jednożoźnego podparcia (na rys. 5.5a przedstawiono model ogólny, na rys. 5.6a przedstawiono zaś model dostosowany do analizy ruchu);
- 2) układ zamknięty 7DOF, który jest stosowany do wymodelowania fazy dwunożny podparcia (na rys. 5.5b przedstawiono model ogólny, na rys. 5.6b przedstawiono zaś model dostosowany do analizy ruchu).

Wpływ górnej części ciała wymodelowano w postaci siódmego segmentu, którego siła ciężkości działa w punkcie C_7 .

a)

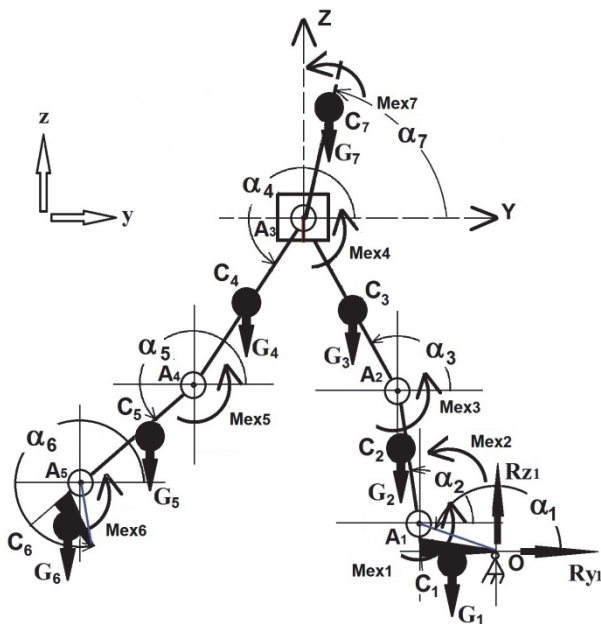


b)

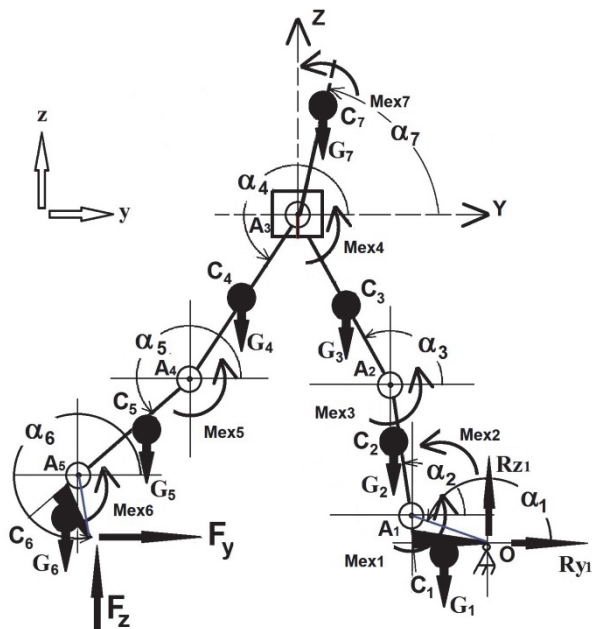


Rys. 5.5. Model 7DOF: a) układ otwarty 7DOF (manipulator 7DOF); b) układ zamknięty 7DOF (oznaczenia symboli podano w opisach rys. 5.3, 5.4)

a)



b)



Rys. 5.6. Model 7DOF: a) układ otwarty 7DOF (manipulator 7DOF); b) układ zamknięty 7DOF (oznaczenia symboli podano w opisach rys. 5.3, 5.4)

Układ otwarty 7DOF jest opisany nieliniowym układem siedmiu równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
& A_{11} \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{12}(\alpha_1, \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{13}(\alpha_1, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{14}(\alpha_1, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{15}(\alpha_1, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{16}(\alpha_1, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 + A_{17}(\alpha_1, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_7 = M_1 - L_1 \cdot \sin(\alpha_1) \cdot F_y + L_1 \cdot \cos(\alpha_1) \cdot F_z \\
& A_{21}(\alpha_1, \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{22} \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{23}(\alpha_2, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{24}(\alpha_2, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{25}(\alpha_2, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{26}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 + A_{27}(\alpha_2, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_7 = M_2 - L_2 \cdot \sin(\alpha_2) \cdot F_y + L_2 \cdot \cos(\alpha_2) \cdot F_z \\
& A_{31}(\alpha_1, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{32}(\alpha_2, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{33} \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{34}(\alpha_3, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{35}(\alpha_3, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{36}(\alpha_3, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 + A_{37}(\alpha_3, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_7 = M_3 - L_3 \cdot \sin(\alpha_3) \cdot F_y + L_3 \cdot \cos(\alpha_3) \cdot F_z \quad (5.3) \\
& A_{41}(\alpha_1, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{42}(\alpha_2, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{43}(\alpha_3, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{44} \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{45}(\alpha_4, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{46}(\alpha_4, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_4 - L_4 \cdot \sin(\alpha_4) \cdot F_y + L_4 \cdot \cos(\alpha_4) \cdot F_z \\
& A_{51}(\alpha_1, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{52}(\alpha_2, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{53}(\alpha_3, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{54}(\alpha_4, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{55} \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{56}(\alpha_5, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_5 - L_5 \cdot \sin(\alpha_5) \cdot F_y + L_5 \cdot \cos(\alpha_5) \cdot F_z \\
& A_{61}(\alpha_1, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{62}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{63}(\alpha_3, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{64}(\alpha_4, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{65}(\alpha_5, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{66} \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_6 \\
& A_{71}(\alpha_1, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{72}(\alpha_2, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{73}(\alpha_3, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{77} \cdot \ddot{\alpha}_7 = M_7
\end{aligned}$$

gdzie:

$$\begin{aligned}
M_1 &= M_{ex1} - M_{12} - \cos(\alpha_1) \cdot \left(S_1 \cdot m_1 \cdot g + L_1 \cdot g \cdot \sum_{i=2}^7 m_i \right) + \\
& \quad + L_1 \cdot \sin(\alpha_j - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_j)^2 \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^7 m_k \right) + \\
& \quad + L_1 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6 + \\
& \quad + L_1 \cdot \sin(\alpha_7 - \alpha_1) \cdot (\dot{\alpha}_7)^2 \cdot S_7 \cdot m_7 \quad \text{dla } j = 2, 3, 4, 5; \\
M_2 &= M_{ex2} - M_{23} + M_{21} - \cos(\alpha_2) \cdot \left(S_2 \cdot m_2 \cdot g + L_2 \cdot g \cdot \sum_{i=3}^7 m_i \right) + \\
& \quad + L_1 \cdot \sin(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_1)^2 \cdot \left(S_2 \cdot m_2 + L_2 \cdot \sum_{k=3}^7 m_k \right) + \\
& \quad + L_2 \cdot \sin(\alpha_j - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_j)^2 \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^6 m_k \right) + \\
& \quad + L_2 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6 + \\
& \quad + L_1 \cdot \sin(\alpha_7 - \alpha_2) \cdot (\dot{\alpha}_7)^2 \cdot S_7 \cdot m_7 \quad \text{dla } j = 3, 4, 5; \\
M_3 &= M_{ex3} - M_{34} + M_{32} - \cos(\alpha_3) \cdot \left(S_3 \cdot m_3 \cdot g + L_3 \cdot g \cdot \sum_{i=4}^7 m_i \right) +
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& +L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot \left(S_3 \cdot m_3 + L_3 \cdot \sum_{k=4}^7 m_k \right) + \\
& +L_3 \cdot \sin(\alpha_j - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_j)^2 \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^6 m_k \right) + \\
& +L_3 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6 + \\
& +L_1 \cdot \sin(\alpha_7 - \alpha_3) \cdot (\dot{\alpha}_7)^2 \cdot S_7 \cdot m_7 \quad \text{dla } n = 1, 2; j = 4, 5; \\
M_4 = & M_{ex4} - M_{45} + M'_{43} - \cos(\alpha_4) \cdot \left(S_4 \cdot m_4 \cdot g + L_4 \cdot g \cdot \sum_{i=5}^6 m_i \right) + \\
& +L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_4) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot \left(S_4 \cdot m_4 + L_4 \cdot \sum_{k=5}^6 m_k \right) + \\
& +L_4 \cdot \sin(\alpha_5 - \alpha_4) \cdot (\dot{\alpha}_5)^2 \cdot (S_5 \cdot m_5 + L_5 \cdot m_6) + \\
& +L_4 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_4) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6 \quad \text{dla } n = 1, 2, 3; \\
M_5 = & M_{ex5} - M_{56} + M_{54} - \cos(\alpha_5) \cdot (S_5 \cdot m_5 \cdot g + L_5 \cdot g \cdot m_6) + \\
& +L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_5) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot (S_5 \cdot m_5 + L_4 \cdot m_6) + \\
& +L_5 \cdot \sin(\alpha_6 - \alpha_5) \cdot (\dot{\alpha}_6)^2 \cdot S_6 \cdot m_6, \quad \text{dla } n = 1, 2, 3, 4; \\
M_6 = & M_{ex6} + M_{65} - \cos(\alpha_6) \cdot (S_6 \cdot m_6 \cdot g) + \\
& +L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_6) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot (S_6 \cdot m_6), \quad \text{dla } n = 1, 2, 3, 4, 5; \\
M_7 = & M_{ex7} + M''_{43} - \cos(\alpha_7) \cdot (S_7 \cdot m_7 \cdot g) + \\
& +L_n \cdot \sin(\alpha_n - \alpha_7) \cdot (\dot{\alpha}_n)^2 \cdot (S_7 \cdot m_7), \quad \text{dla } n = 1, 2, 3; \\
M_{34} = & M'_{34} + M''_{34} = M'_{43} + M''_{43} \\
A_{11} = & J_1 + (L_1)^2 \cdot \sum_{i=2}^7 m_i \\
A_{1j} = & L_1 \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_1) \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^7 m_k \right) \quad \text{dla } j = 2, 3, 4, 5 \\
A_{16} = & L_1 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_1) \\
A_{17} = & L_1 \cdot S_7 \cdot m_7 \cdot \cos(\alpha_7 - \alpha_1) \\
A_{21} = & L_1 \cdot \cos(\alpha_1 - \alpha_2) \cdot \left(S_2 \cdot m_2 + L_2 \cdot \sum_{k=3}^7 m_k \right) \\
A_{22} = & J_2 + (L_2)^2 \cdot \sum_{i=3}^7 m_i
\end{aligned}$$

$$A_{2j} = L_2 \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_2) \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^7 m_k \right) \quad \text{dla } j = 3, 4, 5.$$

$$A_{26} = L_2 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_2)$$

$$A_{27} = L_2 \cdot S_7 \cdot m_7 \cdot \cos(\alpha_7 - \alpha_2)$$

$$A_{3j} = L_j \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_3) \cdot \left(S_3 \cdot m_3 + L_3 \cdot \sum_{k=4}^7 m_k \right) \quad \text{dla } j = 1, 2$$

$$A_{33} = J_3 + (L_3)^2 \cdot \sum_{i=4}^7 m_i$$

$$A_{3j} = L_2 \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_3) \cdot \left(S_j \cdot m_j + L_j \cdot \sum_{k=j+1}^7 m_k \right) \quad \text{dla } j = 3, 4, 5$$

$$A_{36} = L_3 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_3)$$

$$A_{37} = L_3 \cdot S_7 \cdot m_7 \cdot \cos(\alpha_7 - \alpha_3)$$

$$A_{4j} = L_j \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_4) \cdot \left(S_4 \cdot m_4 + L_4 \cdot \sum_{k=5}^6 m_k \right) \quad \text{dla } j = 1, 2, 3$$

$$A_{44} = J_4 + (L_4)^2 \cdot \sum_{i=5}^6 m_i$$

$$A_{45} = L_4 \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_4) \cdot (S_5 \cdot m_5 + L_5 \cdot m_6)$$

$$A_{46} = L_4 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_4)$$

$$A_{47} = 0$$

$$A_{5j} = L_j \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_5) \cdot (S_5 \cdot m_5 + L_5 \cdot m_6) \quad \text{dla } j = 1, 2, 3, 4$$

$$A_{55} = J_5 + (L_5)^2 \cdot m_6$$

$$A_{56} = L_5 \cdot S_6 \cdot m_6 \cdot \cos(\alpha_6 - \alpha_5)$$

$$A_{57} = 0$$

$$A_{6j} = L_j \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_6) \cdot (S_6 \cdot m_6) \quad \text{dla } j = 1, 2, 3, 4, 5$$

$$A_{66} = J_6$$

$$A_{67} = 0$$

$$A_{7j} = L_j \cdot \cos(\alpha_j - \alpha_7) \cdot (S_7 \cdot m_7) \quad \text{dla } j = 1, 2, 3$$

$$A_{74} = A_{75} = A_{76} = 0$$

$$A_{77} = J_7$$

L_7 – długość siódmego segmentu A_3A_7 ,

S_7 – promień wodzący segmentu A_3C_7 .

Układ zamknięty 7DOF jest układem nadmiarowym, który jest opisany układem nieliniowym siedmiu równań różniczkowych:

$$\begin{aligned}
& A_{11} \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{12}(\alpha_1, \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{13}(\alpha_1, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{14}(\alpha_1, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{15}(\alpha_1, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{16}(\alpha_1, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 + A_{17}(\alpha_1, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_7 = M_1 \\
& A_{21}(\alpha_1, \alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{22} \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{23}(\alpha_2, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{24}(\alpha_2, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{25}(\alpha_2, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{26}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 + A_{27}(\alpha_2, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_7 = M_2 \\
& A_{31}(\alpha_1, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{32}(\alpha_2, \alpha_3) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{33} \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{34}(\alpha_3, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{35}(\alpha_3, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{36}(\alpha_3, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 + A_{37}(\alpha_3, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_7 = M_3 \\
& A_{41}(\alpha_1, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{42}(\alpha_2, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{43}(\alpha_3, \alpha_4) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{44} \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{45}(\alpha_4, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{46}(\alpha_4, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_4 \\
& A_{51}(\alpha_1, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{52}(\alpha_2, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{53}(\alpha_3, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{54}(\alpha_4, \alpha_5) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{55} \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{56}(\alpha_5, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_5 \\
& A_{61}(\alpha_1, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{62}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{63}(\alpha_3, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{64}(\alpha_4, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_4 + A_{65}(\alpha_5, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_5 + \\
& \quad + A_{66} \cdot \ddot{\alpha}_6 = M_6 - M(F_y) + M(F_z) \\
& A_{71}(\alpha_1, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_1 + A_{72}(\alpha_2, \alpha_6) \cdot \ddot{\alpha}_2 + A_{73}(\alpha_3, \alpha_7) \cdot \ddot{\alpha}_3 + A_{77} \cdot \ddot{\alpha}_7 = M_7
\end{aligned} \tag{5.4}$$

5.2.2. Model interakcji z podłożem

Do wymodelowania interakcji z podłożem zastosowano dwa podejścia. Przy rozwiązaniu zadania odwrotnego dynamiki wartości składowych siły reakcji oddziaływania podłoża (F_y, F_z) zgodnych z osiami Y i Z mogą być zadane jako zewnętrzne wartości wejściowe (wartości tych składowych mogą być zmierzone za pomocą platformy dynamometrycznej). Przy rozwiązaniu zadania prostego dynamiki interakcję z podłożem można wymodelować za pomocą przyłożenia obciążenia zewnętrznego, które powoduje pozostanie stopy wchodzącej w kontakt z podłożem w zadanym wąskim przedziale poziomu podłoża. Do zrealizowania tego wymagania zastosowano schemat obliczeniowy opisany w p. 5.2.2.1.

5.2.2.1. Model interakcji z podłożem: zadanie proste dynamiki

W kroku przekroczenia zadanej wartości poziomu podłoża sprawdza się, czy przekroczenie znajduje się w wyznaczonym zadanym wąskim przedziale poziomu podłoża.

W przypadku wyjścia poza ten przedział należy zmniejszyć krok rozwiązania i ponownie przeprowadzić obliczenia w celu uzyskania położenia punktu styku stopy w zadanym zakresie.

Po uzyskaniu punktu styku stopy w zadanym wąskim przedziale poziomu podłoża oblicza się siłę podtrzymującą, niezbędną do utrzymania układu w zadanym położeniu. Jest ona przedstawiona w postaci dwóch składowych: składowej pionowej F_{sup_z} i składowej poziomej F_{sup_y} . Wartości składowych są obliczane na podstawie założenia, że interakcja w i -tym kroku (opisana za pomocą kąta α_{6_i} , prędkości kątowej $\dot{\alpha}_{6_i}$ i przyspieszenia kątownego $\ddot{\alpha}_{6_i}$) prowadzi do uzyskania granicznego kąta α_{6_max} oraz zerowej wartości prędkości kątowej $\dot{\alpha}_{6_max}$ i zerowego przyspieszenia kątownego $\ddot{\alpha}_{6_max}$. W celu spełnienia tego warunku najpierw oblicza się moment podtrzymujący M_{sup} , powstały w i -tym kroku:

$$M_{sup} = M_{A5}(\alpha_{6_max}) - M_{A5}(\alpha_{6_i}) \tag{5.5}$$

gdzie: $M_{A_5}(\alpha_{6_max})$ – moment sił obliczony z równania (5.1) lub (5.3) dla punktu A_5 z uwzględnieniem, iż $\alpha_6 = \alpha_{6_max}$, $\dot{\alpha}_6 = 0$ i $\ddot{\alpha}_6 = 0$,

$M_{A_5}(\alpha_{6_i})$ – moment sił obliczony z równania (5.1) lub (5.3) dla punktu A_5 z uwzględnieniem, iż $\alpha_6 = \alpha_{6_i}$, $\dot{\alpha}_6 = \dot{\alpha}_{6_i}$ i $\ddot{\alpha}_6 = \ddot{\alpha}_{6_i}$.

Wtedy składowa pionowa i składowa pozioma siły podtrzymującej (F_{sup_z} , F_{sup_y}) są obliczane z następujących wzorów:

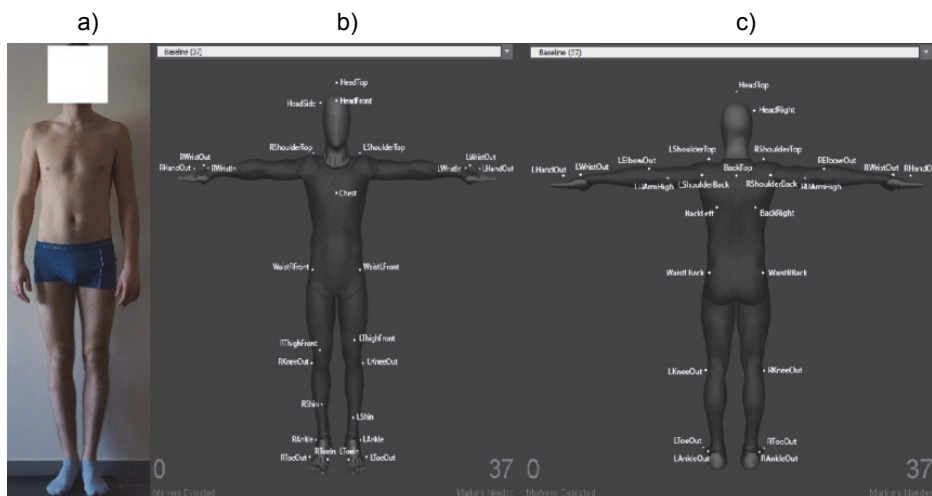
$$F_{sup_z} = M_{sup} / \left(L_6 \cdot \left(\cos(\alpha_{6_max}) - \mu \cdot \sin(\alpha_{6_max}) \right) \right) \quad (5.6)$$

gdzie: μ – współczynnik tarcia między podszewką stopy a nawierzchnią kontaktu:

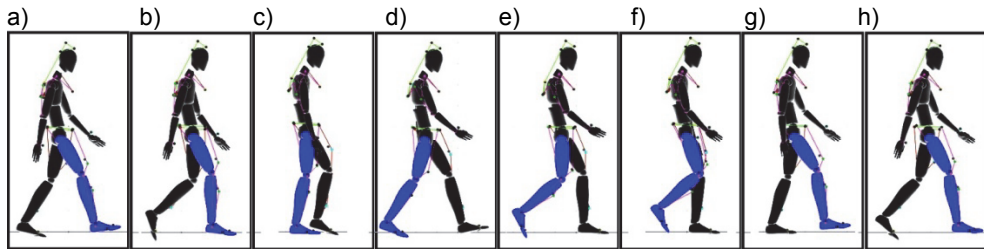
$$F_{sup_y} = \mu \cdot F_{sup_z} \quad (5.7)$$

5.2.3. Metoda weryfikacji i analiza wyników

Weryfikację zaproponowanych modeli wykonano dla zadania odwrotnego dynamiki [68]. W tym celu badaniom doświadczalnym poddano zdrową osobę płci męskiej (o masie 70,2 kg i wzroście 183 cm), bez schorzeń nerwowo-mięśniowo-szkieletowych (rys. 5.7a). Do wyznaczenia danych kinematycznych zastosowano protokół systemu do analizy ruchu *OptiTrack Flex 13* (rys. 5.7), dane kinetyczne wyznaczono zaś za pomocą platformy dynamometrycznej (podane systemy pomiarowe znajdują się w posiadaniu Katedry Automatyki, Biomechaniki i Mechatroniki Wydziału Mechanicznego Politechniki Łódzkiej). Do analizy zastosowano środkowy przedział nagrania ruchu wykonanego przez osobę chodzącą boso z otwartymi oczami. Poszczególne fazy chodu wyznaczono za pomocą analizy postury przeprowadzonej przy użyciu systemu do analizy ruchu (rys. 5.8).



Rys. 5.7. Osoba badana (a); ustawienie markerów – widok z przodu (b); ustawienie markerów – widok z tyłu (c) [169]

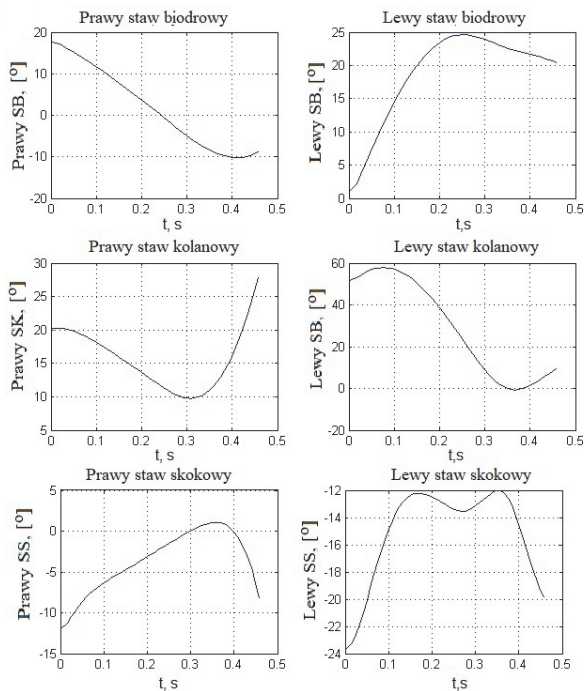


Rys. 5.8. Postura osoby badanej podczas wykonania jednego pełnego kroku: a) faza podparcia dwunożnego; b) faza podparcia jednożnego (prawa kończyna w stanie *foot-flat*, lewa – w stanie *toe-off*); c) faza podparcia jednożnego (prawa kończyna w stanie podparcia, lewa – w wymachu hamującym); d) faza podparcia dwunożnego; e) faza podparcia jednożnego (lewa kończyna w stanie *foot-flat*, prawa – w stanie *toe-off*); f) faza podparcia jednożnego (lewa kończyna w stanie podparcia, prawa – w stanie wymachu); g) faza podparcia jednożnego (lewa kończyna w stanie podparcia, prawa – w stanie wymachu hamującego); h) faza podparcia dwunożnego [169]

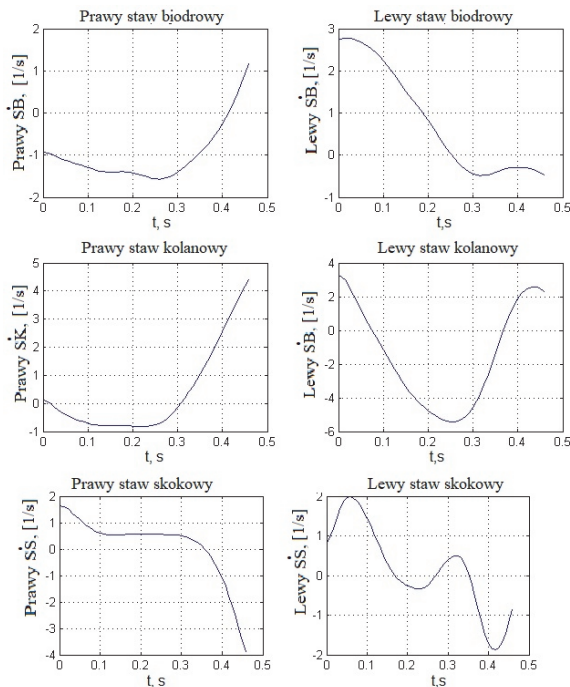
Położenie środków masy (ciężkości) wszystkich wyznaczonych segmentów (prawej i lewej stopy, prawej i lewej goleni, prawego i lewego podudzia oraz górnej części ciała) zostało obliczone dla każdej klatki zarejestrowanej przez system do analizy ruchu. Do obliczeń zastosowano segmentację według metody Zatsiorsky'ego oraz zasad mechaniki, przy założeniu, że osoba badana znajduje się w jednorodnym polu sił ciężkości opisanym stałym przyspieszeniem grawitacyjnym równym $g = 9,8 \text{ m/s}^2$.

Na podstawie danych przemieszczeń poszczególnych markerów obliczono kąty poszczególnych segmentów. Na rys. 5.9 podano względne przemieszczenia kątowe obliczone zgodnie z [151]: $SB = \alpha_3 - \alpha_7$; $SK = \alpha_3 - \alpha_2$; $SS = \alpha_1 - \alpha_2 - \pi/2$. Do uzyskania prędkości kątowych i przyspieszeń kątowych zastosowano: 1) procedurę filtrowania danych (filtr Butterwortha IV rodzaju z częstotliwością obcinania 5 Hz); 2) metodę splinów trzeciego stopnia (*cubic spline interpolation*); 3) różniczkowanie trójpunktową metodą różnic (*three point difference method*). Do analizy przyjęto dane uzyskane w kroku środkowym dla fazy jednożnego podparcia [0; 0,3917]s, co odpowiada [10; 50]% kroku (rys. 5.8b, 5.8c), i następującej fazy dwunożnego podparcia [0,3917; 0,458]s, co odpowiada [50; 58]% kroku (rys. 5.8d). Na rys. 5.10, 5.11 przedstawiono przebiegi względnych prędkości kątowych oraz względnych przyspieszeń kątowych.

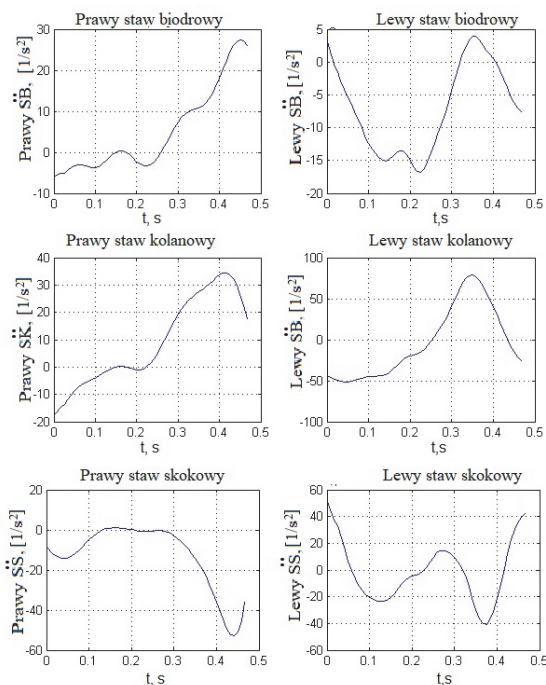
Procedurę weryfikacji przeprowadzono poprzez porównanie składowej pionowej siły interakcji z podłożem zmierzonej podczas chodu za pomocą platformy dynamometrycznej ze składową pionową siłą uzyskaną w wyniku obliczeń numerycznych dla modelu 6DOF (rys. 5.12) i dla modelu 7DOF (rys. 5.13). Ponadto, w celu głębszej analizy porównano także: 1) składową poziomą zmierzoną podczas chodu za pomocą platformy dynamometrycznej ze składową poziomą uzyskaną w wyniku obliczeń numerycznych dla modelu 6DOF (rys. 5.14) i dla modelu 7DOF (rys. 5.15); 2) moment oddziaływania podłoża M_{Gr} zmierzony podczas chodu za pomocą platformy dynamometrycznej z momentem uzyskanym w wyniku obliczeń numerycznych dla modelu 6DOF (rys. 5.16) i dla modelu 7DOF (rys. 5.17).



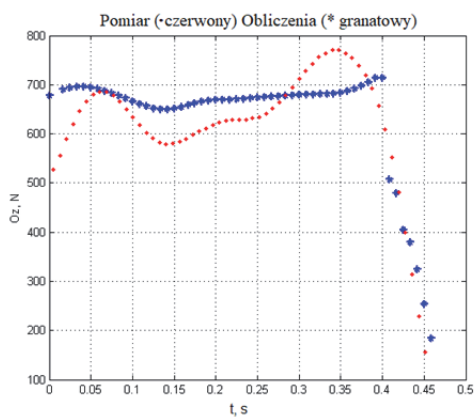
Rys. 5.9. Dane kinematyczne: względne przemieszczenie kątowe [169]



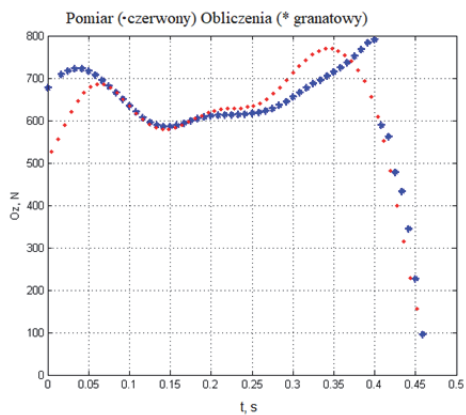
Rys. 5.10. Dane kinematyczne: względne prędkości kątowe [169]



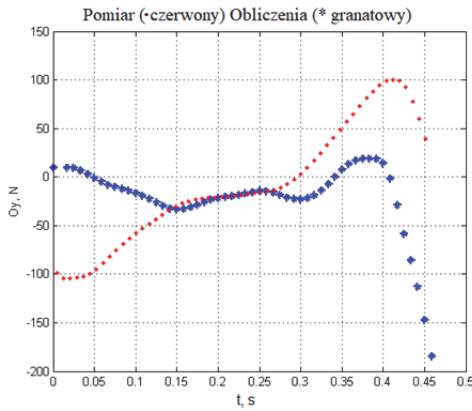
Rys. 5.11. Dane kinematyczne: względne przyspieszenia kątowe [169]



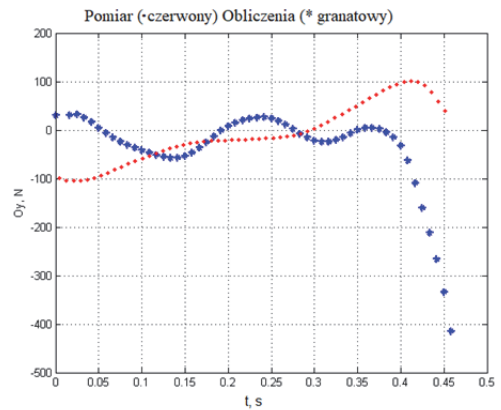
Rys. 5.12. Składowa pionowa siły powstała w wyniku interakcji z podłożem: wynik doświadczalny i wynik obliczony dla modelu 6DOF



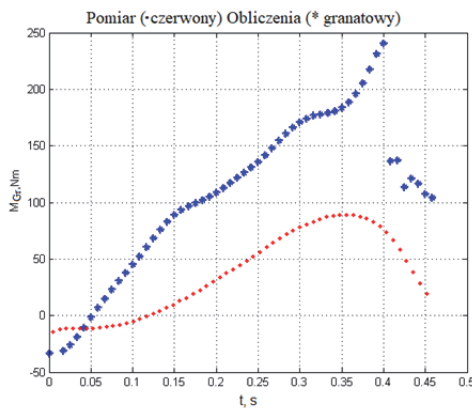
Rys. 5.13. Składowa pionowa siły powstała w wyniku interakcji z podłożem: wynik doświadczalny i wynik obliczony dla modelu 7DOF



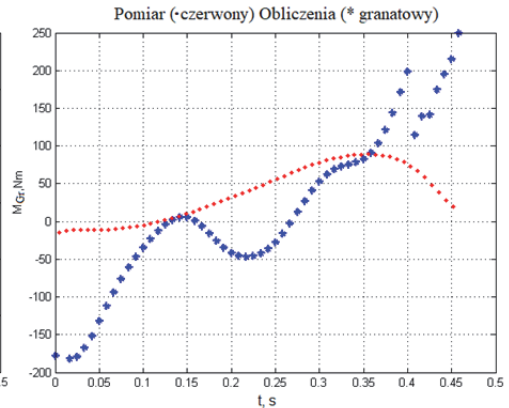
Rys. 5.14. Składowa pozioma siły powstała w wyniku interakcji z podłożem: wynik doświadczalny i wynik obliczony dla modelu 6DOF



Rys. 5.15. Składowa pozioma siły powstała w wyniku interakcji z podłożem: wynik doświadczalny i wynik obliczony dla modelu 7DOF



Rys. 5.16. Moment oddziaływania podłoża M_{Gr} powstały w wyniku interakcji z podłożem: wynik doświadczalny i wynik obliczony dla modelu 6DOF



Rys. 5.17. Moment oddziaływania podłoża M_{Gr} powstały w wyniku interakcji z podłożem: wynik doświadczalny i wynik obliczony dla modelu 7DOF

Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić:

- 1) W fazie jednołożnego podparcia [10–50]% składowa pionowej siły interakcji z podłożem uzyskana w wyniku obliczeń numerycznych dla modelu 6DOF (rys. 5.12) częściowo pokrywa się ze składową zmierzoną, natomiast w fazie dwunożnego podparcia [50–58]% składowa pionowej siły interakcji z podłożem uzyskana w wyniku obliczeń numerycznych dla modelu 6DOF prawie całkowicie pokrywa się ze składową zmierzoną.
- 2) W fazie jednołożnego i dwunożnego podparcia [10–58]% składowa pionowej siły interakcji z podłożem uzyskana w wyniku obliczeń numerycznych dla modelu 7DOF (rys. 5.13) pokrywa się ze składową zmierzoną, szczególnie w okresie [15; 40]%
- 3) W fazie jednołożnego podparcia [10–50]% i fazie dwunożnego podparcia [50–58]% składowa pozioma zmierzona podczas chodu oraz składowa pozioma uzyskana w wy-

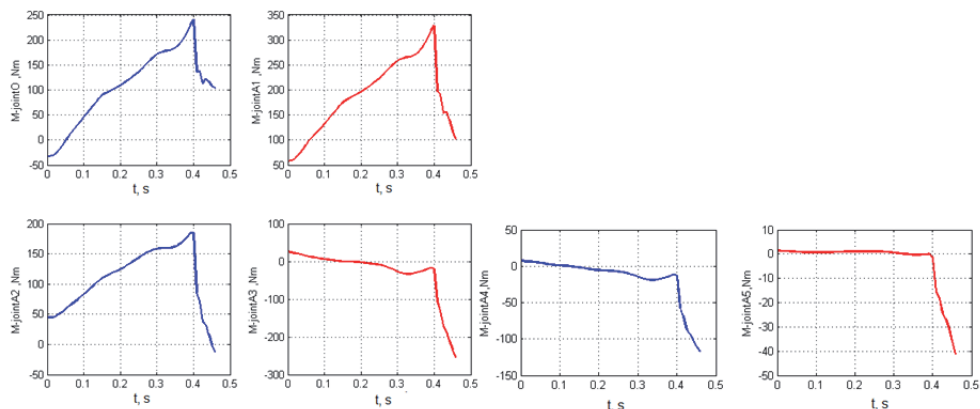
niku obliczeń numerycznych dla modelu 6DOF (rys. 5.14) są zbieżne w okresie środkowym, dla modelu 7DOF (rys. 5.15) zbieżność występuje zaś tylko w kilku punktach.

- 4) W fazie jednołożnego podparcia [10–50]% i fazie dwunożnego podparcia [50–58]% moment oddziaływania podłoża M_{Gr} uzyskany w wyniku obliczeń numerycznych dla modelu 7DOF (rys. 5.16) jest bardziej zbliżony do momentu zmierzonego niż dla modelu 6DOF (rys. 5.17).

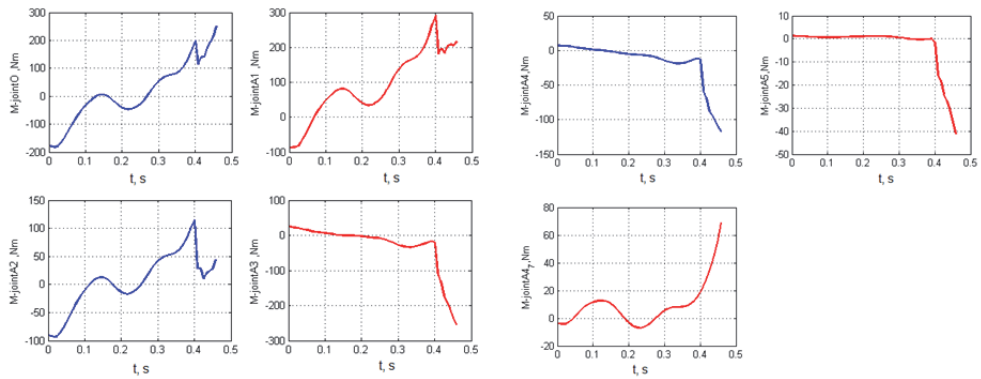
Należy także zauważyć, że na uzyskane wyniki obliczeń wpływ miały następujące czynniki:

- 1) metoda segmentacji, która pozwala na uzyskanie długości i mas poszczególnych części ciała (segmentów) oraz znalezienie położenia środków tych mas (w pracy przeprowadzono segmentację zgodnie z metodą Zatsiorsky'ego, która zakłada, że części ciała są traktowane jako walce jednorodne);
- 2) długość segmentu stopy opierającej się na podłożu, tzn. L_1 (w pracy przyjęto, że długość ta jest stała);
- 3) wartości momentów bezwładności poszczególnych segmentów, które wpływają na dynamikę układu (w pracy momenty bezwładności poszczególnych segmentów uzyskano za pomocą metody Zatsiorsky'ego);
- 4) metoda obróbki danych kinematycznych stosowana do uzyskania prędkości kątowych i przyspieszeń kątowych, która z założenia powinna ograniczyć uzyskanie niefizjologicznych skoków wartości;
- 5) dane opisujące położenie górnej części ciała dla modelu 6DOF (masa górnej części ciała oraz jej lokalizacja w stosunku do stawu biodrowego modelu);
- 6) dane opisujące siódmy segment modelu 7DOF (masę m_7 , długość L_7 , promień wodzący S_7 i centralny moment bezwładności J_7).

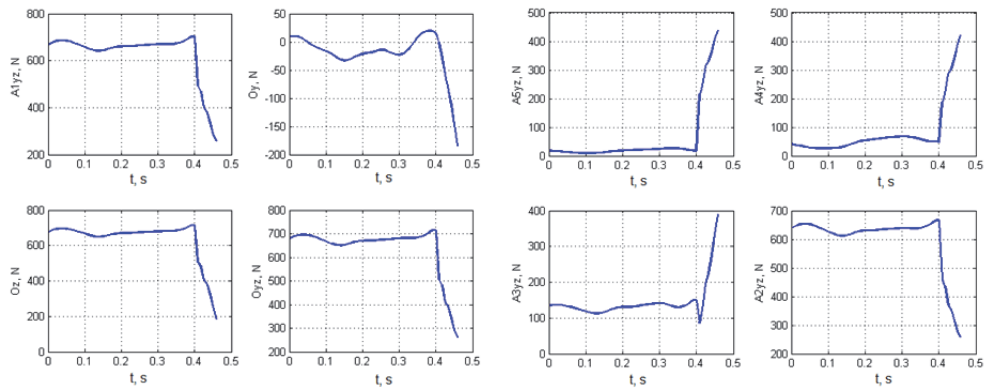
W celu przeprowadzenia analizy kinetycznej wyznaczono także momenty stawowe i siły reakcji stawowych w poszczególnych stawach: dla modelu 6DOF (rys. 5.18, 5.20); dla modelu 7DOF (rys. 5.19, 5.21).



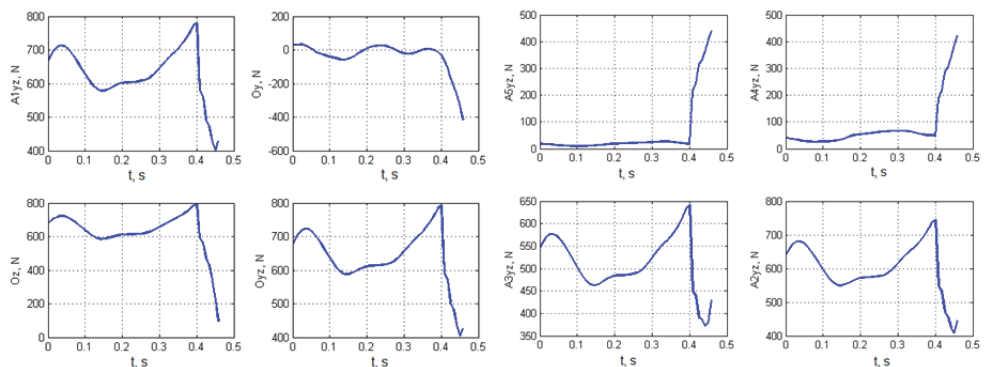
Rys. 5.18. Wynik obliczeń dla modelu 6DOF: momenty stawowe



Rys. 5.19. Wynik obliczeń dla modelu 7DOF: momenty stawowe



Rys. 5.20. Wynik obliczeń dla modelu 6DOF: siły reakcji stawowych



Rys. 5.21. Wynik obliczeń dla modelu 7DOF: siły reakcji stawowych

Porównując wyniki momentów stawowych obliczonych i opublikowanych w [151], można wywnioskować, że wyniki wyznaczone dla modelu 6DOF są bardziej zbliżone do wyników opublikowanych. Z kolei wyniki uzyskane dla modelu 7DOF są zgodne jedynie z wynikami opublikowanymi dla fazy jednopodporowej. Należy zatem przeprowadzić ko-

lejne badania doświadczalne i numeryczne w celu wyjaśnienia przyczyny rozbieżności wyników dla modelu 7DOF w fazie dwupodporowej.

5.2.4. Uwagi do stosowania płaskich biomechanicznych modeli chodu

Opisane powyżej modele biomechaniczne można stosować do rozwiązania prostego oraz odwrotnego zadania dynamiki. Weryfikację zaproponowanych modeli przeprowadzono na drodze porównania wyników otrzymanych w badaniach doświadczalnych chodu w płaszczyźnie strzałkowej ciała z wynikami numerycznymi uzyskanymi z rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki. Na podstawie rezultatów weryfikacji stwierdzono, że:

- 1) model 6DOF pozwala uzyskać zblżoną wartość składowej pionowej reakcji podłoża podczas etapu jednołożnego i dwunożnego podparcia, przy czym prawie całkowicie odtwarza poziomą składową reakcji podłoża w środkowym etapie jednołożnego podparcia;
- 2) model 7DOF pozwala uzyskać bardzo zblżoną wartość składowej pionowej reakcji podłoża podczas etapu jednołożnego i dwunożnego podparcia, przy tym tylko częściowo odtwarza poziomą składową reakcji podłoża.

Należy też pamiętać, że modele 6DOF i 7DOF powinny być stosowane z dużą ostrożnością do analizy chodu, który charakteryzuje się nawet niewielką asymetrią. Wynika to z faktu, że podane modele opisują ruch w jednej płaszczyźnie (płaszczyźnie strzałkowej ciała).

Trzeba zaznaczyć, że przy użyciu zaprezentowanych w pracy modeli oraz rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki można obliczyć momenty międzystawowe M_{ij} (*joint moments*) oraz reakcje międzystawowe. Momenty międzystawowe powstają wskutek obecności elementów łączących i -ty segment z j -tym segmentem. Elementy te odzwierciedlają oddziaływania pochodzące ze strony tkanek miękkich pasywnych i aktywnych opasujących każdy staw (więzadeł, mięśni wraz ze ścięgnami oraz torebki stawowej), które mają właściwości sprężysto-tłumiące. Momenty międzystawowe są generowane także wskutek interakcji (kontaktu) między składowymi układu szkieletowo-mięśniowego oraz wskutek tarcia. Na podstawie uzyskanych danych kinematycznych oraz obliczonych danych kinetycznych (momentów międzystawowych) można obliczyć moc produkowaną przez wybrane segmenty kończyn dolnych. Należy jednak pamiętać, że w tym podejściu nie uwzględnia się oddziaływania mięśni wielostawowych. Praca tych mięśni wprowadza dodatkowe oddziaływania, których nie można wyznaczyć za pomocą rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki. Ponadto, podejście dynamiki odwrotnej nie pozwala na wyznaczenie zjawiska współskurczu (*co-contraction*), które jest bardzo istotne dla utrzymania postury stabilnej. Należy zaznaczyć, że struktury bierne (więzadła, ścięgna oraz torebka stawowa) także wpływają na przyspieszenie i hamowanie segmentów, szczególnie na granicy zakresu ruchu.

Stosując modele proponowane do rozwiązania zadania odwrotnego, można obliczyć wartości momentów zewnętrznych, które powinny być wygenerowane przez silniki zewnętrzne egzoszkieletu do rehabilitacji kończyn dolnych. Można też uzyskać dane do zaprojektowania konstrukcji mechanicznej egzoszkieletu oraz systemu sterowania do realizacji ruchu zadanego w wyznaczonym zakresie stabilności ruchu. Zaprojektowanie systemu sterowania (algorytmów i napędów sterowania) powinno się opierać na sterowaniu w czasie rzeczywistym z jednoczesnym zastosowaniem sterowania pozycyjno-siłowego, przy uwzględnieniu fazy chodu [176].

Należy jednak pamiętać, że podstawowym problemem pozostaje identyfikacja danych opisujących własności mechaniczne (masowo-sprężysto-tłumiące) ciała ludzkiego, które są wykorzystywane w modelach analitycznych. Wynika to z ograniczonej możliwości prze-

przewodzenia badań na obiekcie żywym, które to metody zostały rozwinięte do badania obiektów nieżywych.

Ograniczoność zaproponowanych w pracy modeli płaskich polega także na niemożności uwzględnienia obrotów zachodzących w płaszczyźnie poprzecznej i czołowej, modele płaskie bowiem opisują obroty zachodzące względem osi poprzecznej (w płaszczyźnie strzałkowej ciała).

Planowane jest rozwijanie zaproponowanych modeli w kierunku:

- 1) dokonania analizy wrażliwości każdego modelu w celu określenia wpływu błędów numerycznych na wynik analizy;
- 2) uwzględnienia w metodzie segmentacji faktu, że poszczególne segmenty są stożkami ściętymi, których kształt jest bardziej zbliżony do kształtów rzeczywistych poszczególnych części ciała;
- 3) uwzględnienia zmiany długości L_1 wskutek wzajemnego ruchu stawów stopy podczas interakcji z podłożem;
- 4) uwzględnienia biomechaniki układu zespołu mięśniowego [159–161, 167] oraz rozwiązania problemu nadmiarowości [81, 83, 85];
- 5) modyfikacji proponowanych modeli biomechanicznych do wymodelowania dynamiki rozruchu (podczas etapu zapoczątkowania ruchu) oraz dynamiki hamowania (podczas etapu zakończenia ruchu), w których to etapach następują nagłe zmiany przyspieszenia;
- 6) opracowania modeli przestrzennych, które można będzie stosować do klinicznej analizy ruchu asymetrycznego (w tym przypadku należy rozwiązać problem określenia dziewięciu momentów bezwładności poszczególnych segmentów ciała).

5.3. Zastosowanie płaskich modeli 6DOF i 7DOF do modelowania stanu zawieszenia

Płaskie modele wielocłonowe opisane w p. 5.2 można również stosować do modelowania stanu zawieszenia przy użyciu rozwiązania prostego zadania dynamiki, przyjmując, że kontakt z podłożem zostaje zachowany za pomocą jednego połączenia przegubowego (punkt O), oraz przyjmując:

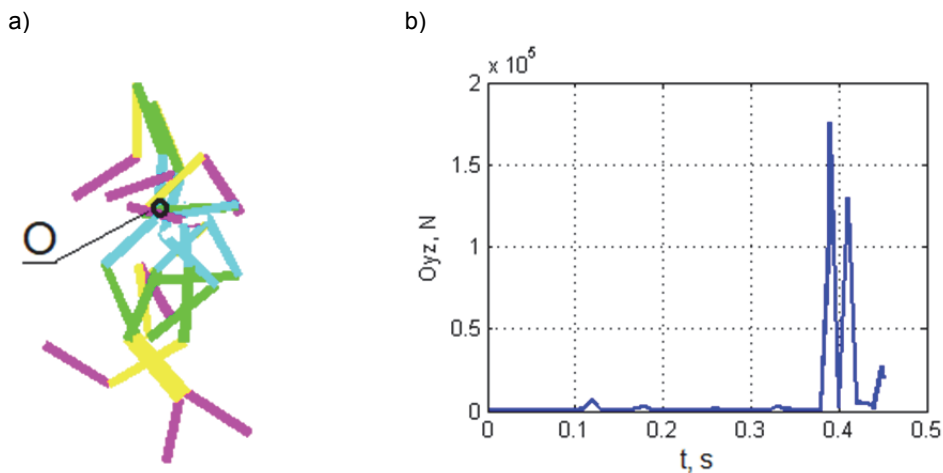
- 1) zerowe oddziaływania sprężysto-tłumiące (nie uwzględnia się wpływu tkanek miękkich aktywnych i pasywnych działających w połączeniach stawowych);
- 2) zadane oddziaływania sprężysto-tłumiące (uwzględnia się wpływ tkanek miękkich aktywnych i pasywnych działających w połączeniach stawowych, jednak wartości parametrów oddziaływań sprężysto-tłumiących powinno się uprzednio zidentyfikować oraz sprawdzić, czy nie prowadzą do niestabilności numerycznej);
- 3) zadane momenty zewnętrzne (modelujące oddziaływania zewnętrzne).

W celu wymodelowania trzech powyżej wskazanych przypadków zastosowano dane uzyskane w weryfikacji opisanej w p. 5.2.3 i do wymodelowania oddziaływania elementów sprężysto-tłumiących łączących dwa sąsiednie segmenty (i -ty i j -ty) przyjęto sztywność elementu sprężystego $K_{ij} = 1$ N/m oraz współczynnik lepkości elementu tłumiącego $L_{ij} = 1$ N·s/m, a do wymodelowania oddziaływania momentów zewnętrznych działających na poszczególne segmenty przyjęto $M_{ext} = 1$ Nm.

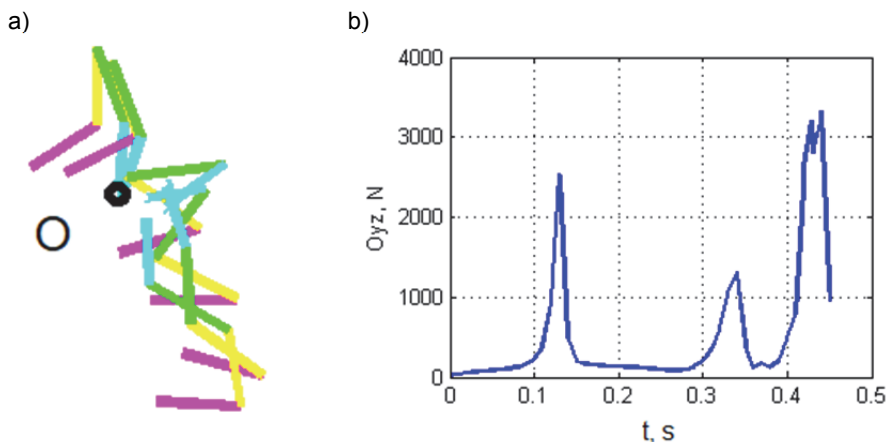
5.3.1. Wyniki dla modelu 6DOF

Stosując model otwarty 6DOF do wymodelowania przypadku zawieszenia, przeprowadzono badania numeryczne przy:

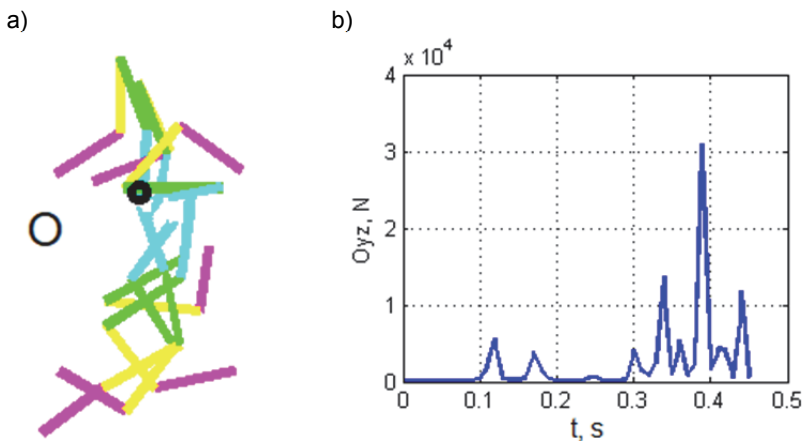
- 1) zerowych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących (rys. 5.22);
- 2) zadanych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących (rys. 5.23);
- 3) zadanych momentach zewnętrznych oraz zerowych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących (rys. 5.24);
- 4) zadanych momentach zewnętrznych oraz zadanych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących (rys. 5.25).



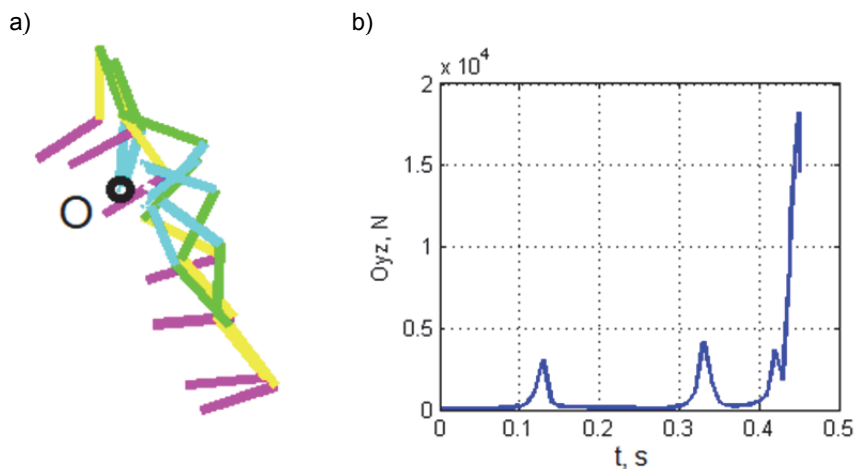
Rys. 5.22. Wynik uzyskany do modelu 6DOF przy zerowych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących: a) wizualizacja procesu zawieszenia; b) wartości reakcji w punkcie O



Rys. 5.23. Wynik uzyskany do modelu 6DOF przy zadanych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących: a) wizualizacja procesu zawieszenia; b) wartości reakcji w punkcie O



Rys. 5.24. Wynik uzyskany do modelu 6DOF przy zadanych momentach zewnętrznych oraz zerowych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących: a) wizualizacja procesu zawieszenia; b) wartości reakcji w punkcie O



Rys.5.25. Wynik uzyskany do modelu 6DOF przy zadanych momentach zewnętrznych oraz zadanych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących: a) wizualizacja procesu zawieszenia; b) wartości reakcji w punkcie O

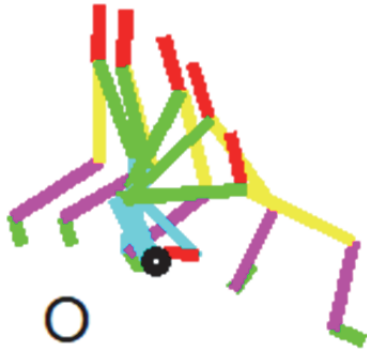
5.3.2. Wyniki dla modelu 7DOF

Stosując model otwarty 7DOF do wymodelowania przypadku zawieszenia, przeprowadzono badania numeryczne przy:

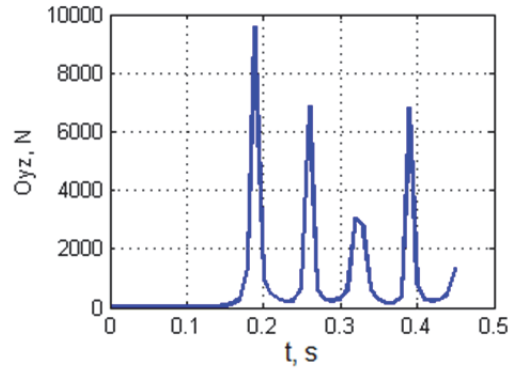
- 1) zerowych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących (rys. 5.26);
- 2) zadanych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących (rys. 5.27);
- 3) zadanych momentach zewnętrznych oraz zerowych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących (rys. 5.28);

4) zadanych momentach zewnętrznych oraz zadanych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących (rys. 5.29).

a)



b)

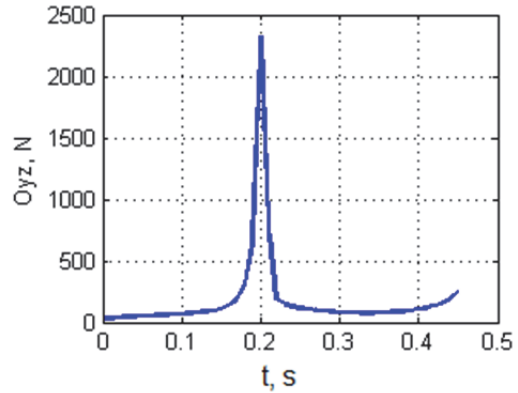


Rys. 5.26. Wynik uzyskany do modelu 7DOF przy zerowych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących: a) wizualizacja procesu zawieszenia; b) wartości reakcji w punkcie O

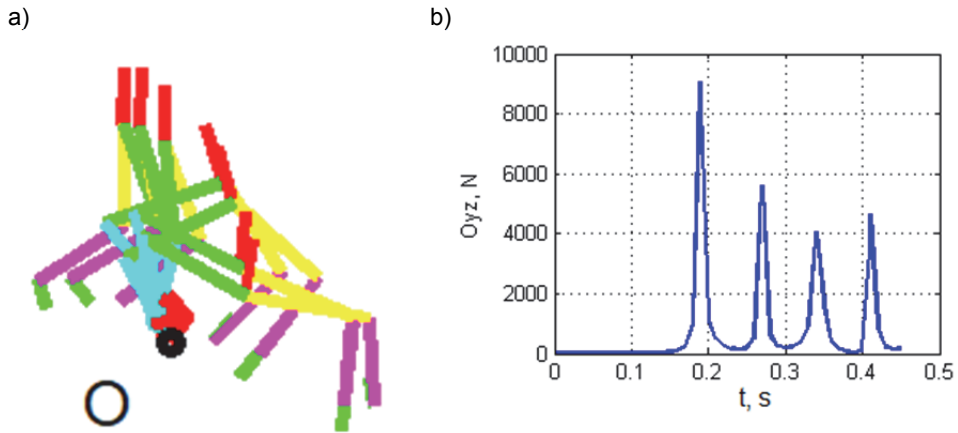
a)



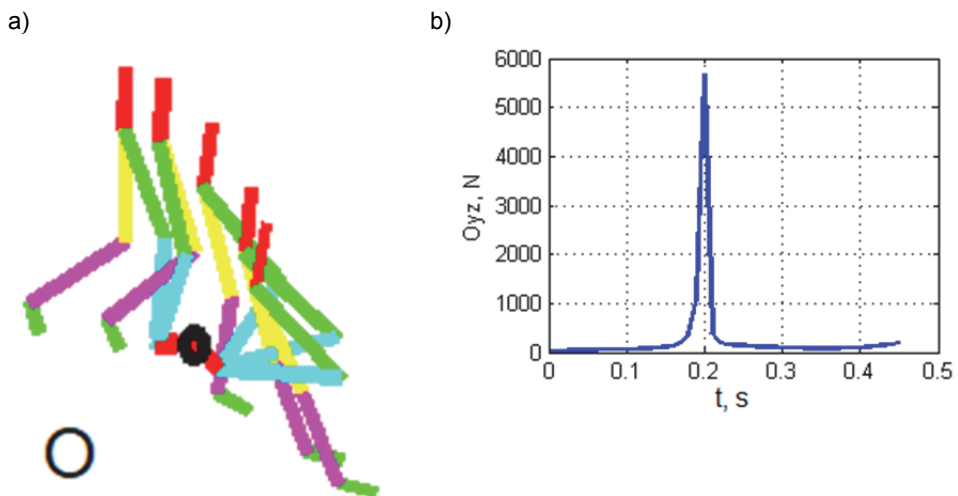
b)



Rys. 5.27. Wynik uzyskany do modelu 7DOF przy zadanych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących: a) wizualizacja procesu zawieszenia; b) wartości reakcji w punkcie O



Rys. 5.28. Wynik uzyskany do modelu 7DOF przy zadanych momentach zewnętrznych oraz zerowych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących: a) wizualizacja procesu zawieszenia; b) wartości reakcji w punkcie O



Rys. 5.29. Wynik uzyskany do modelu 7DOF przy zadanych momentach zewnętrznych oraz zadanych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących: a) wizualizacja procesu zawieszenia; b) wartości reakcji w punkcie O

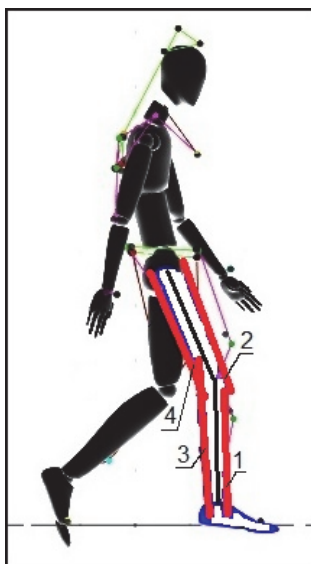
5.4. Metoda wyznaczenia funkcjonowania mięśni kończyny dolnej podczas chodu

Chód jest czynnością kontrolowaną przez układ nerwowy oraz zachodzącą dzięki oddziaływaniu zespołu mięśniowego na układ szkieletowy. Mózg steruje aktywnością zespołu mięśniowego, przy czym pobudzenie mięśni zależy od sprzężenia nerwowego przekazywanego drogami sensorycznymi [85]. Do wyznaczenia aktywności mięśni podczas badania nieinwazyjnego stosuje się elektromiografię powierzchniową (EMG) (p. 6), która pozwala

wyznaczyć okresy elektrycznej aktywności mięśni powierzchniowych podczas poszczególnych faz chodu [105, 114, 115, 145]. Do oceny sygnału EMG stosuje się algorytmy obróbki sygnału, np. odwrócenie, wygładzenie, filtrowanie i normalizację [78]. Przy określaniu wpływu mięśni w poszczególnych fazach chodu należy także uwzględnić, w jaki sposób badany mięsień (jednostawowy, dwustawowy lub wielostawowy) oddziałuje na stawy [175].

W celu zabezpieczenia równowagi podczas chodu w niektórych jego fazach jest indukowany mechanizm nazywany współskurczem (*co-contraction*) [137], który angażuje mięśnie antagonistyczne do jednoczesnego skurczu. Należy zaznaczyć, że dłuższe działanie tego mechanizmu jest bardzo obciążające dla organizmu, gdyż powoduje wzrost przemian metabolicznych oraz zwiększa ryzyko uszkodzenia mięśni zaangażowanych w realizację współskurczu. Trzeba też podkreślić, że umiejętność określenia współskurczu jest bardzo ważna z punktu widzenia klinicznej analizy ruchu.

W celu określenia funkcji mięśni wybranych do realizacji chodu zaproponowano metodę wyznaczenia ich funkcjonowania. Zakres metody obejmuje badanie ruchu symetrycznego, który zachodzi w płaszczyźnie strzałkowej ciała, oraz rejestrowanie aktywności czterech najważniejszych mięśni zaangażowanych w realizację ruchu kończyny prawej dolnej: *tibialis anterior* (1), *rectus femoris* (2), *gastrocnemius medialis* (3), *biceps femoris* (4) (rys. 5.30). Mięsień *tibialis anterior* jest mięśniem jednostawowym, który umożliwia zginanie grzbietowe stopy oraz lekką inwersję stawu skokowego [122]. Mięsień *rectus femoris* jest mięśniem dwustawowym, który powoduje zginanie w stawie biodrowym oraz prostowanie w stawie kolanowym. Mięsień *gastrocnemius medialis* jest mięśniem dwustawowym, który umożliwia zginanie podszwowe stopy w stawie skokowym oraz zginanie w stawie kolanowym. Mięsień *biceps femoris* jest mięśniem dwustawowym, który realizuje zginanie i boczną rotację w stawie kolanowym oraz prostowanie i boczny obrót w stawie biodrowym.



Rys. 5.30. Układ mięśni badanych: *tibialis anterior* (1), *rectus femoris* (2), *gastrocnemius medialis* (3), *biceps femoris* (4) [169]

Metoda badania funkcjonowania wybranych mięśni 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 rozluźniony (odblokowany, tzn. pracuje jako połączenie ruchowe). Po wyznaczeniu stanu stawu można określić, czy zachodzi mechanizm współskurczu, co jest możliwe dzięki analizie: 1) danych kinematycznych (względnych przemieszczeń kątowych, względnych prędkości kątowych i względnych przyspieszeń kątowych rozważanych segmentów); 2) danych o aktywności mięśni, wyznaczonych na podstawie EMG; 3) danych kinetycznych (obliczonych wartości momentów stawowych).

Do przeprowadzenia analizy kinetycznej (dynamicznej) ruchu normalnego podczas fazy jedno- i dwunożnego podparcia zastosowano model 6DOF opisany w p. 5.2.1.1 oraz model 7DOF opisany w p. 5.2.1.2.

Dane kinematyczne oraz dane o sile reakcji podczas interakcji z platformą dynamometryczną uzyskano dla osoby badanej opisanej w p. 5.2.3. Realizację pomiarów EMG przeprowadzono zgodnie z wytycznymi SENIAM za pomocą systemu NORAXON MYOTRACE 400 z oprogramowaniem MYORESEARCH XP CLINICAL EDITION (system czterokanałowy). Do analizy przyjęto okres jedno- i dwunożnego podparcia (10–50% kroku) oraz fazę dwunożnego podparcia (50–58%). Dane kinematyczne przyjęto w postaci względnych przemieszczeń kątowych (rys. 5.9), względnych prędkości kątowych (rys. 5.10) oraz względnych przyspieszeń kątowych (rys. 5.11).

Dane kinetyczne w postaci momentów stawowych obliczono z rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki dla modelu 6DOF i modelu 7DOF, wykorzystując pomiary sił interakcji z platformą dynamometryczną. Obliczone momenty stawowe dla modelu 6DOF podano na rys. 5.18, a dla modelu 7DOF – na rys. 5.19.

Do analizy sygnału EMG sygnał bezpośrednio zmierzony poddano procedurze odwrócenia, normalizacji (względem wartości maksymalnej) i wyznaczenia obwiedni za pomocą algorytmu *Root Mean Square* (RMS) z oknem czasowym 50 ms (rys. 5.31). Próg aktywności sygnału EMG przyjęto jako równy 0,2 znormalizowanej wartości RMS.

Do wyznaczenia faz usztywnienia stawów przyjęto, że próg przedziału względnego przyspieszenia kątowego podczas usztywnienia stawu jest równy $\pm 1 \text{ rad/s}^2$ (rys. 5.32).

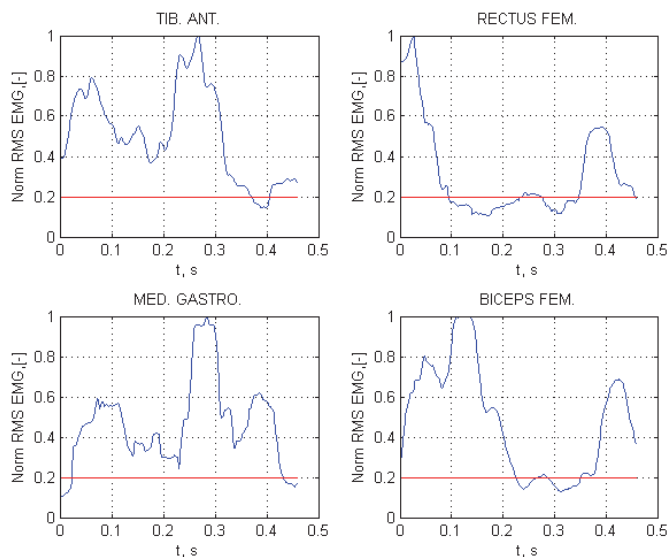
Z analizy danych kinematycznych (rys. 5.9–5.11) i wyznaczonych faz sztywności stawów (rys. 5.32) wynika, że dla prawej kończyny dolnej w okresie [10; 58]% kroku (kończyna jest kończyną podporową) zachodzi usztywnienie najpierw w stawie skokowym, potem w stawie kolanowym i na końcu w stawie biodrowym. Z kolei poluzowanie odbywa się w kolejności odwrotnej: najpierw jest luzowany staw biodrowy, potem staw kolanowy i na koniec staw skokowy. Należy zwrócić uwagę, że uzyskane rozwiązania są zgodne z [145].

Na podstawie danych kinematycznych (momentów stawowych) (rys. 5.18, 5.19) oraz wyznaczonych faz sztywności stawów (rys. 5.32) można wywnioskować, że: 1) momenty stawowe w stawie skokowym (M_{jointA1}) i w stawie kolanowym (M_{jointA2}) obliczone dla modelu 6DOF są funkcjami rosnąco-spadającymi, przy czym spadek wartości następuje w fazie dwupodporowej; z kolei moment stawowy w stawie biodrowym (M_{jointA3}) obliczony dla modelu 6DOF jest funkcją nierównomiernie spadającą, która w przedziale [0,1; 0,2]s ma wartość zbliżoną do zera; 2) momenty stawowe w stawie skokowym (M_{jointA1}) i w stawie kolanowym (M_{jointA2}) obliczone dla modelu 7DOF są funkcjami oscylująco-rosnącymi, przy czym w fazie dwupodporowej ma miejsce spadek z następującym przyrostem wartości (zachowanie to jest sprzeczne z [151]); z kolei moment stawowy w stawie biodrowym (M_{jointA3}) obliczony dla modelu 7DOF jest podobny do momentu stawowego obliczonego

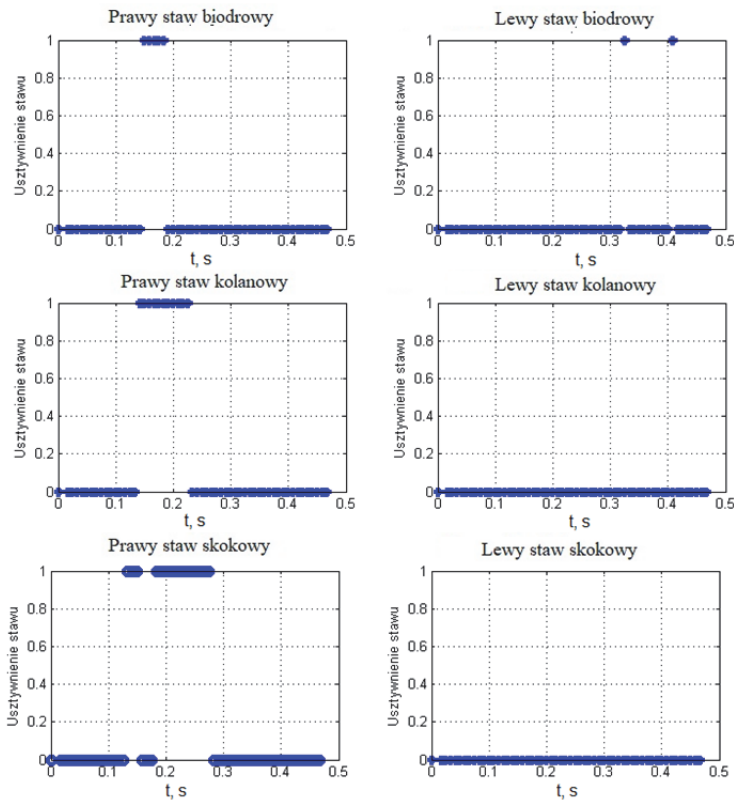
dla modelu 6DOF. Na podstawie uzyskanych wyników dotyczących momentów stawowych można wyznaczyć, w których przedziałach poszczególne stawy są obciążone lub odciążone. Nie można natomiast określić, czy występują okresy współskurczu, ponieważ moment sumaryczny grupy mięśni antagonistycznych wywołujących współskurcz się zeruje (generowane momenty sił mięśni antagonistycznych mają równe wartości). Ponadto, na podstawie obliczonych momentów stawowych nie można jednoznacznie określić udziału mięśni i tkanek pasywnych oraz oddziaływań powstających wskutek interakcji składowych szkieletowych (kontaktu).

Z analizy danych EMG można wyznaczyć przedziały aktywności mięśni. Stosując okno czasowe 50 ms, uzyskano sumaryczne czasy aktywności badanych mięśni w przedziale [10; 58]% kroku: 0,924 ms dla mięśnia (1), 0,526 ms dla mięśnia (2), 0,891 ms dla mięśnia (3) i 0,765 ms dla mięśnia (4). Analizując wyniki EMG (rys. 5.31) oraz wyznaczone fazy sztywności stawów (rys. 5.32), można stwierdzić, że: 1) mięśnie antagonistyczne oddziałujące na staw skokowy (mięsień zginania grzbietowego (1) i zginania podszwowego (3)) działały we współskurczu; 2) trzy mięśnie oddziałujące na staw kolanowy (prostownik (2) oraz zginacz (3) i (4)) nie wykazały działania we współskurczu; 3) grupa antagonistyczna oddziałująca na staw biodrowy (zginacz (2) i prostownik (3)) nie wykazała działania we współskurczu.

Zgodnie z zaproponowaną metodą stan stawu jest najpierw określany za pomocą danych kinematycznych, przy uwzględnieniu wpływu pola siły ciężkości na konfigurację układu szkieletowego. Następnie na podstawie danych EMG oraz analizy funkcjonowania badanych mięśni można wywnioskować, czy występuje mechanizm współskurczu. Z kolei na podstawie wyników analizy kinematycznej (momentów stawowych) można określić etapy obciążenia i etapy odciążenia poszczególnych stawów.



Rys. 5.31. Znormalizowane wartości RMS EMG (dla okna czasowego 50 ms RMS) [169]



Rys. 5.32. Fazy sztywności stawów

Zaproponowana metoda może być rozwijana w kierunku: 1) analizy wpływu większej liczby mięśni powierzchniowych prawej i lewej kończyny, które można badać za pomocą powierzchniowej EMG; 2) określenia współczynników odchylenia przy porównaniu ruchu klinicznego i ruchu normalnego [160, 167]; 3) uwzględnienia biomechaniki zespołu mięśniowego [132, 139] oraz określenia współczynników synergii (p. 7) do rozwiązania problemu nadmiarowości [81].

5.5. Uwagi dotyczące określenia stabilności podczas chodu

Problem określenia zachowania stabilności podczas chodu jest bardzo złożony, gdyż zachowanie obiektu badanego jest zależne od wielu czynników wewnętrznych i zewnętrznych, których wpływ można określić za pomocą obecnie stosowanych metod badawczych w bardzo wąskim zakresie. Działanie niespodziewanego wymuszenia powoduje zachwianie układu, które może prowadzić do utraty równowagi oraz upadku i uszkodzenia ciała. Stabilność podczas chodu człowieka można określić jako możliwość utrzymania lub powrotu do postury stabilnej bez zmiany istniejącego sposobu podparcia, gdy zadziały zewnętrzne lub wewnętrzne zaburzenie [172].

Podczas ruchu ustalonego na układ kroczący działają małe (lokalne) oraz duże zaburzenia. Odpowiedź układu na działanie małych zaburzeń jest nazywana stabilnością lokal-

ną, natomiast odpowiedź układu na duże zaburzenia – stabilnością globalną [26]. Odpowiedź układu człowieka na działanie zaburzenia można rozpatrywać w dwóch etapach: 1) etap początkowy, określający stan układu przed zadziałaniem zaburzenia; 2) etap reaktywny, wyznaczający odpowiedź układu (ruchy korekcyjne) na działanie zaburzenia, zależny od sterowania aktywnego oraz odruchów. W praktyce podanych dwóch etapów nie można rozpatrywać jako dwóch osobnych zdarzeń. Ze względu na złożoność układu te dwa zdarzenia mogą wzajemnie się nakładać (np. kroczenie wraz z wymachem kończyn górnych) oraz prowadzić do procesu nauczania (etapu proaktywnego).

Dynamiczna stabilność jest określana jako związek kinematyczny pomiędzy stanem środka masy ciała (tzn. jego położenia oraz prędkości jego przesunięcia w stosunku do aktualnego podparcia) a analitycznie wyprowadzonym wskaźnikiem stabilności (lub wskaźnikami stabilności), który określa możliwy obszar stabilności [172]. Należy podkreślić, że problem porównania wyników stabilności dynamicznej uzyskanych w badaniach chodu na wybiegach z wynikami uzyskanymi podczas badań na bieżni nadal pozostaje otwarty. Wynika to z faktu, że chód po wybiegu i po bieżni angażuje odmienne proprioreceptory, co powoduje uruchomienie odmiennych schematów sterowania chodem. Ponadto, osoba badana czuje się pewniej na wybiegu niż na bieżni, która wymusza uczucie pchania do przodu oraz wykonywanie kroków w pewnym zadanym zakresie. Dodatkowo, podczas chodu na bieżni nie zachodzi przesunięcie w przestrzeni prowadzące do zablokowania przepływu informacji wzrokowych. Z tego względu ruch na bieżni wymusza wykształcenie nowej taktyki chodu, która charakteryzuje się większą ostrożnością i jest odmienna od taktyki chodu po wybiegu. Różnica ta znajduje swoje odzwierciedlenie w odmiennej strategii przesunięcia środka masy ciała oraz prędkości tego przesunięcia w stosunku do podparcia [172].

W celu określenia strategii utrzymania równowagi podczas zadziałania niespodziewanie przyłożonego zaburzenia można przeprowadzić badania polegające na przesunięciu podłoża. Na podstawie analizy wyników badań określono trzy strategie zabezpieczające przez upadkiem: 1) strategia stawu biodrowego – usztywnienie stawu biodrowego wskutek oddziaływania antagonistycznych mięśni stawu biodrowego; strategia ta zachodzi wskutek szybkiego przesunięcia podłoża i jest dominująca u osób w starszym wieku; 2) strategia stawu skokowego – usztywnienie stawu skokowego wskutek oddziaływania antagonistycznych mięśni stawu skokowego; strategia ta zachodzi wskutek powolnego przesunięcia podłoża i jest dominująca u osób młodych; 3) mieszana strategia biodrowo-skokowa – jednocześnie występują cechy zachowania właściwe strategii stawu biodrowego i stawu skokowego.

W pracy [16] opisano wyniki badań dotyczących sprawdzenia, czy prędkość chodu ma wpływ na zachowanie stabilności podczas utraty równowagi do tyłu wskutek poślizgu i lądowania za pomocą kroku kompensującego w płaszczyźnie strzałkowej. Stabilność szacowano na podstawie porównania położenia środka masy oraz prędkości przesunięcia środka masy względem osi strzałkowej do pewnego poziomu wyznaczonego za pomocą badań symulacyjnych nad modelem dwuczłonowym. Z kolei w opracowaniu [15] zakres wcześniejszych badań poszerzono o sprawdzenie procesu rozwijania kontroli adaptacyjnej w celu zmniejszenia ryzyka utraty równowagi do tyłu, przy czym analizę zachowania badano jedynie w płaszczyźnie strzałkowej. Położenie środka masy zostało obliczone dla modelu z segmentacją zgodną z [92], prędkość przesunięcia środka masy została zaś wyznaczona metodą numeryczną jako pierwsza pochodna względem czasu. Utrzymanie równowagi opisano jako strategię *skateover* i *walkover* (rodzaj strategii określano na podstawie pomiaru przemieszczenia markera przyczepionego do piątej osoby badanej). Na bazie uzyskanych wyników stwierdzono, że powtarzanie doświadczenia z poślizgiem prowadzi do proaktywnego dopasowania osoby badanej, zapewniającego ustalenie sylwetki przed poślizgiem i po

poślizgu w taki sposób, aby zmniejszyć ryzyko upadku. Proaktywne dopasowanie należy traktować jako sterowanie adaptacyjne, stosowane do modyfikacji modelu wewnętrznego sterowania uprzedzającego (*feedforward control*). Dopasowanie proaktywne jest rozwijane metodą prób i błędów z uwzględnieniem sprzężenia zwrotnego pozwalającego na nabywanie bardziej udanych nawyków motorycznych, które powinny być wykonywane w sytuacji zaburzenia równowagi bez zaangażowania świadomego myślenia.

W celu wyznaczenia jakości wykonania kroczenia (np. za pomocą oszacowania średniej i współczynnika zmienności czasu realizacji kroku (*coefficient of variation of stride time*)) można przeprowadzić badanie realizacji zadania jednocelowego (samo kroczenie) i dwucelowego (kroczenie z jednoczesnym wykonaniem drugiego zadania, wymagającego zaangażowania funkcji poznawczych) przez osoby sprawne i osoby cierpiące na demencję [4]. Sprawdzenie funkcji wykonawczych (*executive function*) oraz stopnia ich uszkodzenia pozwala wyznaczyć wpływ parametrów sterowania wykonawczego na ruch osoby, szczególnie chorej na demencję.

W celu stwierdzenia, czy osoba badana zalicza się do grupy osób stabilnych (utrzymujących równowagę podczas chodu), czy do grupy osób padających (nieutrzymujących równowagi podczas chodu), można dokonać oszacowania wskaźników zmienności (*variability indices*) oraz wskaźników stabilności (*stability indices*) [17]. Z kolei w pracy [9] do oceny przestrzennych i czasowych wskaźników chodu (czas kroku (*stride time*), długość kroku (*stride length*), czas stania (*stance time*), czas wymachu (*swing time*), szerokość wymachu (*stride width*)) mających wpływ na zachowanie postury stabilnej podczas chodu zaproponowano stosowanie klasyfikacji podanej w [74].

Należy zwrócić uwagę, że zgodnie z zasadami sterowania ruchem mała zmienność parametrów sterujących ruchem odzwierciedla automatyczny proces wykonania zadania, które to wykonanie wymaga minimalnej uwagi, duża zmienność parametrów zaś wymaga dużej uwagi [9]. Przy tym należy pamiętać, że zmienność parametrów jest także podstawą do utrzymania stabilności podczas chodu.

Stabilność podczas chodu można również określić za pomocą metod statystycznych stosowanych do oceny lokalnej i orbitalnej stabilności dynamicznej [25]. Lokalna stabilność dynamiczna może być określona w postaci maksymalnych wykładników Lapunowa lub maksymalnych czasowo-skończonych wykładników Lapunowa (nazywanych współczynnikami rozbieżności) [23–25, 27]. Orbitalna stabilność dynamiczna może być oszacowana za pomocą maksymalnych mnożników Floqueta. Należy zwrócić uwagę, że układ nieliniowy (narząd ruchu człowieka) może być lokalnie niestabilny, a jednocześnie cechować się orbitalną stabilnością dynamiczną, co prowadzi do uzyskania powtarzalnego wzorca chodu.

Zainicjowanie ruchu zachodzi z pozycji równowagi. Z tego względu konfiguracja tej pozycji ma bardzo duży wpływ na przebieg ruchu. W celu sprawdzenia cech indywidualnego utrzymania równowagi (*postural sway*) należy określić cechy strategii *rambling-trembling* [83].

Problem określenia stabilności podczas chodu wymaga znalezienia rozwiązania trzech podstawowych zadań: 1) wyznaczenia zakresu realizacji chodu, w którym osoba badana zachowuje równowagę posturalną; 2) określenia cech indywidualnych, które wspomagają powrót do równowagi posturalnej po zadziałaniu zakłóceń wewnętrznych i zewnętrznych o charakterze lokalnym i globalnym; 3) określenia cech indywidualnych wyznaczających przygotowanie postury do utrzymania równowagi przy zadziałaniu spodziewanego zakłócenia zewnętrznego.

Rozdział 6

ZASTOSOWANIE POMIARÓW DO WERYFIKACJI MODELI BIOMECHANICZNYCH

6.1. Wprowadzenie

Głównym problemem badań biomechanicznych jest bardzo wąski zakres możliwości prowadzenia badań na żywym ludzkim (zwierzęcym) organizmie. Ograniczoność ta wynika z powodów bioetycznych i moralnych. Z tego względu metod stosowanych do badania i identyfikacji ciał nieżywych nie można wykorzystywać bezpośrednio do badania zachowania składowych organizmu żywego (stosowanie tych metod może doprowadzić do nieodwracalnych zmian w organizmie). Dodatkowy problem stanowi fakt, że funkcjonowanie organizmu żywego jest uwarunkowane złożonym współdziałaniem różnego rodzaju narządów (układów: mięśniowo-szkieletowego, nerwowego, krążenia, pokarmowego, oddechowego, chłonnego i moczowo-płciowego). Problem współdziałania tkanek żywych i tkanek nieżywych wspomagających funkcjonowanie organizmu wymaga realizacji badań złożonych w ograniczonym zakresie [97, 98, 140].

Badania biomechaniczne można podzielić na badania nieinwazyjne (nieprowadzące do uszkodzenia składowych organizmu) i badania inwazyjne (powodujące oddziaływanie środowiska zewnętrznego na organizm żywy, które to oddziaływanie wywołuje zmiany lokalne i może prowadzić do zmian globalnych).

Ze względu na sposób oddziaływania wymuszenia badania biomechaniczne można podzielić na: badania mechaniczne, badania elektryczne i badania metaboliczne [83, 88]. Zakres badań mechanicznych obejmuje pomiary obciążeń (sił i momentów) wywieranych na ciało ludzkie lub przez nie wytwarzanych (np. za pomocą platformy dynamometrycznej lub czujników nacisku itp.). Zakres badań elektrycznych obejmuje pomiar sygnału elektrycznego wytwarzanego przez ciało (np. elektromiografia igłowa i powierzchniowa (EMG), przewodnictwo nerwowe, elektroencefalografia (EEG), elektrokardiografia (EKG)). Z kolei zakres badań metabolicznych obejmuje pomiary przemian metabolicznych (rezonans magnetyczny (MRI), ultrasonografia (USG)).

W biomechanice stosuje się metody obrazujące, pozwalające na zobrazowanie organów wewnętrznych. Należy zwrócić uwagę, że uzyskany obraz zależy od techniki pomiarowej (rozdzielczość obrazu) i metod obróbki obrazu. Metody te mogą być wykorzystywane do badania tkanek zwartych (np. tomografia komputerowa (CT)), tkanek miękkich (np. USG) lub obu wymienionych rodzajów tkanek (np. MRI).

Wyodrębnienie z organizmu badanej składowej powoduje nieodwracalne zmiany właściwości materiałowych i mechanicznych, które zachodzą wskutek odcięcia od układu nerwowego, oraz zmiany warunków środowiska zewnętrznego (zmienia się wpływ otaczających płynów tkankowych oraz ciśnienia wywołanego przez te płyny). Z tego względu właściwości mechaniczne izolowanego mięśnia szkieletowego będą się znacząco różniły od właściwości mechanicznych odpowiedniego mięśnia żywego (znajdującego się w organizmie ludzkim).

Wyznaczenie danych antropometrycznych, które są podstawą do wykonania obliczeń biomechanicznych, bazuje na: 1) metodach opracowanych na podstawie pomiarów na

zwłokach; 2) metodach opracowanych na podstawie pomiarów żywych ciał ludzkich, przy wykorzystaniu metody segmentacji oraz funkcji regresji.

6.1.2. Zastosowanie EMG

Sygnal EMG jest sygnałem przypadkowym (stochastycznym), który jest przedstawiany w postaci funkcji rozkładu Gaussa (rozkładu normalnego) [35]. Sygnal ten powstaje w wyniku superpozycji potencjałów aktywności jednostek motorycznych, nad którymi znajduje się elektroda pomiarowa. Z fizjologicznego punktu widzenia wartość sygnału EMG (amplituda i częstotliwość) zależy od liczby jednostek motorycznych znajdujących się w zasięgu pomiarowym elektrody, rodzaju włókien mięśniowych (szybkie, wolne) oraz ich wymiarów geometrycznych, orientacji włókien mięśniowych podczas ich skurczu w stosunku do elektrody, częstotliwości pobudzenia włókien mięśniowych do skurczu (*firing rate*), kontaktu pomiędzy elektrodą a miejscem pomiarowym, przepływu krwi w mięśniach (prędkość przepływu wpływa na metabolizm podczas skurczu) oraz ilości i rodzaju tkanki (skórnej, tłuszczowej, powięzi) pomiędzy elektrodą a włóknami mięśniowymi (działa jak filtr przestrzenny).

Zakres amplitudy sygnału informacyjnego EMG wynosi ± 5 mV, a pasmo częstotliwości użytecznej [0; 500] Hz. Do analizy sygnału EMG należy zastosować odpowiednie metody obróbki sygnału, które powinny wyeliminować wpływ zakłóceń przy jednoczesnym unikaniu zniekształcenia sygnału. Do obróbki sygnału EMG stosuje się następujące filtry: Butterwortha, Chebysheva, Elliptic Filter, Bessel (Bessel–Thomson) Filter [37].

Zakłócenia sygnału EMG mogą być spowodowane następującymi czynnikami:

- 1) szumami własnymi aparatury pomiarowej;
- 2) zakłóceniami zewnętrznymi (oddziaływaniem pól magnetycznych urządzeń elektronicznych, które znajdują się w pobliżu miejsca pomiarów, oraz zasilaniem elektrycznym o częstotliwości 50 lub 60 Hz);
- 3) zakłóceniami spowodowanymi ruchem (wskutek przesunięcia skóry z naklejoną elektrodą w stosunku do badanych włókien mięśniowych brzośca oraz ruchów kabla pomiarowego powodujących zakłócenia w zakresie [0; 20] Hz);
- 4) niestabilnością sygnału EMG (spowodowaną częstotliwością pobudzenia jednostek motorycznych w zakresie [0; 20] Hz, przy czym średnia częstotliwość pobudzenia wynosi [15; 25] Hz);
- 5) sygnałem EMG pochodzącym od sąsiednich mięśni (zjawisko to jest nazywane przesłuchem (*crossalking*)).

Podczas pomiarów EMG należy zadbać, aby miejsce połączenia elektrody ze skórą w miarę możliwości nie zmieniało swoich właściwości fizykochemicznych, tzn. w miejscu pomiaru nie może dochodzić do zmiany wilgotności wskutek pocenia się. Ponadto należy unikać przyklejania elektrod w pobliżu złącza mięśniowo-ścięgnistego (w miejscu, gdzie brzusiec łączy się ze ścięgnem) oraz punktów motorycznych (*motor points*), w których znajdują się miejsca o największej gęstości neurologicznej (sygnały są przekazywane w kierunku rostralnym i ogonowym) i zachodzi skurcz zewnętrznych włókien mięśniowych po wprowadzeniu minimalnej wartości prądu elektrycznego. Przy naklejaniu elektrod należy też pamiętać, że obszary unerwienia (*innervation zones*) mogą się znajdować w odmiennych miejscach w przypadku każdej badanej osoby (do lokalizacji tych obszarów należałoby zastosować stymulację elektryczną).

System pomiarowy zabezpieczający przed zjawiskiem przesłuchu składa się z podwójnej elektrody pomiarowej (realizuje różnicową metodę pomiarową) oraz elektrody

referencyjnej (uziemienia). Elektroda referencyjna (uziemienie) powinna pozostawać w stałym połączeniu z miejscem, które jest nieaktywne elektrycznie i zapewnia mechaniczną stabilność między elektrodą referencyjną a skórą.

Do analizy amplitudy można zastosować następujące metody obróbki sygnału:

- 1) metoda *root-mean-square* (RMS) – pozwala na wyznaczenie mocy sygnału dla wybranej wartości okna czasowego, która zależy od aktywności fizycznej (ruchy szybkie, umiarkowane lub powolne);
- 2) metoda *average rectified* (AVR) – polega na integrowaniu sygnału w określonym polu czasowym z następującym obliczeniem szeregów czasowych wartości integrowanych, a otrzymany wynik nie ma jednostki fizycznej.

Charakterystyka spektralna EMG pozwala ocenić właściwości włókien mięśniowych znajdujących się pod elektrodą (charakterystyka lokalna).

Sygnał EMG stosuje się do wyznaczania okresu aktywności mięśnia (*activation timing*), wyznaczania siły mięśnia oraz określania współczynnika zmęczenia mięśnia.

6.1.2.1. Okres aktywności mięśnia

Okres aktywności opisuje przedział czasowy, w którym sygnał EMG osiąga wartość powyżej pewnej wartości progowej [36]. Okres ten jest zapoczątkowany inicjacją sygnału i zakończony jego zanikaniem. Wartość progową określa się na podstawie charakterystyki szumu, który także jest traktowany jako sygnał stochastyczny. Przyjęto, że wartość progowa jest określona jako dwukrotna wartość odchylenia standardowego od wartości średniej sygnału szumu.

Przy wyznaczaniu aktywności mięśnia należy pamiętać, że w zależności od rodzaju włókien mięśniowych zawartych w mięśniu, dynamiki pobudzenia mięśnia (*firing rate dynamics*) oraz właściwości mechanicznych brzośca i ścięgien zmienia się wartość opóźnienia elektromechanicznego (czas, jaki upływa między zadziałaniem pobudzenia nerwowego a skurczem mięśnia). Opóźnienie to może wynosić od 10 do kilkuset milisekund.

Należy zaznaczyć, że wyznaczenie okresu aktywności mięśnia jest zagadnieniem problematycznym, którego rozwiązanie wymaga zastosowania zaawansowanych, nieinwazyjnych technik pomiarowych dopuszczonych do badania na żywym ludzkim organizmie.

6.1.2.2. Problem wyznaczania siły mięśnia

Ze względu na fakt, że sygnał EMG jest wynikiem oddziaływania czynników fizjologicznych, anatomicznych (wskutek anizotropii i niejednorodności tkanki między elektrodą pomiarową a membranami włókien mięśniowych) oraz technicznych (związanych z metodą pomiaru i obróbką sygnału) nie można stwierdzić, że między sygnałem EMG mierzonym na badanym mięśniu a siłą generowaną przez mięsień istnieje liniowa zależność.

Podczas skurczu następuje przesunięcie elektrody w stosunku do brzośca (brzusiec przesuwają się pod skórą wskutek skurczu włókien mięśniowych). Powoduje to zmianę charakterystyki przestrzennego filtrowania sygnału wskutek zmiany miejsca pomiaru w stosunku do badanych jednostek motorycznych brzośca, przy czym duży wpływ na wynik ma stabilność wzorca jednostek motorycznych. W przypadku porównywania badań przeprowadzonych na grupach osób należy wziąć pod uwagę, że na wynik bardzo mocno oddziałuje grubość tkanki tłuszczowej. Z tego względu zalecane jest przeprowadzenie badań izometrycznych, aby zmniejszyć wpływ czynników (mechanicznych, fizjologicznych, anatomicznych i elektrycznych) powodujących znaczące zmiany sygnału EMG podczas badań, w których następuje jednoczesna zmiana siły i długości mięśnia badanego. Należy również

zwrócić uwagę, że podczas bardzo szybkich ruchów, gdy dochodzi do zmiany prędkości elektrody przesuwanej, bardzo istotną rolę odgrywa opóźnienie elektromechaniczne, które wprowadza ograniczenia zastosowania analizy sygnału EMG.

Podczas badań nieizometrycznych do analizy sygnału EMG należy wybrać okresy „quasi-izometryczne”, np. podczas badania chodu wybiera się „quasi-izometryczne” okresy powtarzające się.

Amplituda sygnału EMG jest zmienną przypadkową, która zależy od czynników fizjologicznych i anatomicznych. Na przykład, w badanej objętości mięśnia znajduje się mniej jednostek motorycznych niż w całym badanym mięśniu. Ponadto, duży wpływ na wynik mają ulokowanie jednostek motorycznych w stosunku do elektrody i ich oddziaływanie prowadzące do skurczu włókien mięśniowych, okresy rekrutacji tych jednostek, ich czasy aktywności oraz osiągnięcie stanu nasycenia przez te jednostki. Z tego względu na związek pomiędzy sygnałem EMG a siłą produkowaną przez mięsień wpływają dynamika pobudzenia jednostek motorycznych (*firing rate dynamics*) oraz rekrutacja jednostek motorycznych przez ośrodkowy układ nerwowy.

Pozostaje także problem określenia udziału każdego mięśnia w oddziaływaniu na badany staw. Z tego względu zjawisko współskurczu mięśni jest nadal zagadnieniem otwartym, którego rozwiązanie wymaga przeprowadzenia analizy sygnału EMG.

Biorąc pod uwagę, że sygnał EMG jest sygnałem stochastycznym, należy poszukiwać związku między siłą badanego mięśnia a EMG na podstawie modeli statystycznych.

6.1.2.3. Współczynnik zmęczenia mięśnia

Współczynnik zmęczenia mięśnia powinien wyznaczyć etap czasowy, w którym dochodzi do narastania zmęczenia (spadku właściwości kureczliwych) mięśnia. Jednak problem identyfikacji zjawiska zmęczenia wynika z faktu, że zjawisko to można zdiagnozować dopiero po jego wystąpieniu. Ponadto zjawisko zmęczenia zależy od wielu czynników fizjologicznych i psychologicznych.

Do identyfikacji zjawiska zmęczenia można zastosować analizę spektralną. Spektrum częstotliwości sygnału EMG zależy od częstotliwości pobudzenia jednostek motorycznych oraz ich kształtu. Analiza sygnału EMG powinna być przeprowadzona przed wykonaniem i po wykonaniu czynności motorycznej, która angażuje badany mięsień, na podobnych odcinkach czasowych charakteryzujących się występowaniem sygnału quasi-stacjonarnego. Na podstawie tej analizy można wyznaczyć czasowe zmiany powiązanych zmęczeniuowo procesów fizjologicznych i biochemicznych poprzez sformułowanie wskaźników:

- 1) mediany częstotliwości (*median frequency*) i średniej częstotliwości (*mean frequency*) (wielkości te zależą od konfiguracji elektrod);
- 2) stosunku najniższej częstotliwości do najwyższej częstotliwości.

6.2. Badania własne

Zakres badań własnych obejmował: wyznaczenie aktywności mięśni (p. 6.2.1), wyznaczenie wpływu ustawienia kończyny górnej na wykonanie zacisku izometrycznego ręką (p. 6.2.2) oraz wyznaczenie zmęczenia mięśnia (p. 6.2.3). Do rejestracji powierzchniowego sygnału EMG zastosowano czterokanałowy system NORAXON MYOTRACE 400 i oprogramowanie MYORESEARCH XP CLINICAL EDITION. Obróbkę sygnału oraz obliczenie parametrów sygnału przeprowadzono w środowisku MATLAB.

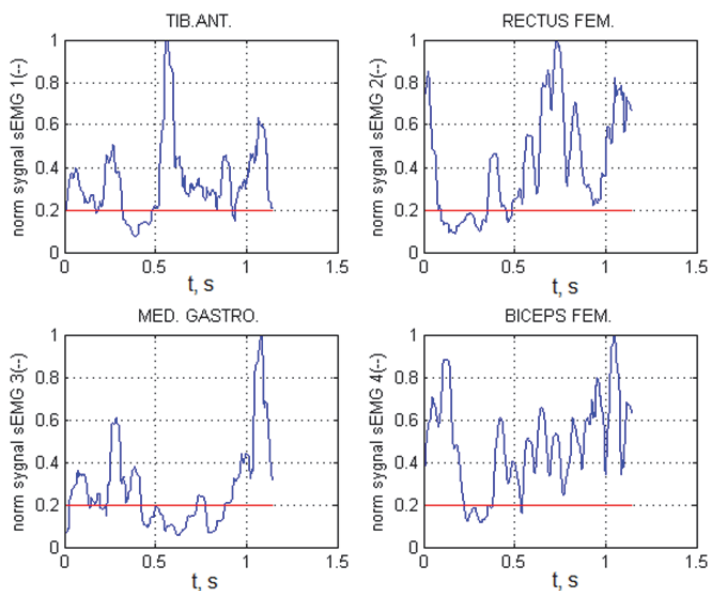
6.2.1. Metoda wyznaczenia aktywności mięśni

Aktywność mięśnia może zostać określona na podstawie badań EMG i obejmuje oszacowanie średniego czasu aktywności oraz sekwencji aktywności, która powinna być analizowana jednocześnie z danymi kinematycznymi.

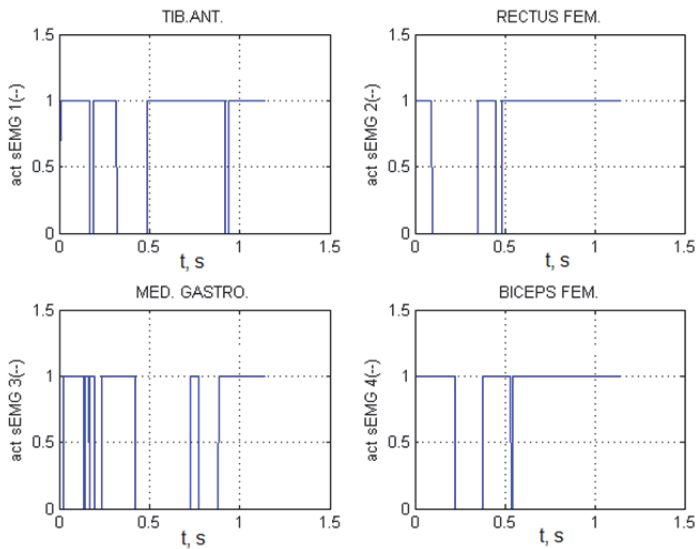
Cel pracy polegał na opracowaniu metody wyznaczania aktywności czterech podstawowych mięśni biorących udział w realizacji chodu symetrycznego: *tibialis anterior* (1), *rectus femoris* (2), *gastrocnemius medialis* (3), *biceps femoris* (4). Zakres pracy obejmował wyznaczenie średniego czasu aktywności. Praca została wykonana w ramach grantu NCN OPUS 9 nr 2015/17/B/ST8/01700 (kierownik: prof. dr hab. inż. Jan Awrejcewicz).

Badanie przeprowadzono zgodnie z zaleceniami standardu SENIAM. Badanie, w którym uczestniczyło 17 zdrowych osób płci męskiej ($22,5 \pm 2,0$ lata), zostało zrealizowane w Katedrze Automatyki, Biomechaniki i Mechatroniki Wydziału Mechanicznego Politechniki Łódzkiej. Do rejestracji parametrów kinematycznych zastosowano system OPTITRACK FLEX13. Podczas badania każda osoba wykonała co najmniej pięć pełnych kroków z otwartymi oczami, z których do analizy przyjęto dwa środkowe kroki. W celu wyznaczenia czasu aktywności każdego badanego mięśnia zarejestrowany surowy sygnał EMG poddano całkowitej rektyfikacji i wygładzaniu za pomocą metody RMS z oknem czasowym 50 ms i 10 ms. Do analizy przyjęto sygnał znormalizowany względem wartości maksymalnej (normalizację wykonano osobno dla każdego kanału) oraz próg aktywności równy 20% sygnału znormalizowanego (rys. 6.1).

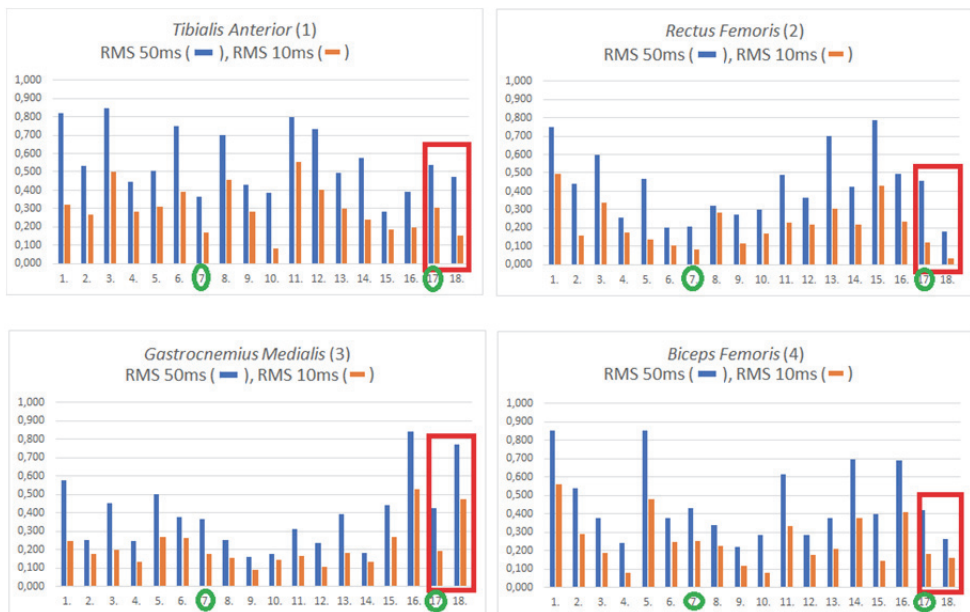
Czas aktywności każdego mięśnia wyznaczono dla jednego pełnego kroku (rys. 6.2). Wyniki podano w postaci „znormalizowanego czasu aktywności” (czas aktywności obliczony przy założeniu, że jeden pełen krok chodu równy jest jedności) (tab. 6.1, rys. 6.3). W ramach badań pilotażowych wykonano także dwa badania z oczami zamkniętymi. Jako wzorzec do porównania wybrano osobę z numerem 1, cechującą się posiadaniem najbardziej symetrycznej (pod względem cech antropometrycznych) sylwetki.



Rys. 6.1. Znormalizowany sygnał RMS EMG z oknem czasowym 50 ms (dla osoby nr 1)



Rys. 6.2. Czasy aktywności mięśni badanych (dla osoby nr 1)



Rys. 6.3 Wyniki badania: na osi poziomej podano numery osoby badanej, na osi pionowej – znormalizowany czas aktywności (czerwonym prostokątem zaznaczono badania wykonane u osób z zamkniętymi oczami, a zielonym kółkiem – te same osoby badane)

Tabela 6.1

Wyniki badania

Lp.	Znormalizowany czas aktywności mięśnia (1)		Znormalizowany czas aktywności mięśnia (2)		Znormalizowany czas aktywności mięśnia (3)		Znormalizowany czas aktywności mięśnia (4)		Uwagi
	RMS 50 ms	RMS 10 ms	RMS 50 ms	RMS 10 ms	RMS 50 ms	RMS 10 ms	RMS 50 ms	RMS 10 ms	
1	0,817	0,324	0,747	0,494	0,576	0,250	0,855	0,563	oczy otwarte
2	0,530	0,269	0,438	0,158	0,251	0,178	0,541	0,292	oczy otwarte
3	0,846	0,500	0,596	0,335	0,454	0,201	0,377	0,188	oczy otwarte
4	0,446	0,284	0,259	0,175	0,245	0,136	0,244	0,078	oczy otwarte
5	0,504	0,311	0,468	0,135	0,504	0,271	0,856	0,480	oczy otwarte
6	0,750	0,392	0,203	0,104	0,380	0,265	0,380	0,247	oczy otwarte
7	0,367	0,172	0,207	0,081	0,366	0,175	0,430	0,255	oczy otwarte*
8	0,700	0,458	0,320	0,281	0,254	0,156	0,341	0,228	oczy otwarte
9	0,432	0,284	0,270	0,117	0,163	0,093	0,220	0,117	oczy otwarte
10	0,385	0,082	0,300	0,169	0,179	0,143	0,288	0,079	oczy otwarte
11	0,800	0,555	0,487	0,227	0,315	0,167	0,617	0,332	oczy otwarte
12	0,732	0,404	0,366	0,217	0,235	0,105	0,287	0,175	oczy otwarte
13	0,496	0,300	0,699	0,305	0,395	0,183	0,377	0,211	oczy otwarte
14	0,575	0,238	0,424	0,221	0,183	0,132	0,698	0,376	oczy otwarte
15	0,284	0,185	0,787	0,427	0,440	0,270	0,399	0,147	oczy otwarte
16	0,393	0,199	0,496	0,237	0,842	0,530	0,692	0,409	oczy otwarte
17	0,540	0,307	0,456	0,120	0,428	0,192	0,418	0,180	oczy zamknięte
18	0,473	0,151	0,179	0,037	0,770	0,477	0,262	0,163	oczy zamknięte

Na podstawie analizy uzyskanych wyników czasu aktywności czterech podstawowych mięśni kończyny dolnej stwierdzono:

1. Czas aktywności czterech badanych mięśni w przypadku analizy sygnału za pomocą RMS 50 ms i RMS 10 ms jest zależny od przyjętego progu aktywności (w pracy przyję-

to 20%), przy czym czas aktywności mięśni badanych osoby nr 1 (mającej najbardziej symetryczną sylwetkę pod względem antropometrii) był największy w stosunku do czasów aktywności pozostałych osób badanych.

2. Zastosowanie mniejszego okna obróbki sygnału (RMS 10 ms) spowodowało uzyskanie mniejszego czasu aktywności w porównaniu z obróbką sygnału za pomocą okna czasowego RMS 50 ms.
3. Duży wpływ na uzyskane wyniki miały umiejscowienie elektrod EMG, grubość tkanki tłuszczowej osoby badanej oraz jej kondycja fizyczna.
4. Wyniki badań otrzymane dla osób badanych z oczami otwartymi i oczami zamkniętymi są odmienne, co świadczy o dużym wpływie narządu wzroku na aktywację mięśni podczas chodu.

6.2.2. Wyznaczanie wpływu ustawienia kończyny górnej na wykonanie zacisku izometrycznego ręką

Z punktu widzenia dziennej aktywności człowieka wykonanie zacisku izometrycznego ręką (chwytnie i jednocześnie naciskanie czterema palcami w celu zaciśnięcia badanego przedmiotu) wymaga ustabilizowania stawu ramiennego, stawu łokciowego oraz stawu nadgarstkowego w stosunku do tułowia z uwzględnieniem oddziaływania siły ciężkości i innych obciążeń zewnętrznych (w tym obciążeń dynamicznych). Należy przy tym pamiętać, że ustawienie przedramienia w stosunku do ramienia może być supinujące (odwrócone), neutralne lub pronujące (nawracające). Spośród tych trzech ustawień tylko ustawienie neutralne pozwala na wykonanie płaskiego ruchu zginania–prostowania w stawie łokciowym w konfiguracji ramię–przedramię, pozostałe dwa ustawienia (supinujące i pronujące) prowadzą bowiem do wykonania zginania w układzie przestrzennym.

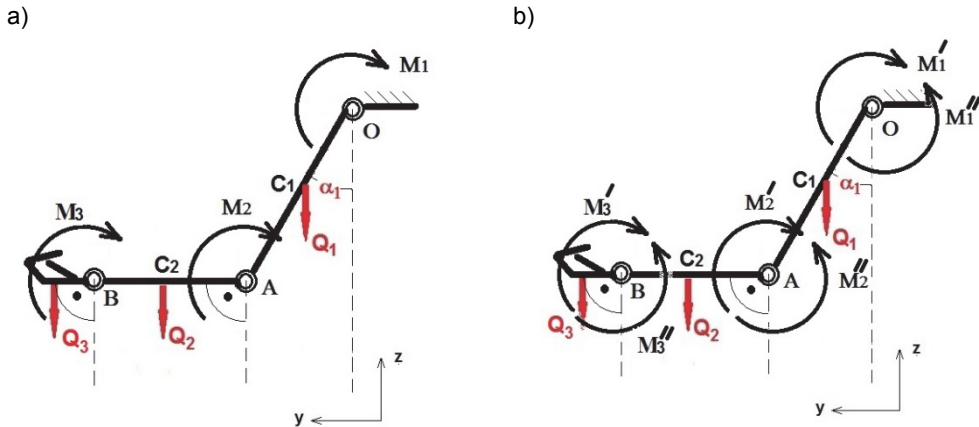
W celu wykonania zacisku izometrycznego ręką i jednoczesnego ustabilizowania stawów kończyny górnej (ramiennego, łokciowego i nadgarstkowego) osoba badana powinna aktywować mięśnie odpowiedzialne za ruchliwość w stawach uczestniczących w badanej czynności. Powstaje więc pytanie: w jaki sposób podczas zacisku izometrycznego jest realizowane usztywnienie stawów kończyny górnej? Z analizy biomechaniki kończyny górnej wynika, że usztywnienie stawów można zrealizować za pomocą:

- a) aktywacji mięśni odpowiedzialnych za czynność motoryczną (rys. 6.4a);
- b) uruchomienia współskurczu mięśni (rys. 6.4b).

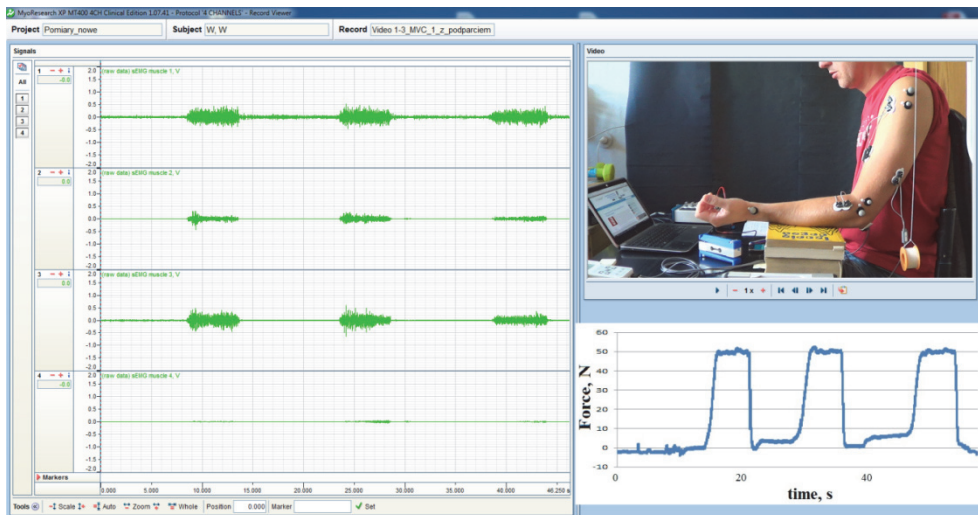
Wyznaczenie sposobu, który jest aktualnie wykorzystywany przez osobę badaną, jest zadaniem trudnym, gdyż na wybór strategii sterowania wpływa wiele czynników motoryczno-sensorycznych. Dodatkowo, pozostaje problem określenia wpływu stabilizacji stawów kończyny górnej na zacisk izometryczny realizowany za pomocą ręki.

Zakres badań pilotażowych obejmował wyznaczenie wpływu ustawienia kończyny górnej na wykonanie zacisku izometrycznego ręką w płaszczyźnie strzałkowej ciała w pozycji siedzącej [8, 156]. Podczas wykonywania zacisku stabilizacja w stawie ramiennym, łokciowym i nadgarstkowym była zapewniona w sposób aktywny (świadomy) za pomocą kontroli wzrokowej osoby badanej (o masie ciała 82 kg i wzroście 185 cm). W czasie badania zostały ustabilizowane: tułów z głową, kończyny dolne oraz kończyna górna prawa (osoba badana znajdowała się w pozycji siedzącej). W celu sprawdzenia czynności mięśni odpowiedzialnych za wykonanie badanej czynności jednocześnie rejestrowano położenie układu badanego (za pomocą systemu do analizy ruchu), powierzchniowe EMG (za pomocą systemu do rejestracji EMG) z czterech brzuśców mięśni (*brachioradialis* (1), *long head*

of *biceps brachii* (2), *long head of triceps brachii* (3), *anterior part of deltoideus* (4)) oraz siłę zacisku (za pomocą belki tensometrycznej z nałożoną rączką) (rys. 6.5).



Rys. 6.4. Biomechaniczny model kończyny górnej (układ o trzech stopniach swobody):
 M_i (M'_i) – moment sił mięśniowych działający na i -ty staw; M''_i – moment współskurczy sił mięśniowych działający na i -ty staw; α_1 – kąt w stawie ramiennym; Q_i – ciężar i -tego segmentu;
 C_i – środek ciężkości i -tego segmentu; O – staw ramienny; A – staw łokciowy;
 B – staw nadgarstkowy; Z – oś pionowa; Y – oś strzałkowa

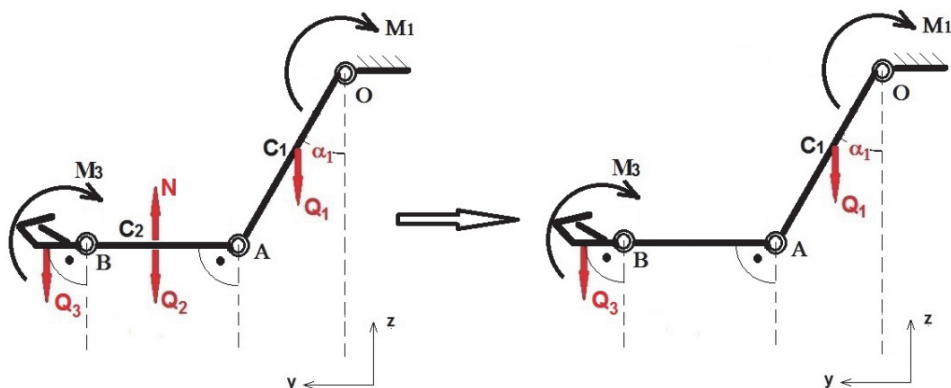


Rys. 6.5. Metoda pomiarowa i stanowisko badawcze

Badania przeprowadzono dla przedramienia w pozycji: 1) **odwróconej S** (poziome ustawienie pierwsze); 2) **neutralnej N** (poziome ustawienie drugie); 3) **nawróconej P** (poziome ustawienie trzecie). Przejście od jednego ustawienia do następnego odbywało się w sposób płynny bez szarpnięć, z prędkością dobraną przez badaną osobę.

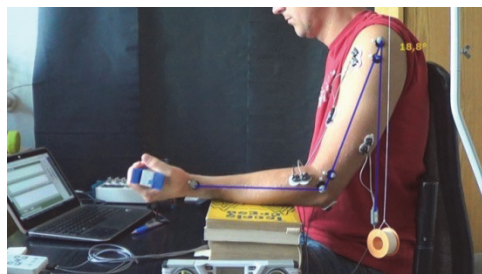
Zakres badań obejmował wykonanie pomiarów w **trzech ustawieniach kątowych kończyny górnej** ($\alpha_{1,1} \sim 21^\circ$; $\alpha_{1,2} \sim 25^\circ$; $\alpha_{1,3} \sim 29^\circ$, gdzie α_1 – kąt w stawie ramiennym mie-

rzony od osi pionowej ciała do położenia linii łączącej staw ramienny ze stawem łokciowym) dla **przedramienia podpartego** (wpływ siły ciężkości na przedramię został zniesiony za pomocą zewnętrznego podparcia przedramienia na całej długości) i **przedramienia niepodpartego** (wpływ siły ciężkości był równoważony przez świadome pobudzenie mięśni kończyny górnej, zapewniające stabilizację w stawie ramiennym, łokciowym i nadgarstkowym) (rys. 6.6, 6.7). Badane ustawienia kątowe ramienia wybrano na podstawie badań czynności codziennych wykonywanych kończyną górną w płaszczyźnie strzałkowej. Podczas zmiany ustawienia osoba badana w sposób świadomy stabilizowała kończyną górną, aby zachować ustawienie kątowe ramienia oraz ustawienie poziome przedramienia podpartego/niepodpartego. Jedna seria obejmowała wykonanie badań dla przedramienia w ustawieniu S–N–P. Po każdej serii badań stosowano 10-minutową przerwę w celu regeneracji mięśni.

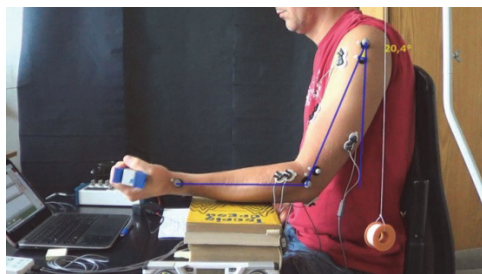


Rys. 6.6. Biomechaniczny model kończyny górnej z przedramieniem podpartym (opisy podano na rys. 6.4): N – siła nacisku przedramienia równoważona z ciężarem przedramienia Q_2

Z podparciem przedramienia



Bez podparcia przedramienia



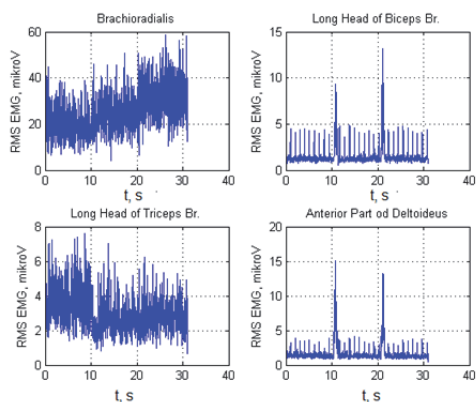
Rys. 6.7. Ustawienie kończyny górnej podczas badania

Do obróbki sygnału EMG (pobranego z częstotliwością próbkowania 1000 Hz) zastosowano procedurę odwrócenia oraz wygładzenia za pomocą obliczenia RMS z oknem czasowym 50 ms. Przyjęto próg aktywacji mięśni równy 20% maksymalnej wartości RMS EMG dla każdego kanału.

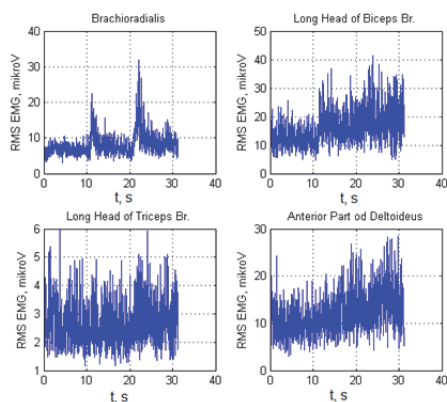
Metoda badania obejmowała:

- 1) wykonanie badań bez zacisku przy ustawieniu kątowym ramienia ($\alpha_{1_1} \sim 21^\circ$) z podparciem przedramienia (jedna seria badań) i bez podparcia (jedna seria badań) w ustawieniu S–N–P (każde ustawienie trwało 10 s); w badaniu tym sprawdzano wpływ siły ciężkości na aktywację mięśni; wyniki podano w tabeli 6.2 oraz na rys. 6.8;
- 2) wykonanie badań bez zacisku podczas maksymalnego skurczu świadomego (*maximal voluntary contraction, MVC*) przy trzech ustawieniach kątowych ramienia z podparciem przedramienia (jedna seria badań) i bez podparcia (jedna seria badań) w ustawieniu S–N–P (skurcz MVC w ciągu 5 s z dalszym zniesieniem napięcia i przejściem do następnego ustawienia w ciągu 10 s); w badaniu tym sprawdzano wpływ siły ciężkości oraz MVC na aktywację mięśni; wyniki podano w tabeli 6.3 i (wybrane) na rys. 6.9;
- 3) wykonanie badań z zaciskiem przy trzech ustawieniach kątowych ramienia z podparciem przedramienia (dwie serie badań) i bez podparcia (dwie serie badań) w ustawieniu S–N–P (zacisk z siłą docelową 50 N w ciągu 10 s z dalszym odpuszczeniem zacisku i przejściem do następnego ustawienia w ciągu 10 s); w badaniu tym sprawdzano wpływ siły ciężkości oraz izometryczny zacisk ręką na aktywację mięśni; wyniki badań podano w tabeli 6.4 i (wybrane) na rys. 6.10.

Z podparciem przedramienia

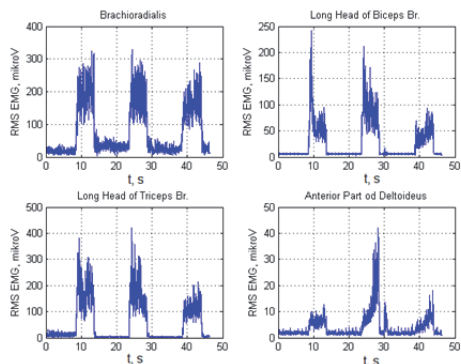


Bez podparcia przedramienia

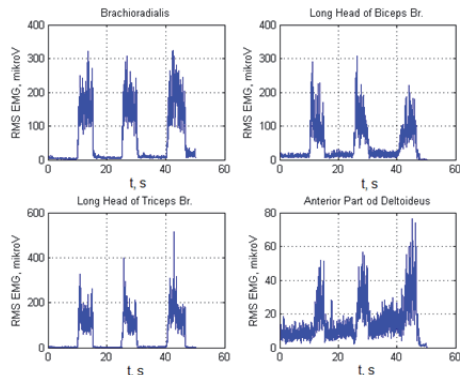


Rys. 6.8. Sygnał RMS EMG z oknem czasowym 50 ms czterech mięśni badanych przy ustawieniu kątowym ramienia ($\alpha_{1_1} \sim 21^\circ$) bez zacisku z podparciem przedramienia i bez podparcia w ustawieniu S–N–P

Z podparciem przedramienia



Bez podparcia przedramienia



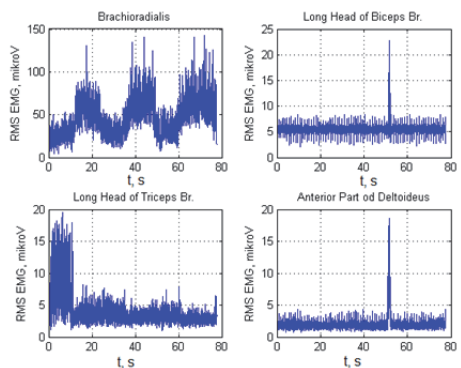
Rys. 6.9. Sygnał RMS EMG z oknem czasowym 50 ms czterech mięśni badanych bez zacisku podczas MVC z podparciem przedramienia i bez podparcia w ustawieniu S–N–P (dane dla ustawienia kąтового ramienia $\alpha_{1_1} \sim 21^\circ$)

Tabela 6.2

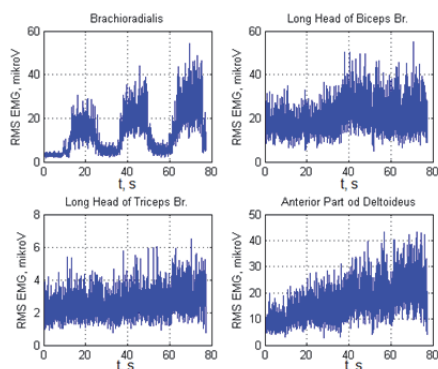
Wyniki badań czterech mięśni przy ustawieniu kątowym ramienia ($\alpha_{1_1} \sim 21^\circ$) bez zacisku z podparciem przedramienia i bez podparcia w ustawieniu S–N–P (wartość średnia amplitudy sygnału RMS EMG z oknem czasowym 50 ms)

Rodzaj badania	Kąt w stawie ramiennym [°]	<i>Brachioradialis</i> (1) [μV]	<i>Long head biceps br.</i> (2) [μV]	<i>Long head triceps br.</i> (3) [μV]	<i>Anterior part of deltoideus</i> (4) [μV]
z podparciem	21	24,90	0,40	3,01	0,35
bez podparcia	21	6,86	16,09	2,73	12,02

Z podparciem przedramienia



Bez podparcia przedramienia



Rys. 6.10. Sygnał RMS EMG z oknem czasowym 50 ms czterech mięśni badanych przy zacisku z podparciem przedramienia i bez podparcia w ustawieniu S–N–P (dane dla ustawienia kąтового ramienia $\alpha_{1_1} \sim 21^\circ$)

Tabela 6.3

Wyniki badań czterech mięśni badanych podczas MVC bez zacisku z podparciem przedramienia i bez podparcia w ustawieniu S-N-P (wartość średnia amplitudy sygnału RMS EMG z oknem czasowym 50 ms)

Rodzaj badania	Kąt w stawie ramiennym [°]	<i>Brachioradialis</i> (1) [μV]	<i>Long head biceps br.</i> (2) [μV]	<i>Long head triceps br.</i> (3) [μV]	<i>Anterior part of deltoideus</i> (4) [μV]
z podparciem	21	59,84	17,16	48,38	1,57
	25	44,15	13,97	38,54	1,91
	29	43,22	17,15	36,97	1,92
bez podparcia	21	51,56	29,41	38,17	8,51
	25	48,67	24,86	42,82	15,17
	29	46,92	23,73	41,22	21,85

Tabela 6.4

Wyniki badań czterech mięśni przy zacisku z podparciem przedramienia i bez podparcia w ustawieniu S-N-P (wartość średnia amplitudy sygnału RMS EMG z oknem czasowym 50 ms)

Rodzaj badania	Kąt w stawie ramiennym [°]	<i>Brachioradialis</i> (1) [μV]	<i>Long head biceps br.</i> (2) [μV]	<i>Long head triceps br.</i> (3) [μV]	<i>Anterior part of deltoideus</i> (4) [μV]	Siła zacisku [N]
z podparciem	21	27,28	5,48	2,99	0,28	50,11
	25	10,36	5,04	2,53	2,25	50,13
	29	11,44	5,26	2,83	1,99	50,09
bez podparcia	21	10,51	21,32	3,10	16,9	50,12
	25	9,88	24,07	3,39	18,67	50,17
	29	9,83	29,62	3,91	24,93	50,14

Należy podkreślić, że analiza wyników badań powinna uwzględniać funkcje mięśni wybranych do analizy: 1) mięsień *brachioradialis* (1) jest mięśniem jednostawowym działającym na staw łokciowy; 2) mięsień *long head of biceps brachii* (2) jest mięśniem dwustawowym działającym na staw łokciowy i staw ramienny; 3) mięsień *long head of triceps brachii* (3) jest mięśniem dwustawowym działającym na staw łokciowy i staw ramienny; 4) mięsień *anterior part of deltoideus* (4) jest mięśniem jednostawowym działającym na staw ramienny. Wpływ mięśni dwustawowych na wykonanie czynności motorycznej jest trudny do zbadania, ponieważ wzajemna konfiguracja dwóch stawów wyznacza czynność motoryczną, którą może aktualnie realizować mięsień dwustawowy.

Zakres wykonanych badań obejmował wyznaczenie aktywności czterech podstawowych mięśni: 1) pod wpływem siły ciężkości (badana kończyna znajdowała się w płaszczyźnie strzałkowej); 2) podczas wykonania MVC z jednoczesnym wpływem siły ciężkości bez zacisku ręką; 3) podczas wykonania izometrycznego zacisku ręką z jednoczesnym wpływem siły ciężkości. Z danych zestawionych w tabelach 6.2–6.4 wynika, że aktywność

mięśni (oceniana za pomocą średniej wartości amplitudy sygnału RMS EMG mierzonego podczas ustawienia S–P–N) znacząco się różni dla pozycji podpartej przedramienia i niepodpartej przedramienia. Ponadto, wykonanie ścisku izometrycznego angażuje odmienne mięśnie do stabilizacji stawu ramiennego, łokciowego i nadgarstkowego.

W celu kompleksowej analizy wyników planowane jest: 1) rozwijanie modeli statystycznych w celu wyznaczenia czynników głównych mających wpływ na aktywację badanych mięśni; 2) przeprowadzenie badań na większej liczbie osobników; 3) sprawdzenie wpływu zmęczenia na aktywację mięśni (p. 6.2.3).

6.2.3. Wyznaczanie zmęczenia mięśnia

Zakres badań pilotażowych obejmował sprawdzenie, czy mięśnie badane w p. 6.2.2 (*brachioradialis* (1), *long head of biceps brachii* (2), *long head of triceps brachii* (3), *anterior part of deltoideus* (4)) uległy zmęczeniu. Do analizy wybrano dwa 10-sekundowe odcinki sygnału EMG uzyskane podczas ustawienia przedramienia niepodpartego w pozycji pronacji wraz z pozycją kątową ramienia równą (rys. 6.11):

- 1) $\alpha_{1,1} \sim 21^\circ$ (drugie badanie potraktowane jako badanie przed wysiłkiem);
- 2) $\alpha_{1,1} \sim 29^\circ$ (ostatnie, szóste badanie potraktowane jako badanie po wysiłku).

Wyniki badania częstotliwości sygnału EMG zostały obliczone na podstawie periodogramu (dyskretnej transformaty Fouriera) oraz publikacji [119] (rys. 6.12).

W wyniku analizy uzyskano:

- 1) amplitudy sygnału EMG w postaci wartości średniej sygnału odwróconego (*mean of recrified*) i wartości średniej amplitudy sygnału RMS EMG z oknem czasowym 50 ms (*mean of RMS 50 ms*) (tab. 6.5);
- 2) częstotliwości sygnału EMG w postaci częstotliwości średniej (*mean frequency*) i mediany częstotliwości (*median frequency*) (tab. 6.6, rys. 6.13).

Na podstawie analizy wyników badania amplitudy sygnału EMG oraz badania częstotliwości sygnału EMG stwierdzono, że wartości uzyskane przed wysiłkiem i po wysiłku są bardzo zbliżone, co świadczy o braku wpływu procesu zmęczenia na badane mięśnie.

Tabela 6.5

Wyniki badania amplitudy sygnału EMG: wartość średnia sygnału odwróconego (Mean of Recrified) i wartość średnia amplitudy sygnału RMS EMG z oknem czasowym 50 ms (Mean of RMS 50 ms)

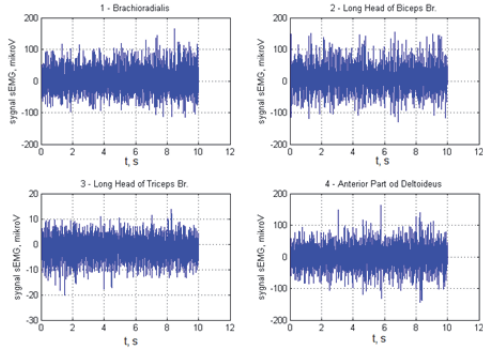
Mięsień	Przed wysiłkiem <i>mean of RMS</i> 50 ms [μ V]	Przed wysiłkiem <i>mean of recrified</i> [μ V]	Po wysiłku <i>mean of RMS</i> 50 ms [μ V]	Po wysiłku <i>mean of re- crified</i> [μ V]
<i>Brachioradialis</i> (1)	26,39	26,38	19,23	19,22
<i>Long head of biceps brachii</i> (2)	25,93	25,92	31,18	31,17
<i>Long head of triceps brachii</i> (3)	3,38	3,38	4,53	4,53
<i>Anterior part of deltoideus</i> (4)	25,12	25,11	32,16	32,19

Tabela 6.6

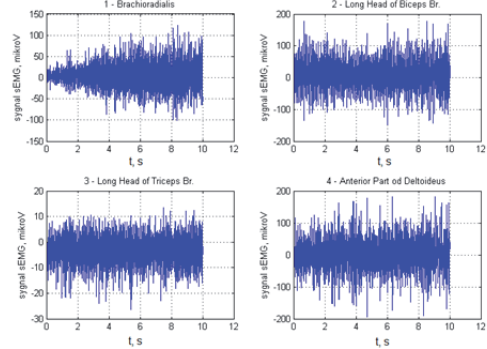
Wyniki badania częstotliwości sygnału EMG: częstotliwość średnia (*mean frequency*) i mediana częstotliwości (*median frequency*)

Mięsień	Przed wysiłkiem <i>mean frequency</i> [Hz]	Przed wysiłkiem <i>median frequency</i> [Hz]	Po wysiłku <i>mean frequency</i> [Hz]	Po wysiłku <i>median frequency</i> [Hz]
<i>Brachioradialis</i> (1)	60,6	51,0	61,0	51,6
<i>Long head of biceps brachii</i> (2)	54,2	47,2	50,3	44,4
<i>Long head of triceps brachii</i> (3)	51,3	34,1	40,4	30,4
<i>Anterior part of deltoideus</i> (4)	54,3	48,4	56,2	51,4

Przed wysiłkiem

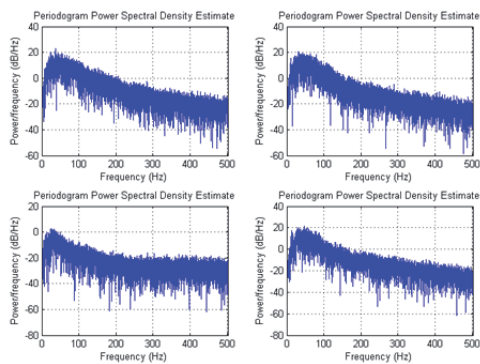


Po wysiłku

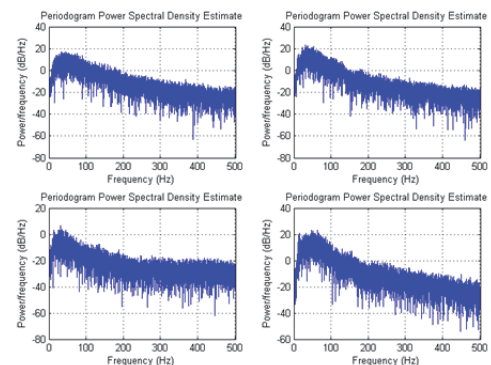


Rys. 6.11. Surowe sygnały EMG zmierzone na czterech badanych mięśniach

Przed wysiłkiem

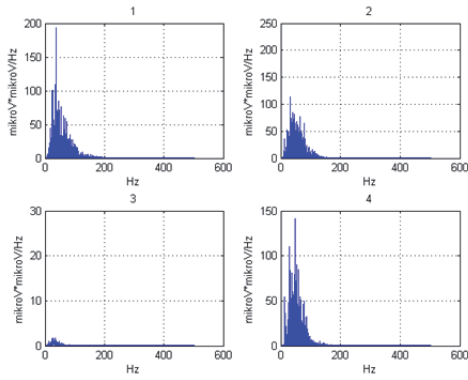


Po wysiłku

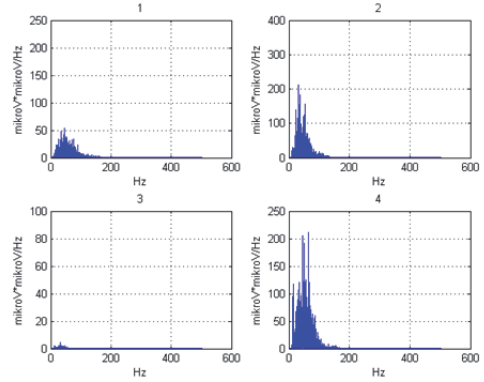


Rys. 6.12. Periodogramy obliczone dla surowych sygnałów EMG zmierzonych na czterech badanych mięśniach

Przed wysiłkiem



Po wysiłku



Rys. 6.13. Wyniki analizy spektralnej (*Power Spectrum*) dla surowych sygnałów EMG zmierzonych na czterech badanych mięśniach

Rozdział 7

PROJEKTOWANIE URZĄDZEŃ DO REHABILITACJI

7.1. Wprowadzenie

Urządzenia do rehabilitacji są stosowane do usprawniania zaburzonych funkcji motorycznych, które można częściowo lub całkowicie odtworzyć za pomocą odpowiedniego programu ćwiczeń fizycznych. W ogólnym podejściu urządzenie do rehabilitacji powinno realizować dwa podstawowe tryby pracy: **tryb nadzorowania** i **tryb prowadzenia**. W trybie nadzorowania urządzenie powinno nadzorować proces wykonywania czynności, tzn. sprawdzać, czy wykonywany ruch jest zgodny z ruchem zadany, i w przypadku przekroczenia zadanego odchylenia monitorować rozbieżności (w tym przypadku fizjoterapeuta powinien podjąć decyzję odnośnie do dalszych działań). Z kolei w trybie prowadzenia urządzenie do rehabilitacji powinno funkcjonować jako układ prowadzący, osoba rehabilitowana zaś – jako układ prowadzony.

Projektowanie urządzenia do rehabilitacji wymaga uwzględnienia, że podczas procesu rehabilitacji zachodzi współpraca dwóch systemów: systemu żywego i urządzenia do rehabilitacji. Rodzaj współpracy pomiędzy tymi systemami zależy od stopnia uszkodzenia systemu żywego, etapu ruchu oraz wpływu obciążeń zewnętrznych (np. oddziaływania grawitacyjnego). Biorąc pod uwagę złożoność systemów, zadanie zaprojektowania urządzenia do rehabilitacji należy traktować jako interdyscyplinarne. Rozwiązanie można znaleźć na drodze połączenia specjalistycznej wiedzy z różnych dziedzin nauk medycznych (rehabilitacja neurologiczna, fizjoterapia, ortopedia) i nauk technicznych (mechanika, biomechanika, wytrzymałość materiałów, automatyka, sterowanie, robotyka), a jego cele obejmują:

- 1) wyznaczenie anatomicznych osi i płaszczyzn, w których powinien zachodzić ruch wymagany; należy także uwzględnić fakt, że ze względu na wzajemną konfigurację segmentów oraz nieregularną budowę stawów, osie zmieniają swoje położenie podczas ruchu;
- 2) wyznaczenie zakresu ruchów dozwolonych;
- 3) wyznaczenie danych biomechanicznych (długości wybranych segmentów ciała, masy tych segmentów, położenia środków ich ciężkości oraz ich momentów bezwładności (ruch płaski) lub tensora bezwładności (ruch złożony));
- 4) wyznaczenie danych kinematycznych (charakterystyk kinematycznych, które powinno realizować urządzenie do rehabilitacji) oraz danych kinetycznych (dynamicznych) (pomiar sił i momentów zewnętrznych oddziałujących na osobę badaną podczas rehabilitacji);
- 5) oszacowanie momentów stawowych i reakcji stawowych na podstawie danych kinematycznych i danych kinetycznych;
- 6) opracowanie koncepcji funkcjonowania systemu sterowania, który powinien realizować zadane tryby rehabilitacji (tryb prowadzenia i tryb nadzorowania) oraz typy rehabilitacji (rehabilitacja pasywna, aktywna, aktywna z obciążeniem dodatkowym lub rehabilitacja ruchami izokinetycznymi) w trybie czasu rzeczywistego;
- 7) zaprojektowanie konstrukcji zewnętrznej wspomagającej wykonanie ruchów zadanych, tzn. realizowanie zadanych charakterystyk kinematycznych i kinetycznych w poszcze-

gólnych etapach, trybach i typach rehabilitacji, oraz jednocześnie zapewnienie stabilności układu złożonego z urządzenia do rehabilitacji oraz osoby rehabilitowanej;

- 8) zaprojektowanie napędu realizującego poszczególne stany funkcjonowania systemu sterowania oraz poszczególne etapy pracy urządzenia do rehabilitacji (etap rozruchu, etap pracy właściwej, etap hamowania).

W celu rozwiązania zadań związanych ze sterowaniem wymagane **jest przewidywanie zachowania żywego układu** (układu rehabilitowanego). Przewidywanie to może być określone na podstawie biomechaniki mięśni, biomechaniki zespołów mięśniowo-szkieletowych i teorii sterowania ruchem w układach żywych [81].

7.1.1. Podstawy teorii sterowania ruchem w układach żywych

Zachowanie systemu żywego, określane jako koordynacja czasowo-przestrzennie-funkcyjna, wynika ze sposobu sterowania układu nerwowego tego systemu. W celu skoordynowania ruchów układ nerwowy powinien mieć informację o otoczeniu zewnętrznym, oddziaływaniu oraz obecnej konfiguracji wszystkich segmentów ciała [83]. Z punktu widzenia mechaniki charakterystyczną cechą układu żywego jest jego nadmiarowość i z tego względu problem sterowania tym układem nie ma jednoznacznego rozwiązania. Nadmiarowość powoduje, że układ może wykonać zadanie na wiele sposobów. Cecha ta została nazwana obfitością motoryczną (*motor abundance*) [83]. Należy także zwrócić uwagę, że jedynie układ z obfitością motoryczną może wykonać czynność motoryczną, a jednocześnie zachować stabilność w środowisku, w którym przewidywanie oddziaływania czynników zewnętrznych jest skomplikowanym zadaniem [81, 85].

Problem sterowania nadmiarowym układem żywym jest nazywany **problemem synergii**. Jego rozwiązanie polega na wyznaczeniu sposobu, w jaki układ nerwowy steruje zachowaniem żywego układu redundantnego przy jednoczesnym zachowaniu stabilności tego układu. Pojęcie stabilności układu biologicznego obejmuje wykonanie zadania ruchowego wraz z zachowaniem stabilności z punktu widzenia mechaniki lub powrót do stabilności wskutek zadziałania wymuszenia. Wykonanie zadania przy zachowaniu pewnych cech (niezmienników trajektorii) jest nazywane stabilnością zagadnieniowo-specyficzną (*task-specific stability*). Wymuszenie może być typu mechanicznego (np. wskutek oddziaływania wzajemnych momentów stawowych) lub neurologicznego (zjawisko sprzężenia efektora z układem sensorycznym) [25]. Biorąc pod uwagę budowę narządu ruchu człowieka, problem synergii powinien być rozpatrywany z poziomu:

- 1) neurologicznego (sterowanie na poziomie pobudzenia składowych układu neurologicznego);
- 2) jednostek motorycznych;
- 3) zespołów mięśniowych.

Analizując zachowanie układu żywego z poziomu zespołów mięśniowych, można zaobserwować pewne regularności, tzn. powtarzające się schematy wykonania ruchu, zachodzące w pewnych zakresach. Ze względu na rodzaj analizy te regularności można podzielić na dwa typy: regularność kinematyczna w zakresie położenia końcowego efektora oraz regularność kinematyczna w zakresie konfiguracji kątów stawowych [131].

Ze względu na złożoność układu żywego w teorii sterowania ruchem stosowane jest podejście statystyczne. Polega ono na poszukiwaniu związków przyczynowo-skutkowych w układzie żywym za pomocą modeli statystycznych, przy wykorzystaniu np. zmienności

badanej zmiennej w czasie (*variability of the corresponding variable in time*) lub odtwarzalności zmiennej w próbach (*reproducibility of the variable from trial to trial*).

Zgodnie z koncepcją Bernsteina umiejętność wykonania zadania ruchowego jest rozwijana w trzech etapach [81, 177]: 1) w etapie pierwszym zachodzi redukcja (zablokowanie) nadmiarowych stopni swobody pozwalająca na wykonanie zadania ruchowego w sposób jednoznaczny; 2) w etapie drugim zachodzi odblokowanie zablokowanych stopni swobody, które pozwala na modyfikacje wykonania zadania ruchowego w oparciu o sprzężenie zwrotne układu sensorycznego; 3) w etapie końcowym zachodzi udoskonalenie wykonywania zadania ruchowego przy istniejącym oddziaływaniu obciążenia zewnętrznego oraz zakodowanie tego wykonywania w pamięci motorycznej.

Diagnoza chorób związanych z deficytem ruchowym (np. hiperkinezja, dyskinezy, hipokinezja, bradykinezja, obecność nieświadomych ruchów rytmicznych (drżenie, dreszcze, drgawki, płasawica lub tik nerwowy)) bazuje na obserwacji ruchów realizowanych przez osobę badaną. Wyniki obserwacji są podstawą do ustalenia miejsca wystąpienia schorzenia – w ośrodkowym lub obwodowym układzie nerwowym. Natomiast możliwość poznania przyczyny schorzenia na podstawie tych wyników obserwacji jest bardzo ograniczona z powodu braku pomiarów obiektywnych i ilościowych, które można by było przeprowadzić na wczesnych etapach rozwoju choroby [87].

7.1.2. Koncepcja synergii

Występowanie organizacji neurologicznej układu wieloczłonowego, która zapewnia stabilizację zmiennych wykonawczych poprzez rozdzielenie wykonania zadania między poszczególne elementy (zespoły mięśniowe) przy jednoczesnym występowaniu kowariancji między tymi elementami, jest nazywane **synergia** [102]. W zależności od interpretacji synergia jest przedstawiana w trzech postaciach [88]:

- 1) synergia typu A – opisuje wykryte stereotypowe wzorce aktywacji mięśni u pacjentów z chorobami neurologicznymi, które to wzorce powinny być zniesione za pomocą rehabilitacji ruchowej;
- 2) synergia typu B – opisuje grupy zmiennych (kinematycznych, kinetycznych, EMG) jednocześnie zmieniających się w czasie wykonywania badanego zadania ruchowego, np. analiza jest przeprowadzana w ustalonych przedziałach czasowych wykonania ruchu;
- 3) synergia typu C – opisuje współdziałanie grup mięśniowych w układzie nadmiarowym określane za pomocą koncepcji *uncontrolled manifold* (UCM) (p. 7.1.3), która wymaga sformułowania modelu statystycznego i wielokrotnego wykonania zadania badanego.

Przy badaniu oddziaływania mięśni jednostawowych, dwustawowych oraz wielostawowych należy pamiętać o występowaniu odruchów międzystawowych (*inter-joint reflexes*) i odruchów międzykończynowych (*inter-limb reflexes*) [88]. Odruchy te przyczyniają się do sprzężenia obrotów w stawach i z tego względu w praktyce nie jest możliwe wykonanie ruchu przez jeden wybrany staw bez kontroli wzrokowej. Ponadto, wskutek istnienia nerwowych połączeń krzyżowych występują także odruchy niezamierzone dwóch rodzajów: 1) odruch ipsilateralny – polegający na przeniesieniu funkcji motorycznych przez sąsiednie grupy mięśniowe tej samej kończyny; 2) odruch kontrlateralny – polegający na przeniesieniu funkcji motorycznych przez kończynę sąsiednią. Dodatkowo, należy pamiętać, że osoba sprawna (tzn. posiadająca nieuszkodzone motoryczne i sensoryczne drogi nerwowe) w ciągu swojej ontogenezy doskonali umiejętność unikania wykonywania czynności motorycznych prowadzących do bólu i uszkodzenia [87].

7.1.3. Koncepcja *uncontrolled manifold*

Na podstawie koncepcji *self-motion manifold* sformułowanej w [111] zaproponowano koncepcję *uncontrolled manifold* (UCM), którą można zastosować do badania relacji pomiędzy zmiennymi za pomocą modeli statystycznych [34]. Koncepcja ta może być wykorzystywana do badania stabilności oraz analizy postury aproksymowanej w postaci sekwencji ustawień tej postury.

Zgodnie z koncepcją UCM przyjmuje się kontrolną hipotezę statystyczną deklarującą, którymi zmiennymi sterowania (o wymiarze n) steruje układ nerwowy w celu wykonania zadania ruchowego opisanego za pomocą zmiennych wykonawczych (o wymiarze k) znajdujących się w przestrzeni badanej [83]. Przestrzeń ta obejmuje wszystkie możliwe konfiguracje systemu badanego i jest dzielona na dwie podprzestrzenie ortogonalne. Pierwszą podprzestrzeń nazywa się podprzestrzenią UCM (ma ona wymiar $n-k$ i zakłada się, że w jej obrębie wybrane zmienne sterowania stabilizują zmienne wykonawcze). Druga podprzestrzeń jest ortogonalna do pierwszej i nazywa się ją podprzestrzenią ortogonalną (ma ona wymiar k i zakłada się, że w jej obrębie wybrane zmienne sterowania nie stabilizują zmiennych wykonawczych). Jeżeli wynik sprawdzenia hipotezy kontrolnej uzyskuje się w podprzestrzeni UCM, to nie ma powodów do odrzucenia weryfikowanej hipotezy. Jeżeli natomiast wynik sprawdzenia hipotezy kontrolnej uzyska się w podprzestrzeni ortogonalnej, to weryfikowana hipoteza nie jest prawdziwa i należy ją odrzucić.

Koncepcja UCM jest stosowana do sprawdzania hipotez kontrolnych za pomocą oszacowania: 1) średniej wartości zmiennej wykonawczej (zakłada się, że średnia wartość jest właściwą aproksymacją „wzorcowej czynności” [88]); 2) zmienności zmiennych wykonawczych w podprzestrzeni UCM (V_{ucm}); 3) zmienności zmiennych wykonawczych w podprzestrzeni ortogonalnej (V_{ort}); 4) współczynnika synergii (*index of synergy*) na podstawie obliczonych wartości V_{ucm} i V_{ort} .

Koncepcja UCM uwzględnia również, że: 1) powtórzenie tej samej czynności motorycznej zachodzi przy odmiennych stanach początkowych i jest realizowane za pomocą odmiennych sił generowanych przez zespół mięśniowy; 2) indywidualne trajektorie wykonania ruchu wykazują większe odchylenie w kierunkach destabilizacji postury i mniejsze odchylenie (większą zbieżność) w kierunkach stabilizacji (z tego względu w kierunku podprzestrzeni UCM występuje większa wariancja w porównaniu z wariancją w kierunku podprzestrzeni ortogonalnej). Do powiązania zmiennych sterowania i zmiennych wykonawczych zadeklarowanych w hipotezie kontrolnej stosuje się jacobian, który jest liniową aproksymacją UCM i uzależnia małe zmiany zmiennych sterowania od zmiany zmiennych wykonawczych. Koncepcja UCM umożliwia analizę zmiennych sterowania i zmiennych wykonawczych mających odmienne jednostki fizyczne [103, 104].

W przypadku uzyskania większej zmienności zmiennych wykonawczych w podprzestrzeni UCM (V_{ucm}) w porównaniu ze zmiennością zmiennych wykonawczych w podprzestrzeni ortogonalnej (V_{ort}), tzn. $V_{ucm} > V_{ort}$, można wywnioskować, że badany model statystyczny (tzn. wybrana zależność pomiędzy zmiennymi sterowania a zmiennymi wykonawczymi) jest wiarygodny i wybrane zmienne sterowania mają wpływ na czynność opisaną za pomocą zmiennych wykonawczych [103]. Zastosowanie koncepcji UCM wymaga uzyskania dużej liczby badań, przy założeniu, że zadanie ruchowe jest realizowane przez osoby bez schorzeń motorycznych za pomocą jednakowej strategii sterowania [130]. Ponadto, wynik analizy będzie prawdziwy jedynie w przypadku, gdy podczas wielokrotnego wykonania zadania nie zachodzi proces nauczania, proces zmęczenia i nie dochodzi do uszkodzenia funkcji motorycznych.

Do sprawdzenia hipotezy kontrolnej za pomocą koncepcji UCM stosuje się metody obróbki danych statystycznych opierające się na poszukiwaniu powiązania statystycznego wybranych grup zmiennych losowych uzyskanych podczas badań psychologicznych [138]. Wymagają one obliczenia kowariancji (liniowej zależności między zmiennymi losowymi, których cechy zmieniają się w sposób podobny) i korelacji oraz zastosowania technik rozkładu liniowego (*matrix factorization* lub *matrix decomposition*), np. analizy czynników głównych (*principal component analysis*), analizy czynników niezależnych (*independent component analysis*), nieujemnej macierzy rozkładu (*nonnegative matrix factorization*) [81, 83, 132]. Analiza wyniku otrzymanego za pomocą koncepcji UCM wymaga, aby: 1) w przypadku obecności strategii współdziałania (synergii) zachodziła niezerowa kowariancja zmiennych sterowania; 2) w przypadku braku strategii współdziałania zachodziła zerowa kowariancja zmiennych sterowania, tzn. w tym wypadku zmienne sterowania powinny być całkowicie niezależne. Stosując podejście statystyczne, należy pamiętać, że wykorzystanie wariacji pozwala na przeprowadzenie jedynie analizy liniowej, wariacja jest bowiem liniowym wskaźnikiem zmienności i stanowi cechę addytywną, która może być wykorzystana do analizy problemu wielowymiarowego. Z kolei zastosowanie wariacji do analizy problemów nieliniowych wyznaczonych za pomocą regresji nieliniowej jest problematyczne.

W pracy [131] opisano zastosowanie koncepcji UCM do sprawdzenia hipotez kontrolnych sformułowanych w celu poszukiwania związków statystycznych zachodzących podczas symetrycznego ruchu siedzenie–wstanie w płaszczyźnie strzałkowej. Jako zmienne wykonawcze przyjęto położenia głowy, ręki oraz środek masy ciała. Jako zmienne sterowania przyjęto natomiast kąty stawowe poszczególnych segmentów (kąty zostały obliczone jako kąty utworzone między długą osią segmentu a linią poziomą). Liniowe prędkości głowy, ręki i środka masy ciała oraz prędkości kątowe kątów stawowych uzyskano metodą różniczkowania za pomocą różnic skończonych.

W pracy [130] zastosowano koncepcję UCM do oszacowania współczynników koordynacji motorycznej w celu zbadania wpływu rehabilitacji motorycznej u pacjentów z zespołem Downa. Badanie wykonano dla grupy osób zdrowych i grupy osób z zespołem Downa. Współczynniki koordynacji motorycznej oszacowano na podstawie wielokrotnych wyników badania polegającego na produkcji siły czterema palcami (bez udziału kciuka) wraz z pomiarem tej siły oraz momentu względem osi długiej układu przedramię–ręka. Wyniki oszacowano, zakładając, że w przypadku uzyskania nieskorelowanych danych losowych suma wariacji siły całkowitej (powstała wskutek nacisku wszystkich czterech palców) powinna być równa wariacji poszczególnych sił. Zastosowano także filtrację danych otrzymanych po obróbce statystycznej, biorąc pod uwagę, że niskoczęstotliwościowy filtr pozwala na wyłonienie zmienności związanej z wykonaniem zadania bez udziału korekty wprowadzanej świadomie, wysokoczęstotliwościowy filtr wyłania zaś zmienność związaną z korektą wprowadzaną świadomie.

W pracy [50] przedstawiono porównanie wyników uzyskanych przy wykorzystaniu modelu statystycznego (sformułowanego na podstawie koncepcji UCM) oraz modelu analitycznego (modelu kinematycznego kończyny dolnej), które zostały zastosowane do zbadania położenia środka masy ciała podczas kołysania ciała przy kontroli wzrokowej w pozycji stojącej między dwiema przegradami ustalonymi na podstawie przednio-tylnej pozycji środka nacisku oraz zakresu kątów stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. Do ustalenia przegród zastosowano prawo Fittsa, które uzależnia czas niezbędny do osiągnięcia punktu docelowego od rozmiaru tego punktu oraz odległości pomiędzy punktem początkowym a punktem docelowym.

7.1.4. Koncepcja *motor equivalence*

Z badań doświadczalnych wynika, że w celu wykonania zadania ruchowego ośrodkowy układ nerwowy (OUN) korzysta ze zbioru składającego się z udanych konfiguracji kątów stawowych, które zapewniają wykonanie tego samego zadania ruchowego w identycznych warunkach zewnętrznych, przy jednoczesnym zachowaniu stabilności układu (całego ciała) [102]. Na podstawie tego spostrzeżenia zaproponowano koncepcję *motor equivalence* (ME), w której zakłada się, że istnieje możliwość wykonania zadania ruchowego za pomocą odmiennych efektorów lub za pomocą ich odmiennej konfiguracji, przy czym realizacja zadania odbywa się przy istnieniu parametru ściśle związanego z wykonaniem zadania, bez względu na zmiany zachodzące w podległych układach wykonawczych [103, 104]. Zgodnie z koncepcją ME układ sensoryczny wykrywa odchylenia pomiędzy trajektorią realizowaną przez efektor a trajektorią zadaną. Prowadzi to do korekty błędów w kierunkach zadanych (opisanych niezbędnymi zmiennymi wykonawczymi) wraz z akumulacją błędów w kierunkach niezwiązanych z kierunkami zadanymi (kierunkami ME). W celu oszacowania parametru ME należy: 1) porównać konfiguracje pomiędzy zmianami zachodzącymi na poziomie wykonania zadania i zmianami zachodzącymi na poziomie konfiguracji elementów układu wykonawczego; 2) sformułować kryterium porównania liczby zmiennych elementów układu wykonawczego z wybranymi zmiennymi wykonawczymi odpowiedzialnymi za wykonanie zadania ruchowego.

Podstawowym problemem analizy wykonania zamierzonego ruchu jest określenie, czy OUN narzuca wykonanie ruchu zgodnego z zadaną konfiguracją kątów stawowych [103]. Jeśli weźmie się pod uwagę fakt, że układ wykonawczy (*motor system*) jest układem nadmiarowym i zaszumionym, pojawia się problem rozróżnienia konfiguracji kątów stawowych wskutek występowania sterowania zaszumionego (*noisy control*) (ze względu na złożoność układu) i/lub wykonania odmiennych planów ruchowych (*movement plans*). Podstawowa trudność wynika z faktu, że w rzeczywistości zadanie ruchowe nie może być dokładnie powtórzone ze względu na zmiany warunków otoczenia i zajście zmian w samym układzie ruchowym [104]. Dlatego proponuje się, aby oszacowanie parametru ME polegało na porównywaniu wielkości zmian na poziomie zmiennych wykonawczych z wielkością zmian na poziomie zmiennych sterowania. Ponadto problemem pozostaje fakt, że te dwa poziomy (poziom zmiennych sterowania i poziom zmiennych wykonawczych) mają odmiennie jednostki fizyczne i analiza porównawcza nie może być przeprowadzona w sposób bezpośredni. Do rozwiązania tego zadania można zastosować koncepcję UCM poprzez sformułowanie jakobianu (p. 7.1.3). Wartość zmienności w podprzestrzeni UCM (V_{ucm}) jest nazywana komponentem ME. Z kolei wartość zmienności w podprzestrzeni ortogonalnej (Vort) nie jest komponentem ME (nME). Ponadto, komponent ME może być spowodowany dwoma czynnikami: 1) bezpośrednim oddziaływaniem mechanicznym zaburzenia; 2) reorganizacją poszczególnych DOF wywołaną zmiennymi sterowania (z poziomu neurologicznego).

W pracy [104] sprawdzono także: 1) w jaki sposób komponenty ME są zmieniane w czasie, gdy zaburzenie utrzymuje się na stałym poziomie 2) czy komponenty ME nadal istnieją po ustąpieniu oddziaływania zaburzenia, przyjmując, że komponent ME jest spowodowany reorganizacją poszczególnych DOF wywołaną zmiennymi sterowania. Sprawdzenia tego dokonano dla układu czterech palców (bez udziału kciuka), które wywierały nacisk na czujniki siły (*inverse piano*). Ponadto oszacowano macierz opisującą efekt *enslaving* (występujący w badanym układzie ze względu na specyficzną budowę anatomiczną układu mięśniowo-szkieletowego ręki) oraz układ *finger modes* (sił produkowanych przez naciski palców, mających największy wpływ na uzyskany wynik z punktu widzenia podej-

ścia statystycznego). Do analizy wyników wybrano cztery przedziały czasowe uwzględniające czasy oddziaływania odruchów układu nerwowego oraz opóźnienie elektromechaniczne (wynoszące około 10 ms dla mięśni szkieletowych) w mięśniach kończyn:

- 1) okres 1–50 ms uwzględniający efekty mechaniczne po zadziałaniu zaburzenia;
- 2) okres 51–100 ms uwzględniający uruchomienie odruchów rdzeniowych;
- 3) okres 101–150 ms uwzględniający zadziałanie odruchów rdzeniowych powiązanych (*long-loop reflex*) lub reakcji zaprogramowanych;
- 4) okres 151–500 ms uwzględniający wszystkie podane oddziaływania oraz korekcję wprowadzaną przez ruchy świadome.

Koncepcja ME może być zastosowana także w praktyce klinicznej, gdyż możliwość wykonania zadania ruchowego za pomocą odmiennych zespołów mięśniowych lub za pomocą odmiennej sekwencji pobudzania tych zespołów może być wykorzystana do usprawnienia wykonania zadań ruchowych i zmniejszenia nawyków stereotypowych (niewłaściwych) [102].

7.1.5. Koncepcja sterowania za pomocą konfiguracji odniesienia

Zgodnie z koncepcją sterowania za pomocą konfiguracji odniesienia (*control with referent configuration*, RC) układ nerwowy steruje ruchami naturalnymi, stosując podejście hierarchiczne [103]. Zgodnie z tym podejściem hierarchia składa się z: 1) poziomu OUN (jest to najwyższy szczebel hierarchii, charakteryzujący się najmniejszym wymiarem podstawowych zmiennych wykonawczych); 2) poziomu jednostek motorycznych i zespołów mięśniowych (jest to najniższy szczebel hierarchii, charakteryzujący się największym wymiarem podstawowych zmiennych wykonawczych).

Podczas wykonywania zadania ruchowego OUN definiuje RC dla podstawowych zmiennych wykonawczych każdego szczebla hierarchii [81]: 1) na poziomie zespołów mięśniowych RC jest formułowane do wywołania działania recyprokalnego (*reciprocal command*) lub działania współskurczu (*coactivation command*); 2) na poziomie jednostek motorycznych RC jest formułowane w postaci progu dla każdego mięśnia (p. 7.1.8). Różnica pomiędzy RC a aktualną wartością podstawowej zmiennej wykonawczej powoduje zainicjowanie działania (ruchu), który prowadzi do: 1) osiągnięcia zadanej pozycji i orientacji efektorów (efektorów) układu wykonawczego; 2) dryftu (*drift*), który charakteryzuje się zachodzeniem ruchów niezamierzonych podczas działania przejściowego zaburzenia i może mieć postać szybkiego dryftu (odpowiedź na działanie zaburzenia) i wolnego dryftu (zachodzi w stanie ustalonym) [85]. Zakłada się, że najwyższy szczebel hierarchii stabilizuje czynność ruchomą, elementy szczebla najniższego mogą się zaś zmieniać w celu zapewnienia stabilności tej czynności [102].

7.1.6. Koncepcja *M-modes*

W pracach [75–78] przedstawiono koncepcję, zgodnie z którą badana czynność jest stabilizowana (kontrolowana) przez mięśnie postury za pomocą hipotetycznych zmiennych sterowania. Poszukiwano ich w postaci *współdziałających grup mięśniowych*, które mają niezerową kowariancję, tzn. wykazują jednoczesną zmianę poziomu pobudzenia (aktywacji). Grupy te nazwano *M-modes*: w pracach [75–77] było to przesunięcie środka nacisku (*centre of pressure*, COP) do zachowania postury stabilnej, a w pracy [78] była to stabilizacja kończyny górnej. W koncepcji *M-modes* zakłada się, że OUN do wykonania zadania stosuje zbiór zmiennych sterowania, którego wymiar jest znacznie mniejszy od wymiaru

zbioru aktywacji mięśni zespołów mięśniowych uczestniczących w wykonaniu tego zadania. Ponadto, w pracy [76] ze względu na działania agonistyczno-antagonistyczne *M-modes* zostały podzielone na dwie składowe: *reciprocal M-modes* (funkcja agonistyczna) i *co-contraction M-modes* (funkcja antagonistyczna).

W celu oszacowania wartości *M-modes* sygnał EMG zarejestrowano na 11 mięśniach jednej części ciała podczas wykonywania dwóch typów zadań ruchowych i poddano obróbkę za pomocą analizy czynników głównych [75, 77]. Następnie sformułowano hipotezę kontrolną (model statystyczny) uzależniającą stabilizowaną zmienną wykonawczą (COP) od zmiennych sterowania powodujących działanie synergiczne zespołu mięśniowego (*M-modes*). Do sformułowania modelu statystycznego zastosowano układ równań regresji (*multiple regression equations*) oraz koncepcję UCM (p. 7.1.3). W celu wnioskowania, czy różnica między otrzymanymi wynikami *Vucm* i *Vort* uzyskana w grupie osób badanych jest istotna, zastosowano test Wilcozona. Natomiast do badania wpływu zjawiska zmęczenia na badaną czynność zaproponowano analizę spektralną przed wykonaniem zadanej czynności i po jej wykonaniu [78].

7.1.7. Wskaźniki współpracy układu mięśniowego

Pobudzenie każdego mięśnia zależy od sygnałów przekazywanych przez drogi motoryczne, na które mają wpływ odruchy generowane na podstawie sygnałów przekazywanych przez drogi czuciowe [82]. Ze względu na opóźnienie przekazywania informacji przez drogi czuciowe do odpowiedniego poziomu OUN układ ten wysyła sygnał do efektorów przez drogi motoryczne na podstawie informacji opóźnionej [83].

Wykrycie współdziałania grup mięśniowych jest możliwe za pomocą pomiarów powierzchniowej EMG, która pozwala na zarejestrowanie etapów pobudzenia mięśni powierzchniowych (aktywacji tych mięśni), oraz oszacowanie *M-modes* (p. 7.1.6) [83, 84, 88]. Na podstawie tych wyników możliwe jest przewidywanie zachowania lub intencji osoby badanej oraz opracowanie sterowania z wyprzedzeniem, które wraz z pomiarami kinematycznymi i kinetycznymi stanowi podstawę projektowania inteligentnych urządzeń do rehabilitacji i egzoszkieleatów. Na podstawie pomiarów EMG mięśni powierzchniowych można oszacować następujące trzy wskaźniki określające rodzaj współpracy układu mięśniowego [45, 81, 83, 88]:

- 1) *anticipatory postural adjustment* (APA) – wskaźnik charakteryzujący przygotowanie układu mięśniowego na działanie zaburzenia lub wykonanie zamierzonego ruchu szybkiego z wyprzedzeniem o 100 ms; wskaźnik APA zależy od wieku oraz sprzężenia zwrotnego układu sensorycznego; w przypadku działania drgań lub obecności schorzeń neurologicznych wartość tego współczynnika znacząco się obniża;
- 2) *anticipatory synergy adjustment* (ASA) – wskaźnik charakteryzujący przygotowanie układu mięśniowego do wykonania ruchu z wyprzedzeniem o 200–300 ms (200–400 ms); zachowanie to jest obserwowane, gdy osoba badana zamierza zmienić wartość siły mięśni odpowiedzialnych za ruch, potrafi bowiem przewidzieć wartość obciążenia;
- 3) *early postural adjustment* (EPA) – wskaźnik charakteryzujący przygotowanie układu mięśniowego do zmiany postury z wyprzedzeniem o 500–1000 ms.

Zmiana postury wymaga odpowiedniego działania ze strony układu mięśniowego. Ponadto, zmiana ta u osób zdrowych przebiega w sposób płynny, co oznacza, że układ mięśniowy powinien wcześniej wygenerować odpowiednie wartości sił w odpowiednich grupach mięśniowych. Z tego względu podane wskaźniki mogą być zastosowane w badaniach klinicznych polegających na sprawdzeniu, czy stosowana rehabilitacja przebiega we wła-

ściwym kierunku. Na przykład w pracach [44, 45] zaproponowano wykrycie niestabilności posturalnej u pacjentów z chorobą Parkinsona za pomocą określenia wskaźników rodzaju współpracy układu mięśniowego przy wykonaniu stabilizacji wybranej współrzędnej środka nacisku.

7.1.8. Hipoteza punktu równowagi

W 1950 roku von Holst i Mittelstaedt opisali paradoks *posture-movement*: w jaki sposób osoba może wykonać czynność motoryczną bez jednoczesnej zmiany oporności nieświadomych mechanizmów posturalno-stabilizujących (*involuntary posture-stabilizing mechanisms*) [88]. W przypadku traktowania świadomych ruchów i nieświadomych odruchów jako osobnych mechanizmów pobudzających układ mięśniowy podanego paradoksu nie można wytłumaczyć. W drugiej połowie dwudziestego wieku zaobserwowano zachodzenie nieświadomych ruchów wywołanych odciążeniem uprzednio obciążonej kończyny i zachowanie to nazwano odruchem na odciążenie (*unloading reflex*) [48]. W celu wyjaśnienia paradoksu *posture-movement* oraz zachodzenia odruchu na odciążenie Feldman zaproponował hipotezę punktu równowagi (*equilibrium point hypothesis* (hipoteza EP)), która jednoczy działanie świadomych ruchów i nieświadomych odruchów oraz uwzględnia specyficzną właściwość układu neuronów polegającą na powstaniu sygnału nerwowego dopiero po przekroczeniu wartości progowej (*threshold properties*). W hipotezie EP zakłada się, że ruch układu żywego jest skutkiem przesunięcia między poszczególnymi stanami równowagi (punktami równowagi). Stan (punkt) równowagi zależy od obciążenia zewnętrznego, aktualnej długości każdego mięśnia i jego progowej długości, nazywanej progiem λ (powyżej tej długości mięsień generuje siłę wskutek uruchomienia tonicznego odruchu na rozciąganie (*tonic stretch reflex, myotatic reflex*) [48, 82, 94, 95]. Siła wytwarzana przez mięsień zależy od jego aktualnej długości oraz jego progu λ (zależność ta jest przedstawiana w postaci nieliniowej charakterystyki uzależniającej długość mięśnia od jego siły skurczu). Hipoteza EP jest także nazywana modelem λ (*lambda model*) i jest zgodna z koncepcją RC (p. 7.1.5) [94]. Na podstawie badań stwierdzono, że układ nerwowy, zmieniając wartość progu każdego mięśnia (tzn. stosując sterowanie parametryczne [81]), zapewnia przejście układu w nowe położenie, które to przejście przejawia się w postaci ruchu spowodowanego różnicą pomiędzy położeniem poprzednim a położeniem następnym.

W pracy [49] zaproponowano zmodyfikowaną hipotezę EP, w której zakłada się, że progiem pobudzenia jest próg aktywacji mięśnia (*threshold muscle activation*) lub podprogowa membranowa depolaryzacja motoneuronów alfa (*subthreshold membrane depolarization of alpha motoneurons*) i hipoteza ta została nazwana λ^* (*effective lambda model*). Depolaryzacja jest różnicą potencjałów (potencjałem membranowym), która powstaje na synapsie nerwowo-mięśniowej i inicjuje jednostki motoryczne do skurczu. Progi aktywacji mięśnia zależy od czterech czynników: zmiennej sterowania (sygnału przekazywanego z OUN), prędkości odkształcenia włókienek mięśniowych, sygnałów czucia głębokiego (propriocepcji) pochodzących od innych mięśni wskutek oddziaływania międzymięśniowego oraz historii zmian potencjału membranowego (tzn. wcześniejszych zmian progu aktywacji mięśnia) [48].

Zgodnie z założeniem Feldmana w modelu λ i modelu λ^* wartość progu jest ustalana przez mózg, niezależnie od warunków panujących w obwodowym układzie nerwowym. Z tego względu próg jest traktowany jako niezmiennik sprzęgający oddziaływania neurologiczne i mechaniczne [48, 85]. Zaburzenia mechaniczne mogą wywołać szybkozmiennie lub wolnozmiennie zamierzone zmiany progu każdego mięśnia. Z tego powodu wynik oddzia-

ływania zaburzenia mechanicznego może się przejawiać w postaci nieliniowego zachowania na poziomie sarkomerów, włókien mięśniowych, ścięgien, tkanek łącznych, całej struktury mięśnia, motoneuronów oraz sensorycznego sprzężenia zwrotnego [49]. Za pomocą modelu λ i modelu λ^* można wyjaśnić: 1) zjawisko współskurczu, które pozwala na polepszenie wykonania czynności poprzez usztywnienie stawów, szczególnie w obecności zakłóceń zewnętrznych [84, 118]; 2) zjawisko spastyczności (mięsień spastyczny cechuje się zmniejszonym zakresem progu odruchu na rozciąganie, co skutkuje zmniejszeniem zakresu pracy tego mięśnia; jest to skutek ograniczonej świadomej kontroli aktywacji mięśnia przy jednoczesnym wystąpieniu jego nadmiernej i niekontrolowanej aktywacji, która jest nazywana wzmocnionym napięciem mięśnia).

7.1.9. Koncepcje uwzględniające aspekty neurologiczne

Podstawową cechą pracy układu nerwowego stanowi istnienie progu dla każdej jednostki tego układu (próg ten został przyjęty jako podstawa przy sformułowaniu hipotezy EP (p. 7.1.8)). Po przekroczeniu progu powstaje sygnał nerwowy, który jest przekazywany do jednostek motorycznych zespołów mięśniowych. Oznacza to, że zachodzi działanie określone jako metoda *few-to-many*, tzn. sygnał z przestrzeni małowymiarowej uruchamia działanie przestrzeni wielowymiarowej.

Realizacja ruchu (zadania motorycznego) wymaga uruchomienia trzech wzajemnie powiązanych procesów: 1) przygotowania schematu ruchu (*preparation*); 2) wykonania tego schematu w czasie (*timing*); 3) sterowania (*control*). W pracy [101] zaproponowano koncepcję modelu dynamiki neuronów (*neuronal dynamics*), który opisuje realizację ruchu dla nadmiarowego układu 4DOF w układzie płaskim poprzez wymodelowanie oddziaływania trzech powiązanych wzajemnie procesów. Zgodnie z tym modelem na podstawie sygnału wejściowego, określonego z przebiegu zmiennej wykonawczej, generowana jest trajektoria wirtualna. Sprzężenie zwrotne pochodzące od procesów powiązanych jest traktowane jako mechanizm zabezpieczający przed wykonaniem ruchu zadanego w przypadku zadziałania zaburzenia.

W opracowaniu [2] zaproponowano podejście polegające na konstruowaniu algorytmów heurystycznych, które zapewniają stabilność realizacji zadań spostrzeżenia, poznania i działania w odniesieniu do zmienności zadania. Podano podstawy matematyczne obejmujące opis aktywności nerwowej skojarzonej ze zmiennością zadania. Bazując na modelu dynamiki liniowej, zaproponowano poszukiwanie rozwiązania z odpowiednim stopniem spełnionego prawdopodobieństwa, biorąc pod uwagę nadmiarowość układu rozważanego. Opisane podejście opiera się na fakcie, że zachowanie układu biologicznego jest niedokładne (*sloppy*), a układ nerwowy funkcjonuje zgodnie z zasadą *satisficing*, zaproponowaną przez Simona (rozwiązanie problemu nie polega na poszukiwaniu rozwiązania dokładnego, lecz na zastosowaniu reguł uproszczonych, prowadzących do uzyskania rozwiązania przybliżonego). Założono też, że nerwowe sterowanie ruchem odbywa się poprzez identyfikowanie trzech układów odniesienia (S1, S2, S3), przy czym: 1) S1 jest wielowymiarową przestrzenią, która znajduje się na najniższym szczeblu hierarchii i obejmuje poziom neurologiczny odpowiedzialny za pobudzenie mięśni; 2) S2 jest nadmiarową przestrzenią o wymiarze znacznie mniejszym od S1, która znajduje się na środkowym szczeblu hierarchii oraz obejmuje poziom *M-modes* (p. 7.1.6); 3) S3 jest przestrzenią o najmniejszym wymiarze, która znajduje się na najwyższym szczeblu hierarchii i obejmuje wymagane zmienne wykonawcze zapewniające stabilizację postury i wykonanie zadania. Wykonanie zadania zachodzi poprzez sprzężenia zwrotne pomiędzy podanymi układami odniesienia. Stosując

analizę czynnikową kowariancji szumów (*principal components of noise covariance*) dla każdego układu odniesienia, określa się zmiany w pętli sprzężenia zwrotnego. Zmiany te są kojarzone ze zmiennością zadania wykonywanego.

7.1.10. Metody badania stabilności

Badanie stabilności układu żywego jest trudnym zadaniem, wyznaczenie czynników odpowiedzialnych za utrzymanie stabilności lub powrót do stabilności ściśle wiąże się bowiem z reakcją układu nerwowego na bodziec. Reakcja ta zachodzi na drodze uruchomienia reakcji odruchowych przez pętlę sprzężenia zwrotnego: 1) odruchy rdzeniowe zachodzą 40–60 ms po zadziałaniu zaburzenia; 2) reakcje zaprogramowane zachodzą 70–100 ms po zadziałaniu zaburzenia; 3) ruchy świadome z korekcją zachodzą po czasie powyżej 100 ms po zadziałaniu [46]. Z tego powodu podczas badania stabilności powinno być zadawane wymuszenie niewywołujące splotu reakcji odruchowych. Wymaganie to może być spełnione jedynie w przypadku zadziałania bardzo małej wartości wymuszenia, przy jednoczesnym utrzymaniu stałych warunków zewnętrznych odbieranych przez narządy zmysłów: wzroku, słuchu, smaku, węchu i dotyku. Uzyskanie aktywacji mięśnia niezaburzonej oddziaływaniem odruchów jest możliwe jedynie w okresie 30 ms od aktywacji mięśnia [49]. Z tego względu wyznaczenie wzorcowego przebiegu aktywacji mięśni i/lub siły tych mięśni przy badaniu zadanej czynności ruchowej jest problematyczne. Ponadto, wzorzec neurologiczny, który powstaje przy wykonaniu każdej czynności: 1) odwzorowuje jedynie subiektywne spostrzeżenia dotyczące motorycznej realizacji ruchu oraz przewidywania realizacji tego ruchu [49]; 2) zależy ściśle od informacji przekazywanej przez drogi czuciowe oraz od czynności motorycznych, które są wykonywane w tym samym czasie [83].

Do zbadania stabilności obiektu żywego można zastosować koncepcję UCM (p. 7.1.3), która opiera się na analizowaniu wariancji w przestrzeni zmiennych sterowania uzyskanych podczas serii powtórzeń badanego zadania [81]. Można przeanalizować: 1) ruchy wywołane wskutek działania małych zaburzeń; 2) zachodzenie ruchów korekcyjnych (zakłada się, że ruchy te odbywają się w kierunkach destabilizacji postury).

W pracy [46] do zbadania stabilności wywołanych ruchów niezamierzonych (*induced unintentional movements*) w zakresie aktywacji mięśni, szacowanych za pomocą koncepcji *M-modes*, wykorzystano robota generującego zaburzenia podczas wykonywania zadania chwytania i utrzymania rączki tego robota (*robotic arm Haptic Master*).

Badanie stabilności można także zrealizować za pomocą pomiaru stabilności względnych faz pomiędzy dwoma (lub więcej) efektorami, obliczonych na podstawie danych kinematycznych uzyskanych podczas wykonywania ruchów rytmicznych i ruchów dyskretnych. W przypadku badania osoby z chorobą o podłożu neurologicznym otrzymuje się wyniki wykazujące zaistnienie niestabilności względnych faz oraz opóźnienia przy przejściu z jednej fazy do drugiej [87].

7.1.11. Wybrane cechy funkcjonowania narządu ruchu

Zrozumienie funkcjonowania narządu ruchu opiera się na analizie podstawowych funkcji OUN (spostreżenia (percepcja), poznania i działania [2, 70]) oraz uwzględnieniu faktu, że układ motoryczny cechuje się możliwością organizacji, wykonania, zapamiętania, selektywnego wyboru i modyfikacji zmiennych sterowania układu nerwowo-mięśniowego [49].

Badania nad percepcją są badaniami pośrednimi, polegają bowiem na subiektywnym szacowaniu wpływu badanych bodźców według skali i kryteriów ustalonych [85]. Badania nad poznaniem polegają na pośrednich pomiarach zmiennych związanych ze zmiennymi wykonawczymi, np. czasu reakcji, potencjałów neurofizjologicznych lub sygnałów wywołanych rezonansem magnetycznym.

W celu opisanego kontroli postury (tzn. jakościowego oszacowania stanu zachowania stabilności) należy uwzględnić trzy czynniki: 1) kołysanie postury (*postural sway*); 2) indywidualne przygotowanie do akcji prowadzące do zaburzenia postury (na podstawie wskaźników APA, ASA, EPA (p. 7.1.7)); 3) indywidualna reakcja na działanie zaburzenia zabezpieczająca zachowanie postury.

Czynnikami mającymi duży wpływ na indywidualne przygotowanie postury do wykonania zadania motorycznego są sygnały pochodzące od układu sensorycznego, pamięci wizualnej, pamięci motorycznej, oddziaływania czynników zaskoczenia itp. W celu określenia ich wpływu należy wyznaczyć czas reakcji oraz oszacować czynniki odpowiedzialne za poznanie i funkcje sensomotoryczne [129]. Ocena postury powinna zostać sformułowana dla dwóch zakresów: 1) zakresu dynamicznej stabilności (układ nerwowy nie ma aktywnego udziału w zachowaniu układu mięśniowo-szkieletowego, tzn. nie może być wprowadzony bodziec korygujący akcję motoryczną); 2) zakresu aktywnego udziału układu nerwowego (możliwe jest wprowadzenie bodźca korygującego w realizowaną akcję motoryczną). W celu określenia indywidualnego przygotowania do akcji prowadzącej do zaburzenia postury i/lub indywidualnej reakcji na działanie zaburzenia zabezpieczającej zachowanie postury nie można zastosować metod używanych do badania obiektów nieżywych. Ponadto, reakcja systemu żywego na wymuszenia/zaburzenia prowadzi do zmiany właściwości mechanicznych poprzez uruchomienie odruchów oraz mechanizmów obronnych przez OUN. Z tego względu należy zastosować bardzo małe wymuszenia/zaburzenia, pozwalające na zbadanie zachowania w pewnym zakresie zachowania zmiennych wykonawczych [83].

Podstawowy problem związany z badaniem procesu sterowania kończyną polega na wyznaczeniu minimalnego czasu obróbki informacji wzrokowej, który jest potrzebny do przewidywania i korekty za pomocą kontroli wzrokowej [136]. Przyjęto, że czas ten jest rzędu 100 ms. Należy uwzględnić, że: 1) prędkość wykonania ruchu zależy od dokładności jego wykonania; 2) sterowanie ruchem kończyny jest procesem ciągłym, działania korygujące są zaś wprowadzane za pomocą kontroli przerywanej (wynikającej z działania narządu wzroku), której zasady działania nie są znane; 3) podczas sterowania ruchem może zachodzić proces kompensacji błędów, który przejawia się w postaci negatywnej kowariancji, lub proces korekty błędów spostrzeganych podczas wykonania ruchu, który przejawia się w postaci pozytywnej kowariancji [80]. Z tego względu za pomocą manipulacji częstotliwością prezentowania informacji wzrokowej (czasem ekspozycji obrazu wzrokowego) można zbadać, w jaki sposób osoba badana steruje ruchem kończyny opisanym zmiennością siły (wywieranej przez kończynę) w zakresie czasu i częstotliwości.

Nadal nie zostało wyjaśnione, w jaki sposób układ nerwowy doprowadza do wykonania zadania ruchowego [70]. W celu wykonania zadania ruchowego powinna zostać zrealizowana ustalona w procesie nauczania konsekwencja stanów stabilizacji i destabilizacji postury [81]: 1) po stanie współskurczu (który utrzymuje stan stabilizacji postury) powinno nastąpić rozluźnienie w stawach, prowadzące do destabilizacji postury lub jej części; 2) przed początkiem realizacji przejścia z jednego stanu postury do drugiego (np. ze stanu stabilizacji do destabilizacji) powinien nastąpić spadek wskaźnika synergii ASA wybranych grup mięśni, przy czym spadek ten powinien być zrealizowany w kontrolowany sposób [87]. Dane ze sprzężenia zwrotnego układu czuciowego są wykorzystywane do stero-

wania w pętli sprzężenia zwrotnego i sterowania z wyprzedzeniem, które służy do przewidywania zachowania (szczególnie przy zadziałaniu niespodziewanego zaburzenia).

Wykonanie zadania ruchowego zależy od asymetrii czynnościowej (lateralizacji), która ma mniejszy wpływ na mięśnie kończyn dolnych i tułowia, zaś największy wpływ wywiera na mięśnie dystalne kończyn górnych. Sterowanie z wyprzedzeniem powinno przewidzieć niekorzystne oddziaływanie odruchów destabilizujących oraz opóźnienia elektromechanicznego występującego w mięśniach zespołów badanych [48].

Uszkodzenie układu nerwowego prowadzi do zaburzeń czynności motorycznych, których klasyfikacja wymaga oceny wykonania ruchu w celu postawienia diagnozy klinicznej. Pośród tych zaburzeń można wyróżnić: spastyczność (*spasticity*), uszkodzenie (*impairment*) i osłabienie (*weakness*). W celu zbadania stopnia spastyczności realizuje się [94, 95, 110]:

- 1) badania kliniczne (pomiar odruchowej pobudliwości fazowej (odrzuch ścięgniasty i drgawki) oraz pomiar oporu mięśniowego (*muscular resistance*) w całym zakresie ruchu zgodnie z wybraną skalą oceny wraz z oceną resztkowych funkcji motorycznych kończyny);
- 2) badania fizjologiczne (pomiar EMG mięśni powierzchniowych z wykorzystaniem *manipulandum*, które to urządzenie pozwala na kontrolowane rozciąganie mięśni kończyny górnej wraz z pomiarem kąta i prędkości kątowej [112]).

Na podstawie hipotezy EP (p. 7.1.8) opracowano metodę oceny spastyczności mięśni [94, 95], polegającą na szacowaniu statycznego i dynamicznego progu na rozciąganie na podstawie pomiarów EMG mięśni badanych, kąta stawu oraz jego prędkości kątowej. Do oceny spastyczności stosuje się również wskaźnik *Composite Spasticity Index* (CSI) lub skalę umożliwiającą ocenę wszystkich funkcji motorycznych *UPDRS-Motor Score* [110]. W praktyce klinicznej występuje problem z diagnozowaniem schorzenia nazywanego sztywnością (*rigidity*), który wykazuje symptomy podobne do spastyczności, cechuje się jednak innym podłożem rozwoju (w przypadku spastyczności uszkodzeniu ulega układ nerwowy, w przypadku sztywności zaś – tkanka mięśniowa).

Problem oceny wykonania ruchu jest nadal otwarty. W celu jego rozwiązania opracowano międzynarodową klasyfikację *International Classification of Functioning, Disability and Health*, którą można wykorzystać do określenia stopnia uszkodzenia (*impairment*) i/lub funkcji motorycznych (*motor function*). Dodatkowo, pojawia się problem oceny, czy wykonanie ruchu po urazie jest związane z odzyskaniem sprawności, czy z kompensacją. Odzyskanie sprawności polega na wykonywaniu zadania ruchowego w ten sam sposób jak przed uszkodzeniem narządu ruchu. Z kolei kompensacja polega na wykonywaniu zadania ruchowego w inny sposób za pomocą innych grup mięśniowych i/lub sekwencji pobudzenia tych grup.

Wykonanie płynnego ruchu przez wybrany staw sprawnej kończyny górnej jest realizowane przy prędkości kątowej, która zmienia się zgodnie z kształtem dzwonu (*bell-shaped velocity*). Z kolei realizacja ruchu z prędkością o charakterystyce schodkowej (*ramp velocity*), która powoduje gwałtowne zmiany przyspieszenia, prowadzi do powstania niekontrolowanych bezładnych ruchów osoby badanej [94, 95].

Sztywność kończyny zależy od przenoszonego obciążenia zewnętrznego, oddziaływania sąsiednich segmentów (konfiguracji ciała w stosunku do obciążenia) oraz mechanizmów odruchowych układu nerwowego, które mają szczególny wpływ przy oddziaływaniu zaburzeń zewnętrznych [86, 118]. Interakcja ze środowiskiem zewnętrznym oraz stabilizacja postury podczas interakcji zależą od mechanizmów odruchowych i właściwości mechanicznych układu mięśniowo-szkieletowego (własności biomechanicznych).

W celu wyznaczenia sztywności kończyny górnej, która jest mierzona w połączeniu ręki i rączki *manipulandum*, zaproponowano metodę opisaną w [112, 118]. Wyniki sztywności (obliczone na podstawie zmierzonych sił i przemieszczeń) przedstawiono w postaci elipsy sztywności (*stiffness ellipse*), która pokazuje kierunki maksymalnych i minimalnych wartości. Układ nerwowy zmienia sztywność kończyny górnej poprzez koordynowane pobudzenie mięśni nadmiarowego układu mięśniowo-szkieletowego [86]. Zmieniając konfigurację kończyny, układ dostraja impedancję (sztywność zastępczą), lepkość oraz charakterystyki masowe (w tym moment bezwładności) poszczególnych segmentów w celu sprawowania kontroli w stanach dynamicznych przy jednoczesnym zachowaniu stabilności całego układu (narządu ruchu człowieka) [112, 118]. Duży wpływ na sztywność kończyny lub jej segmentów mają tkanki łączne, tzn. ścięgna i powięź. Ścięgna działają jako amortyzatory podczas ruchu, powięź powoduje zaś dodatkowe przekazanie siły między grupami mięśni, które są przez nią opasywane.

7.2. Koncepcja rozwiązania autorskiego

Układ mięśniowo-szkieletowy jest układem nieliniowym (p. 3) i dlatego urządzenie do rehabilitacji powinno realizować strategię sterowania nieliniowego z jednoczesnym zapewnieniem stabilności części rehabilitowanej oraz zabezpieczeniem ciała przed uszkodzeniem. Strategia sterowania powinna realizować tryb nadzorowania i tryb prowadzenia w wyznaczonych zakresach ruchu.

Koncepcja autorska obejmowała opracowanie teoretycznych zasad pracy urządzenia do rehabilitacji kończyny górnej podczas wykonania ruchów płaskich.

Sterowanie pracą urządzenia powinno bazować na danych uzyskiwanych w czasie rzeczywistym, które określają:

- 1) stan kończyny górnej badanej;
- 2) stan urządzenia do rehabilitacji;
- 3) stopień współdziałania pomiędzy urządzeniem do rehabilitacji a rehabilitowaną kończyną górną;
- 4) etap rehabilitacji oraz stan pacjenta.

Stan kończyny górnej określa się za pomocą danych o EMG badanych mięśni, danych kinematycznych (określających położenia poszczególnych segmentów) oraz danych kinetycznych (momentów stawowych obliczanych na bieżąco na podstawie danych kinematycznych, danych EMG oraz podejścia odwrotnego dynamiki).

Stan urządzenia do rehabilitacji określa się za pomocą danych kinematycznych poszczególnych jego ogniw oraz sił powstających w miejscu połączenia z kończyną rehabilitowaną (połączenie jest realizowane za pomocą elastycznych pasów, które umożliwiają ułożenie kończyny względem sztywnego ogniwa urządzenia).

Stopień współdziałania pomiędzy urządzeniem do rehabilitacji a rehabilitowaną kończyną górną określa synergię pomiędzy tymi układami oraz wyznacza, który układ aktualnie prowadzi, a który jest prowadzony.

Etap rehabilitacji i stan pacjenta powinny zostać określone przez lekarza fizjoterapeutę.

Urządzenie do rehabilitacji powinno realizować cztery tryby sterowania:

- 1) tryb prowadzenia;
- 2) tryb nadzorowania;
- 3) tryb przejściowy prowadzenie–nadzorowanie;
- 4) tryb przejściowy nadzorowanie–prowadzenie.

Przed każdym wykonaniem zadania ruchowego powinien zostać przeprowadzony proces kalibracji z kilkakrotnym powtórzeniem:

- 1) trybu prowadzenia do realizacji ćwiczeń biernych podczas zginania;
- 2) trybu prowadzenia do realizacji ćwiczeń czynnych podczas zginania;
- 3) trybu prowadzenia do realizacji ćwiczeń biernych w czynności izokinetycznej podczas zginania;
- 4) trybu prowadzenia do realizacji ćwiczeń czynnych w czynności izokinetycznej podczas zginania;
- 5) trybu nadzorowania do realizacji ćwiczeń czynnych podczas prostowania;
- 6) trybu nadzorowania do realizacji ćwiczeń czynnych w czynności izokinetycznej podczas prostowania;
- 7) trybu przejściowego prowadzenie–nadzorowanie podczas zginania;
- 8) trybu przejściowego nadzorowanie–prowadzenie podczas zginania;
- 9) trybu przejściowego prowadzenie–nadzorowanie podczas prostowania;
- 10) trybu przejściowego nadzorowanie–prowadzenie podczas prostowania.

Podczas kalibracji tryby przejściowe powinny być realizowane w wyznaczonym przedziale czasowym, zależnym od stopnia sprawności kończyny rehabilitowanej oraz czasu reagowania pacjenta.

Podczas każdego trybu kalibracji powinno się dokonać oszacowania danych biomechanicznych oraz pomiaru danych kinematycznych (urządzenia i kończyny), danych EMG (powierzchniowych mięśni kończyny) i danych kinetycznych (siły kontaktu pomiędzy urządzeniem a kończyną rehabilitowaną mierzonej za pomocą elastycznych pasów).

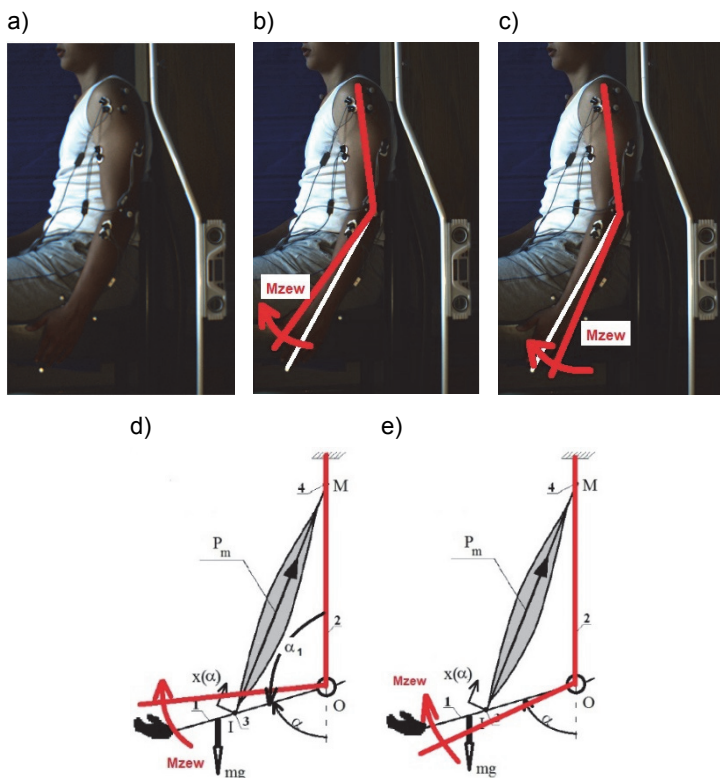
Zgodnie z proponowaną koncepcją tryb nadzorowania jest traktowany jako priorytetowy, podstawowym jego założeniem jest bowiem zmotywowanie pacjenta do czynnego wykonania ruchu.

W celu określenia schematu sterowania oraz podstawowych równań sterowania wybrano kończynę górną, która znajduje się w pozycji neutralnej i wykonuje ruchy w płaszczyźnie strzałkowej ciała (rys. 7.1).

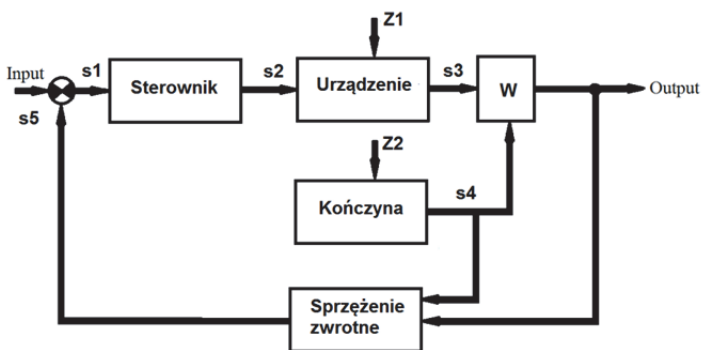
Ogólny schemat sterowania urządzeniem przedstawiono na rys. 7.2. Na schemacie tym poszczególne bloki modelują następujące elementy:

- „sterownik” – sterownik urządzenia do rehabilitacji („urządzenie”);
- „kończyna” – model rehabilitowanej kończyny górnej;
- „W” – układ wnioskujący o następnym etapie pracy urządzenia, w którym następuje porównanie aktualnego trybu pracy z wybranym trybem kalibracji;
- „sprzężenie zwrotne” – zbiór mierzonych danych kinematycznych, kinetycznych i EMG.

Sygnal s_1 jest wynikiem porównania trybu zadanego *input* i trybu aktualnie realizowanego s_5 . Sygnal s_1 uruchamia generowanie momentu zewnętrznego M_{zew} w postaci sygnału s_2 , który powinien być rozwinięty przez urządzenie do rehabilitacji – „urządzenie”. Zakłócenie Z_1 jest skutkiem: 1) opóźnienia czasowego między działaniem urządzenia do rehabilitacji a czynnością kończyny rehabilitowanej; 2) włączenia niewłaściwego trybu rehabilitacji. Sygnal s_3 obejmuje dane mierzone z urządzenia (dane kinematyczne i siły powstające w pasach opasujących urządzenie wraz z kończyną górną). Zakłócenia Z_2 działające na kończynę są skutkiem uruchomienia odruchów u pacjenta. Sygnal s_4 obejmuje dane mierzone z kończyny (dane kinematyczne oraz dane EMG). Sygnal *output* wskazuje tryb aktualnie realizowany.



Rys. 7.1. Układ rzeczywisty (a); wizualizacja trybu prowadzenia (moment zewnętrzny M_{zew} powoduje ruch układu) (b); wizualizacja trybu nadzorowania (moment zewnętrzny M_{zew} powoduje ruch urządzenia i nie ingeruje w ruch kończyny górnej); wizualizacja trybu prowadzenia w układzie hipotetycznym (d); wizualizacja trybu nadzorowania w układzie hipotetycznym (e); 1 – przedramię, 2 – ramię, 3 – przyczep mięśnia (I), 4 – początek mięśnia (M), O – staw łokciowy, P_m – siła mięśniowa, mg – siła ciężkości, α – kąt między osią pionową a strukturą przedramię–ręka, odmierzany podczas zginania w stawie łokciowym, α_1 – kąt między osią pionową a strukturą przedramię–ręka, odmierzany podczas prostowania w stawie, $x(\alpha)$ – przemieszczenie przyczepu mięśnia podczas zginania w stawie łokciowym [154]



Rys. 7.2. Ogólny schemat sterowania urządzenia do rehabilitacji

W celu określenia podstawowych równań sterowania zachowanie układu mięśniowo-szkieletowego zostało przedstawione zgodnie z podejściem podanym w p. 3. Równanie dynamiki układu mięśniowo-szkieletowego (struktury przedramię-ręka, rys. 7.1) wyprobowano na podstawie założenia, że przemieszczenie przyczepu mięśnia x jest różnicą długości początkowej mięśnia $l(\alpha(t_0))$ i aktualnej długości mięśnia $l(\alpha(t))$:

$$x = x(\alpha(t)) = l(\alpha(t_0)) - l(\alpha(t)) = \sqrt{IO^2 + MO^2 + 2 \cdot IO \cdot MO \cdot \cos(\alpha(t_0))} - \sqrt{IO^2 + MO^2 + 2 \cdot IO \cdot MO \cdot \cos(\alpha(t))} \quad (7.1)$$

gdzie: t_0 – czas początkowy, t – czas aktualny.

Z analizy równania (7.1) wynika, że długość mięśnia IM jest równa $l(\alpha(t)) = l(\alpha(t_0)) - x(\alpha(t))$ i stanowi nieliniową funkcję kąta obrotu α . Na podstawie tej zależności można wywnioskować, że siła mięśnia P_m także jest nieliniową funkcją kąta obrotu α .

Jeśli weźmie się pod uwagę, że długość ramienia siły mięśniowej $h(\alpha(t))$ stanowi nieliniową funkcję kąta obrotu α :

$$h(\alpha(t)) = IO \cdot MO \cdot \sin(\alpha(t)) / \sqrt{IO^2 + MO^2 + 2 \cdot IO \cdot MO \cdot \cos(\alpha(t))} \quad (7.2)$$

równanie dynamiki przyjmuje postać [164]:

$$J \cdot \ddot{\alpha} = P_m \cdot h(\alpha(t)) + M_{zew} - M(mg) \quad (7.3)$$

gdzie: J – moment bezwładności struktury przedramię-ręka,

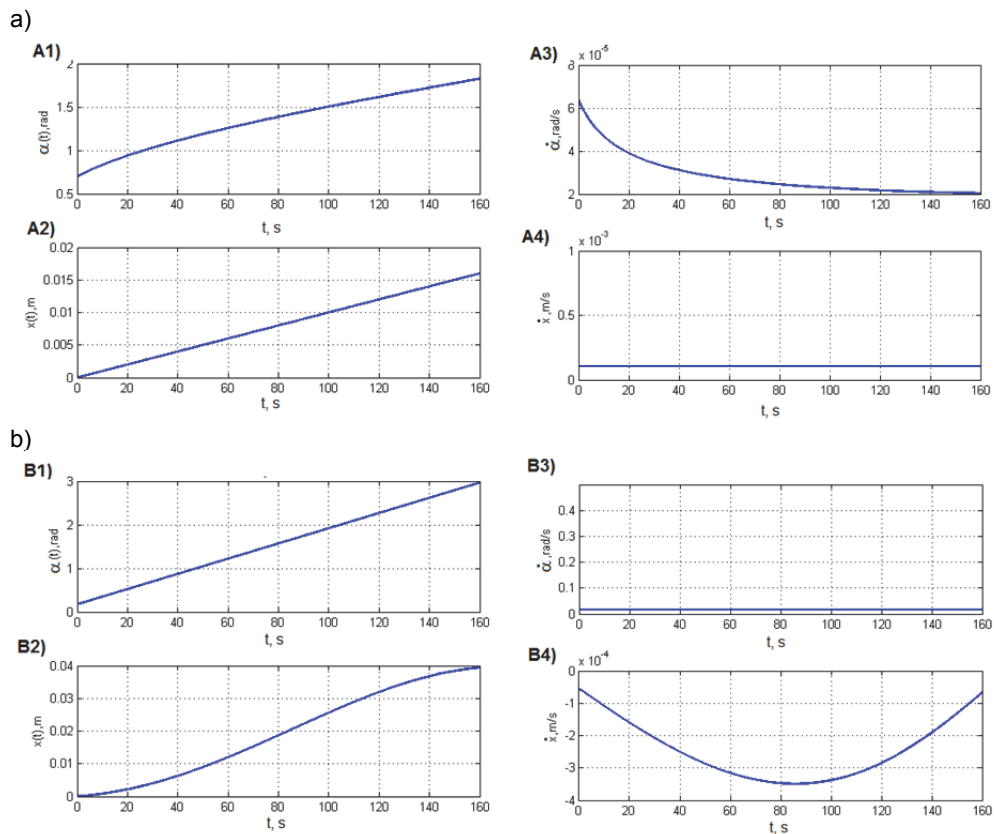
$\ddot{\alpha}$ – przyspieszenie kątowe,

$M(mg)$ – moment zależny od ciężaru struktury przedramię-ręka oraz od kąta obrotu α .

W celu sprawdzenia, czy skurcz izokinetyczny mięśnia może zachodzić jednocześnie z czynnością izokinetyczną badanej kończyny górnej (np. obrotem przedramienia względem ramienia), obliczono zależność pomiędzy prędkością przemieszczenia \dot{x} a prędkością kątową $\dot{\alpha}$. Na podstawie równania (7.1) uzyskano:

$$\dot{x} = \frac{dx(\alpha(t))}{dt} = \frac{dx(\alpha(t))}{d\alpha} \cdot \frac{d\alpha}{dt} = \frac{-IO \cdot MO \cdot \sin(\alpha(t))}{\sqrt{IO^2 + MO^2 + 2 \cdot IO \cdot MO \cdot \cos(\alpha(t))}} \cdot \dot{\alpha} \quad (7.4)$$

Z analizy równania (7.4) wynika, że obrót ze stałą prędkością $\dot{\alpha}$ (czynność izokinetyczna) nie jest funkcją liniową prędkości \dot{x} . Oznacza to, że skurcz izokinetyczny nie może zachodzić jednocześnie z czynnością izokinetyczną. Obliczeniowy przykład skurczu izokinetycznego mięśnia $\dot{x} = \text{const}$ przedstawiono na rys. 7.3a, natomiast obliczeniowy przykład czynności (obrotu) izokinetycznej kończyny $\dot{\alpha} = \text{const}$ podano na rys. 7.3b. Wyniki wskazują, że urządzenie do ćwiczeń izokinetycznych wybranej kończyny nie wywołuje skurczu izokinetycznego mięśni realizujących te ćwiczenia.



Rys. 7.3. Wyniki obliczeń numerycznych ($IO = 0,02$ m, $MO = 0,2$ m): a) skurcz izokinetyczny mięśnia $\dot{x} = \text{const} = 0,0001$ m/s i $\alpha(t_0 = 0) = 0,3491$ rad ; b) czynność izokinetyczna (obróć) struktury przedramię–ręka $\dot{\alpha} = \text{const} = 0,01745$ rad/s i $\alpha(t_0 = 0) = 0,1745$ rad

Przy uwzględnieniu czynności zginania w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej do realizacji poszczególnych trybów pracy urządzenie do rehabilitacji powinno wygenerować moment zewnętrzny M_{zew} , który spełnia następujące zależności:

- a) **w trybie prowadzenia** (kończyna rehabilitowana jest prowadzona, a urządzenie do rehabilitacji prowadzi, zgodnie z zadaną zależnością funkcyjną $\alpha(t)$):
– podczas realizacji **ćwiczeń biernych** (gdy $P_m \cdot h(\alpha(t)) = 0$):

$$(J + J_1) \cdot \ddot{\alpha} + M(mg) + M_1(mg) = M_{zew} \quad (7.5)$$

gdzie: J_1 – moment bezwładności urządzenia do rehabilitacji, $M_1(mg)$ – moment zależny od ciężaru urządzenia do rehabilitacji oraz od kąta obrotu α ;

- podczas realizacji **ćwiczeń czynnych** (zachodzi synergia pomiędzy M_{zew} i $P_m \cdot h(\alpha(t))$):

$$(J + J_1) \cdot \ddot{\alpha} + M(mg) + M_1(mg) = M_{zew} + P_m \cdot h(\alpha(t)) \quad (7.6)$$

– podczas realizacji *ćwiczeń biernych w czynności izokinetycznej* (gdy $\ddot{\alpha} = 0$):

$$M(mg) + M_1(mg) = M_{zew} \quad (7.7)$$

– podczas realizacji *ćwiczeń czynnych w czynności izokinetycznej* (gdy $\ddot{\alpha} = 0$ i zachodzi synergia pomiędzy $P_m \cdot h(\alpha(t))$):

$$M(mg) + M_1(mg) = M_{zew} + P_m \cdot h(\alpha(t)) \quad (7.8)$$

b) w trybie *nadzorowania* (kończyna rehabilitowana prowadzi, a urządzenie do rehabilitacji jest prowadzone):

– podczas realizacji *ćwiczeń czynnych z odciążeniem* (urządzenie nie stawia oporu):

$$J_1 \cdot \ddot{\alpha} + M_1(mg) = M_{zew} \quad (7.9)$$

– podczas realizacji *ćwiczeń czynnych w czynności izokinetycznej* ($\ddot{\alpha} = 0$ i urządzenie nie stawia oporu):

$$M_1(mg) = M_{zew} \quad (7.10)$$

Z kolei podczas realizacji czynności prostowania w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej poszczególne tryby pracy urządzenia do rehabilitacji mogą być wykonywane, gdy zostanie wygenerowany moment zewnętrzny M_{zew} zabezpieczający strukturę przedramię–ramię przed bardzo szybkim prostowaniem wskutek oddziaływania grawitacyjnego:

a) w *trybie prowadzenia* (kończyna rehabilitowana jest prowadzona, a urządzenie do rehabilitacji prowadzi, zgodnie z zadaną zależnością funkcyjną $\alpha_1(t)$):

– podczas realizacji *ćwiczeń biernych* ($P_m \cdot h(\alpha_1(t)) = 0$):

$$-(J + J_1) \cdot \ddot{\alpha}_1 + M(mg) + M_1(mg) = M_{zew} \quad (7.11)$$

– podczas realizacji *ćwiczeń czynnych* (zachodzi synergia między pomiędzy M_{zew} i $P_m \cdot h(\alpha_1(t))$):

$$-(J + J_1) \cdot \ddot{\alpha}_1 + M(mg) + M_1(mg) = M_{zew} + P_m \cdot h(\alpha_1(t)) \quad (7.12)$$

– podczas realizacji *ćwiczeń biernych w czynności izokinetycznej* ($\ddot{\alpha} = 0$):

$$M(mg) + M_1(mg) = M_{zew} \quad (7.13)$$

– podczas realizacji *ćwiczeń czynnych w czynności izokinetycznej* ($\ddot{\alpha} = 0$ i zachodzi synergia pomiędzy M_{zew} i $P_m \cdot h(\alpha(t))$):

$$M(mg) + M_1(mg) = M_{zew} + P_m \cdot P_m \cdot h(\alpha_1(t)) \quad (7.14)$$

b) w trybie *nadzorowania* (kończyna rehabilitowana prowadzi, a urządzenie do rehabilitacji jest prowadzone):

– podczas realizacji *ćwiczeń czynnych z odciążeniem* (urządzenie nie stawia oporu):

$$M_1(mg) - J_1 \cdot \ddot{\alpha}_1 = M_{zew} \quad (7.15)$$

– podczas realizacji *ćwiczeń czynnych w czynności izokinetycznej* ($\ddot{\alpha} = 0$ i urządzenie nie stawia oporu):

$$M_1(mg) = M_{zew} \quad (7.16)$$

Podczas wykonywania zadania ruchowego powinno mieć miejsce:

- 1) porównanie pomiędzy trybem aktualnym a odpowiednim trybem kalibracji;
- 2) wyznaczenie synergii między urządzeniem do rehabilitacji a rehabilitowaną kończyną górną;
- 3) wybranie odpowiedniego trybu rehabilitacji.

Synergia pomiędzy urządzeniem do rehabilitacji a kończyną rehabilitowaną może zostać określona za pomocą modeli statycznych (sformułowanie funkcji regresji wiążącej dane wejściowe z danymi wyjściowymi) oraz danych otrzymanych podczas kalibracji i wykonania zadania ruchowego. Do utworzenia modelu statycznego można zastosować podejście UCM (p. 7.1.3) i koncepcję *M-modes* (p. 7.1.6). Uwzględnienie zależności nieliniowych powoduje, że należy zastosować metodę linearyzacji, np. za pomocą rozwinięcia w szereg Taylora i uwzględnienie tylko pierwszej składowej.

W każdym zakresie ruchu urządzenie do rehabilitacji powinno także realizować trzy podstawowe etapy pracy:

- 1) etap rozruchu (ruch urządzenia od przeszkody lub położenia granicznego);
- 2) etap pracy właściwej;
- 3) etap hamowania (podczas zbliżania się do zakresu ruchu lub przeszkody).

Należy również zagwarantować, aby urządzenie do rehabilitacji było układem cienkościennym z odpowiednią sztywnością. Powinno ono być skonstruowane z materiałów biogodnych oraz opierać się na rozwiązaniach konstrukcyjnych zapewniających powrót do bezpiecznego trybu pracy podczas zaistnienia problemów technicznych z urządzeniem lub przerwania pracy przez pacjenta lub lekarza – terapeutę.

Rozdział 8

PODSUMOWANIE

Niniejsza monografia jest poświęcona problemom modelowania zachowania układu mięśniowo-szkieletowego człowieka. Publikacja zawiera opis badań prowadzonych w sześciu obszarach badawczych.

Celem badań rozwijanych w zakresie pierwszego obszaru „biomechaniczne modele mięśni szkieletowych” było opracowanie modeli zachowania mięśni szkieletowych poprzecznie prążkowanych o budowie wrzecionowatej i budowie pierzastej. Zakres rozwiązania problemu badawczego podjętego przez autorkę obejmował opracowanie modeli matematycznych i modeli obliczeniowych (zaimplementowanych za pomocą własnych programów do oprogramowania MATLAB): 1) mięśnia wrzecionowatego krótkiego (model o 3DOF), średniego (model o 5DOF) i długiego (model o 7DOF); 2) mięśnia jednopierzastego; 3) mięśnia dwupierzastego. Właściwości reologiczne mięśni szkieletowych wymodelowano, opierając się na zasadach mechaniki i metodzie sztywnych elementów skończonych.

Celem badań rozwijanych w zakresie drugiego obszaru „biomechaniczne modele układów mięśniowo-szkieletowych” było opracowanie modeli zachowania kończyn człowieka potraktowanych jako układy wieloczłonowe, wraz z uwzględnieniem reologicznych właściwości mięśni szkieletowych. Zakres rozwiązania problemu badawczego podjętego przez autorkę obejmował opracowanie pięciu modeli matematycznych i modeli obliczeniowych (zaimplementowanych za pomocą własnych programów do oprogramowania MATLAB): 1) płaskiego układu o dwóch stopniach swobody (model 2DOF); 2) płaskiego układu o trzech stopniach swobody (model 3DOF); 3) płaskiego układu o czterech stopniach swobody (model 4DOF); 4) płaskiego układu o pięciu stopniach swobody (model 5DOF); 5) przestrzennego układu składającego się z jednego stawu kulistego (model kulisty). Modele utworzono, opierając się na zasadach mechaniki układów wieloczłonowych oraz metodzie sztywnych elementów skończonych.

Celem badań rozwijanych w zakresie trzeciego obszaru „biomechaniczne modele układu szkieletowego” było opracowanie modeli numerycznych (modele MES) wybranych fragmentów układu szkieletowego. Zakres rozwiązania problemu badawczego podjętego przez autorkę 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. Modele utworzono, opierając się na metodzie elementów skończonych, i zaimplementowano w oprogramowaniu ABAQUS.

Celem badań rozwijanych w zakresie czwartego obszaru „biomechaniczne modele chodu” było opracowanie modeli opisujących zachowanie ciała podczas chodu normalnego. Zakres rozwiązania problemu badawczego podjętego przez autorkę obejmował opracowanie: 1) wieloczłonowych biomechanicznych modeli chodu (układ o 6DOF i układ o 7DOF), które można zastosować do opisanego chodu normalnego (symetrycznego) w fazie podparcia jednonożnego (gdy układ ma konfigurację układu otwartego) i podparcia dwu-

nożnego (gdy układ ma konfigurację układu zamkniętego); 2) metody weryfikacji zaproponowanych wieloczłonowych biomechanicznych modeli chodu (układ o 6DOF i układ o 7DOF); 3) wieloczłonowych biomechanicznych modeli (układ o 6DOF i układ o 7DOF), które można zastosować do wymodelowania przypadku zawieszenia za pomocą jednego połączenia przegubowego połączonego z podłożem przy przyjętych oddziaływaniach sprężysto-tłumiących w stawach oraz oddziaływaniu momentów zewnętrznych; 4) metody wyznaczenia funkcjonowania wybranych mięśni podczas chodu symetrycznego.

Celem badań rozwijanych w zakresie piątego obszaru „zastosowanie pomiarów biomechanicznych do weryfikacji modeli biomechanicznych” było opracowanie podejścia, które można wykorzystać do weryfikacji proponowanych modeli za pomocą pomiaru sygnałów elektromiograficznych. Zakres rozwiązania problemu badawczego podjętego przez autorkę obejmował opracowanie: metody wyznaczenia aktywności mięśni, metody wyznaczenia wpływu ustawienia kończyny górnej na wykonanie zacisku izometrycznego ręką oraz metody wyznaczenia zmęczenia mięśnia.

Celem badań rozwijanych w zakresie szóstego obszaru „projektowanie urządzeń do rehabilitacji” było opracowanie zasad opisujących zachowanie układu żywego (ruchów układu żywego) oraz koncepcji projektowania urządzeń do rehabilitacji. Zakres rozwiązania problemu badawczego podjętego przez autorkę obejmował: 1) syntetyczne opracowanie zasad sterowania ruchem w układach żywych; 2) opracowanie autorskiej koncepcji projektowania urządzenia do rehabilitacji kończyny górnej do wykonania ruchów płaskich.

W dalszej perspektywie badań planowane jest rozwijanie modeli analitycznych i modeli statystycznych układów biomechanicznych w celu wyznaczenia związków przyczynowo-skutkowych zachodzących w narządzie ruchu człowieka oraz projektowanie urządzeń do rehabilitacji z uwzględnieniem zasad teorii sterowania ruchem w układach żywych.

ZAŁĄCZNIK

Tabela Z.1

Przywodzenie–odwodzenie w stawie ramiennym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaangażowane	Priorytet w działaniu
piersiowy większy (<i>pectoralis major</i>)	część obojczykowa (<i>pars clavicularis</i>) – przyśrodkowa połowa przednia powierzchni obojczyka	grzebień guzka mniejszego kości ramiennej	staw ramienny	przywodzenie A
głowa długa trójgłowego ramienia (<i>caput longum triceps brachii</i>)	guzek podpanewkowy łopatki	powierzchnia tylna wyrostka łokciowego kości łokciowej	staw ramienny staw łokciowy	przywodzenie B
obły większy (<i>teres major</i>)	kąt dolny łopatki (w kierunku rejonu pachowego)	grzebień guzka mniejszego kości ramiennej (obok przyczepu mięśnia najszerszego grzbietu)	staw ramienny	przywodzenie C
najszerzy grzbietu (<i>latissimus dorsi</i>)	kąt dolny łopatki (<i>pars scapularis</i>)	grzebień guzka mniejszego kości ramiennej	staw ramienny	przywodzenie D
głowa krótka dwugłowego ramienia (<i>caput breve biceps brachii</i>)	wyrostek kruczy łopatki	guzowatość kości promieniowej	staw ramienny staw łokciowy	przywodzenie E
naramienny (<i>deltoides</i>) (<i>pars clavicularis</i>) (<i>pars scapularis</i>)	koniec barkowy obojczyka (część obojczykowa) grzebień łopatki (część grzebieniowa)	ścięgno na guzowatości kości ramiennej	staw ramienny	przywodzenie F
naramienny (<i>deltoides</i>) (<i>pars acromialis</i>)	wyrostek barkowy (część barkowa)	ścięgno na guzowatości kości ramiennej	staw ramienny	odwodzenie A
nadgrzebieniowy (<i>supraspinatus</i>)	dół nadgrzebieniowy łopatki	guzek większy kości ramiennej	staw ramienny	odwodzenie B
głowa długa dwugłowego ramienia (<i>caput longum biceps brachii</i>)	guzek podpanewkowy łopatki	guzowatość kości promieniowej	staw ramienny staw łokciowy	odwodzenie C

Tabela Z.2

Zginanie–prostowanie w stawie ramiennym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
naramienny (<i>deltoideus</i>) (<i>pars acromialis</i>) (<i>pars clavicularis</i>)	koniec barkowy (część obojczykowa) wyrostek barkowy (część barkowa)	ścięgno na guzowatości kości ramiennej	staw ramienny	zginanie A
dwugłowy ramienia (<i>biceps brachii</i>)	głowa długa – guzek podpanewkowy łopatki głowa krótka – wyrostek kruczy łopatki	guzowatość kości promieniowej	staw ramienny staw łokciowy	zginanie B
piersiowy większy (<i>pectoralis major</i>)	część obojczykowa (<i>pars clavicularis</i>) – przyśrodkowa połowa przednia powierzchni obojczyka	grzebień guzka mniejszego kości ramiennej	staw ramienny	zginanie C
kruczo-ramienny (<i>coracobrachialis</i>)	wyrostek kruczy łopatki	połowa długości kości ramiennej na powierzchni przednio-środkowej	staw ramienny	zginanie D
obły większy (<i>teres major</i>)	kąt dolny łopatki (w kierunku rejonu pachowego)	grzebień guzka mniejszego kości ramiennej (obok przyczepu mięśnia najszerszego grzbietu)	staw ramienny	prostowanie A
najszerszy grzbietu (<i>latissimus dorsi</i>)	kąt dolny łopatki (<i>pars scapularis</i>)	grzebień guzka mniejszego kości ramiennej	staw ramienny	prostowanie B
głowa długa trójgłowego ramienia (<i>caput longum triceps brachii</i>)	guzek podpanewkowy łopatki	powierzchnia tylna wyrostka łokciowego kości łokciowej	staw ramienny staw łokciowy	prostowanie C
naramienny (<i>deltoideus</i>) (<i>pars acromialis</i>) (<i>pars scapularis</i>)	grzebień łopatki (część grzbietowa) wyrostek barkowy (część barkowa)	ścięgno na guzowatości kości ramiennej	staw ramienny	prostowanie D

Tabela Z.3

Obrót wewnętrzny–obrot zewnętrzny w stawie ramiennym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
podgrzebieniowy (<i>infraspinatus</i>)	dół podgrzebieniowy łopatki (przechodzi w płaskie ścięgno)	guzek większy kości ramiennej i powierzchnia tylna torebki stawowej stawu ramiennego	obrot zewnętrzny zachodzi wspólnie z ruchami w stawie barkowo-obojczykowym i w stawie mostkowo-obojczykowym	obrot zewnętrzny A
obły mniejszy (<i>teres minor</i>)	brzeg boczny łopatki	guzek większy kości ramiennej i torebki stawowej stawu ramiennego		obrot zewnętrzny B
naramienny (<i>deltoides</i>) (<i>pars scapularis</i>)	grzebień łopatki (część grzbietowa)	ścięgno na guzowatości kości ramiennej		obrot zewnętrzny C
podłopatkowy (<i>subscapularis</i>)	powierzchnia żebrowa łopatki (dół podłopatkowy)	guzek mniejszy kości ramiennej i torebka stawowa	obrot wewnętrzny zachodzi wspólnie z ruchami w stawie barkowo-obojczykowym i w stawie mostkowo-obojczykowym	obrot wewnętrzny A
piersiowy większy (<i>pectoralis major</i>)	część obojczykowa (<i>pars clavicularis</i>) – przyśrodkowa połowa przednia powierzchni obojczyka	grzebień guzka mniejszego kości ramiennej		obrot wewnętrzny B
głowa długa dwugłowego ramienia (<i>caput longum biceps brachii</i>)	guzek podpanewkowy łopatki	guzowatość kości promieniowej		obrot wewnętrzny C
naramienny (<i>deltoides</i>) (<i>pars clavicularis</i>)	koniec barkowy (część obojczykowa)	ścięgno na guzowatości kości ramiennej		obrot wewnętrzny D
obły większy (<i>teres major</i>)	kąt dolny łopatki (w kierunku rejonu pachowego)	grzebień guzka mniejszego (obok przyczepu mięśnia najszerzego grzbietu)		obrot wewnętrzny E
najszerzy grzbietu (<i>latissimus dorsi</i>)	kąt dolny łopatki (<i>pars scapularis</i>)	grzebień guzka mniejszego kości ramiennej		obrot wewnętrzny F

Tabela Z.4

Zginanie–prostowanie w stawie łokciowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
dwugłowy ramienia (<i>biceps brachii</i>)	głowa długa – guzek podpanewkowy łopatki głowa krótka – wyrostek kruczy łopatki	guzowatość kości promieniowej	staw ramienny staw łokciowy	zginanie A
ramienny (<i>brachialis</i>)	boczna i przyśrodkowa powierzchnia kości ramiennej	guzowatość kości łokciowej	staw łokciowy	zginanie B
ramiennie-promieniowy (<i>brachioradialis</i>)	brzeg boczny kości ramiennej	wyrostek rylcowaty kości ramiennej	staw łokciowy	zginanie C
prostownik nadgarstka promieniowy długi (<i>extensor carpi radialis longus</i>)	brzeg boczny i nadkłykiec boczny kości ramiennej	podstawa II kości śródreżca od strony grzbietowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie D
nawrotny obły (<i>pronator teres</i>)	głowa ramienna – na nadkłykiu przyśrodkowym kości ramiennej głowa łokciowa – na wyrostku dziobiastym kości łokciowej	boczna powierzchnia kości promieniowej	staw łokciowy	zginanie E
zginacz nadgarstka promieniowy (<i>flexor carpi radialis</i>)	nadkłykiec przyśrodkowy kości ramiennej	II i III kość śródreżca po stronie dłoniowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie F
prostownik promieniowy krótki nadgarstka (<i>extensor carpi radialis brevis</i>)	nadkłykiec boczny kości ramiennej	podstawa III kości śródreżca po stronie grzbietowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie G
dłoniowy długi (<i>palmaris longus</i>)	nadkłykiec przyśrodkowy kości ramiennej	rozciągnęto dłoniowe zrosnięte ze skórą	staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie H
trójgłowy ramienia (<i>caput longum, caput breve, caput laterale triceps brachii</i>)	głowa długa – guzek podpanewkowy łopatki głowa boczna – tylna powierzchnia kości ramiennej głowa przyśrodkowa – poniżej i przyśrodkowo od bruzdy nerwu promieniowego	powierzchnia tylna wyrostka łokciowego kości łokciowej	głowa długa – staw ramienny staw łokciowy głowa krótka – staw łokciowy głowa przyśrodkowa – staw łokciowy	prostowanie A
łokciowy (<i>anconeus</i>)	nadkłykiec boczny kości ramiennej	górną część kości łokciowej i torebka stawowa	staw łokciowy	prostowanie B

Tabela Z.5

Odwracanie–nawracanie w stawie łokciowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Uwagi
odwracacz (<i>supinator</i>)	nadkłykieć boczny kości ramiennej i górna część kości łokciowej	trzecia górna część kości promieniowej poniżej guzowatości promieniowej	staw łokciowy	odwracanie A
dwugłowy ramienia (<i>biceps brachii</i>)	głowa długa – guzek podpanewkowy łopatki głowa krótka – wyrostek kruczy łopatki	guzowatość kości promieniowej	staw ramienny staw łokciowy	odwracanie B
odwodziciel długi kciuka (<i>abductor pollicis longus</i>)	tylna powierzchnia kości promieniowej i łokciowej	podstawa I kości śródreżcza bliżej strony dłoniowej	staw nadgarstkowy stawy ręki	odwracanie C
prostownik długi kciuka (<i>extensor pollicis longus</i>)	tylna powierzchnia kości łokciowej	podstawa dalszego paliczka kciuka	staw nadgarstkowy stawy ręki	odwracanie D
ramiennie-promieniowy (<i>brachioradialis</i>)	brzeg boczny kości ramiennej	wyrostek rylcowaty kości ramiennej	staw łokciowy	odwracanie E
prostownik nadgarstka promieniowy długi (<i>extensor carpi radialis longus</i>)	brzeg boczny i nadkłykieć boczny kości ramiennej	podstawa II kości śródreżcza od strony grzbietowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	odwracanie F (działa tylko przy wyprostowanym ramieniu)
nawrotny czworoboczny (<i>pronator quadratus</i>)	przednia powierzchnia kości łokciowej	przednia i boczna powierzchnia kości promieniowej	staw łokciowy staw staw nadgarstkowy	nawracanie A
nawrotny obły (<i>pronator teres</i>)	głowa ramienna – na nadkłykciu przyśrodkowym kości ramiennej głowa łokciowa – na wyrostku dziobastym kości łokciowej	boczna powierzchnia kości promieniowej	staw łokciowy	nawracanie B
zginacz nadgarstka promieniowy (<i>flexor carpi radialis</i>)	nadkłykieć przyśrodkowy kości ramiennej	II i III kość śródreżcza po stronie dłoniowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	nawracanie C

cd. tab. Z.5

Odwracanie–nawracanie w stawie łokciowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Uwagi
prostownik nadgarstka promieniowy długi (<i>extensor carpi radialis longus</i>)	brzeg boczny i nadkłykiec boczny kości ramiennej	podstawa II kości śródreżca od strony grzbietowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	nawracanie D (działa tylko przy zgiętych ramieniu)
ramiennie-promieniowy (<i>brachioradialis</i>)	brzeg boczny kości ramiennej	wyrostek rylcowaty kości ramiennej	staw łokciowy	nawracanie E
dłoniowy długi (<i>palmaris longus</i>)	nadkłykiec przyśrodkowy kości ramiennej	rozciągnięto dłoniowe zrośnięte ze skórą	staw nadgarstkowy stawy ręki	nawracanie F

Tabela Z.6

Zginanie grzbietowe–zginanie dłoniowe w stawie nadgarstkowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
prostownik palców (<i>extensor digitorum</i>)	nadkłykiec boczny kości ramiennej	cztery ścięgna końcowe na wysokości paliczków bliższych palców II–V	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie grzbietowe A
prostownik nadgarstka promieniowy długi (<i>extensor carpi radialis longus</i>)	brzeg boczny i nadkłykiec boczny kości ramiennej	podstawa II kości śródreżca od strony grzbietowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie grzbietowe B
prostownik promieniowy krótki nadgarstka (<i>extensor carpi radialis brevis</i>)	nadkłykiec boczny kości ramiennej	podstawa III kości śródreżca	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie grzbietowe C
prostownik wskaziciela (<i>extensor indicis</i>)	powierzchnia tylna dalszej części kości łokciowej i błona międzyczkostna	rozciągnięto grzbietowe wskaziciela	staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie grzbietowe D
prostownik długi kciuka (<i>extensor pollicis longus</i>)	powierzchnia tylna kości łokciowej	podstawa dalszego paliczka kciuka	staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie grzbietowe E
prostownik palca małego (<i>extensor digiti minimi</i>)	nadkłykiec boczny kości ramiennej	ścięgno kieruje się do V palca i przechodzi w rozciągnięto grzbietowe tego palca	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie grzbietowe F

cd. tab. Z.6

Zginanie grzbietowe–zginanie dłoniowe w stawie nadgarstkowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
zginacz palców powierzchwniowy (<i>flexor digitorum superficialis</i>)	głowa ramienna-łokciowa – nadkłykieć przyśrodkowy kości ramiennej i wyrostek dziobasty kości łokciowej głowa promieniowa – powierzchnia przednia kości promieniowej	podstawa paliczków środkowych	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie dłoniowe A
zginacz palców głęboki (<i>flexor digitorum profundus</i>)	trzon kości łokciowej w 2/3 bliższej części	podstawy paliczków dalszych palców II–V	staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie dłoniowe B
zginacz nadgarstka łokciowy (<i>flexor carpi ulnaris</i>)	głowa ramienna – nadkłykieć przyśrodkowy kości ramiennej głowa łokciowa – wyrostek łokciowy kości łokciowej	kość grochowata nadgarstka i podstawa V kości śródreżca	staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie dłoniowe C
zginacz długi kciuka (<i>flexor pollicis longus</i>)	powierzchnia przednia kości promieniowej	podstawa paliczka dalszego kciuka	staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie dłoniowe D
zginacz nadgarstka promieniowy (<i>flexor carpi radialis</i>)	nadkłykieć przyśrodkowy kości ramiennej	II i III kość śródreżca po stronie dłoniowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie dłoniowe E
odwodziciel długi kciuka (<i>abductor pollicis longus</i>)	tylna powierzchnia kości promieniowej i łokciowej	podstawa I kości śródreżca bliżej strony dłoniowej	staw nadgarstkowy stawy ręki	zginanie dłoniowe F

Tabela Z.7

Odwodzenie promieniowe–odwodzenie łokciowe w stawie nadgarstkowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
prostownik nadgarstka promieniowy długi (<i>extensor carpi radialis longus</i>)	brzeg boczny i nadkłykieć boczny kości ramiennej	podstawa II kości śródreżca od strony grzbietowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	odwodzenie promieniowe A
odwodziciel długi kciuka (<i>abductor pollicis longus</i>)	tylna powierzchnia kości promieniowej i łokciowej	podstawa I kości śródreżca bliżej strony dłoniowej	staw nadgarstkowy stawy ręki	odwodzenie promieniowe B

cd. tab. Z.7

Odwodzenie promieniowe–odwodzenie łokciowe w stawie nadgarstkowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
zginacz nadgarstka promieniowy (<i>flexor carpi radialis</i>)	nadkłykieć przyśrodkowej kości ramiennej	II i III kość śródreżcza po stronie dłoniowej	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	odwodzenie promieniowe C
zginacz długi kciuka (<i>flexor pollicis longus</i>)	powierzchnia przednia kości promieniowej	podstawa paliczka dalszego kciuka	staw nadgarstkowy stawy ręki	odwodzenie promieniowe D
prostownik nadgarstka łokciowy (<i>extensor carpi ulnaris</i>)	nadkłykieć boczny kości ramiennej i powierzchnia tylna kości łokciowej	podstawa V kości śródreżcza	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	odwodzenie łokciowe A
zginacz nadgarstka łokciowy (<i>flexor carpi ulnaris</i>)	głowa ramienna – nadkłykieć przyśrodkowej kości ramiennej głowa łokciowa – wyrostek łokciowy kości łokciowej	kość grochowata nadgarstka i podstawa V kości śródreżcza	staw nadgarstkowy stawy ręki	odwodzenie łokciowe B
prostownik palców (<i>extensor digitorum</i>)	nadkłykieć boczny kości ramiennej	cztery ścięgna końcowe na wysokości paliczków bliższych palców II–V	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	odwodzenie łokciowe C
prostownik palca małego (<i>extensor digiti minimi</i>)	nadkłykieć boczny kości ramiennej	ścięgno kieruje się do V palca i przechodzi w rozciągnięto grzbietowe tego palca	staw łokciowy staw nadgarstkowy stawy ręki	odwodzenie łokciowe D

Tabela Z.8

Przywodzenie–odwodzenie w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
przywodziciel wielki (<i>adductor magnus</i>) (<i>pars cranial</i>) (<i>pars caudal</i>)	przednia powierzchnia gałęzi dolnej kości łonowej gałąź kości kulszowej (do guzka kulszowego)	warga przyśrodkowa kresy chropawej (mięśniowo) guzek przywodzicieli (ścięgniście) (nadkłykieć przyśrodkowej kości udowej)	staw biodrowy	przywodzenie A

cd. tab. Z.8

Przywodzenie–odwodzenie w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
przywodziciel mały (<i>adductor minimus</i>)	gałąź dolna kości łonowej	włókna środkowe, biegnąc skośnie oraz w dół i przyśrodkowo, dochodzą do wargi przyśrodkowej kresy chropawej poniżej włókien górnych włókna dolne tworzą samodzielny brzusiec przyczepiający się do guzka przywodzicieli	staw biodrowy	przywodzenie A
przywodziciel długi (<i>adductor longus</i>)	gałąź górna kości łonowej (między grzebieniem łonowym a spojeniem) pod guzkiem łonowym i na spojeniu łonowym	środkowa powierzchnia 1/3 wargi przyśrodkowej kresy chropawej	staw biodrowy	przywodzenie B
przywodziciel krótki (<i>adductor brevis</i>)	kość łonowa (przednia powierzchnia gałęzi dolnej kości łonowej, między grzebieniem łonowym a spojeniem)	środkowa powierzchnia 1/3 wargi przyśrodkowej kresy chropawej	staw biodrowy	przywodzenie B
pośladkowy wielki (<i>gluteus maximus</i>) (a – część powierzchniowa, b – część głęboka)	a) grzebień biodrowy kolec biodrowy tylny górny b) powierzchnia pośladkowa talerza kości biodrowej	przechodzi w guzowatość pośladkową (część dalsza)	staw biodrowy	przywodzenie C
smukły (<i>gracillis</i>)	gałąź dolna kości łonowej	przyśrodkowo do guzowatości piszczeli (gęsia stopa ścięgniasta) powierzchnia przyśrodkowa trzonu piszczeli	staw biodrowy staw kolanowy	przywodzenie D
łonowy (<i>pectineus</i>)	wyniosłość biodrowo-łonowa wzdłuż grzebienia kości łonowej do guzka łonowego	kresa łonowa kości udowej bliższa część kresy chropawej	staw biodrowy	przywodzenie E
czworoboczny uda (<i>quadratus femoris</i>)	brzeg boczny guza kulszowego	grzebień międzykrętarzowy kości udowej	staw biodrowy	przywodzenie F

cd. tab. Z.8

Przywodzenie–odwodzenie w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
zasłaniacz zewnętrzny (<i>obturator externus</i>)	powierzchnia zewnętrzna przyśrodkowego i kostnego obramowania otworu zasłonowego	dół krętarzowy	staw biodrowy	przywodzenie H
pośladkowy średni (<i>gluteus medius</i>)	2/5 tylnej powierzchni pośladkowej talerza biodrowego między kresą pośladkową przednią a tylną od grzebienia biodrowego	krętarz większy kości udowej	staw biodrowy	odwodzenie A
napinacz powięzi szerokiej (<i>tensor fasciae latae</i>)	strona boczna kolca biodrowego przedniego górnego	poniżej krętarza większego przechodzi w pasmo biodrowo-piszczelowe, które przyczepia się do kłykcia bocznego piszczeli	staw biodrowy (powyżej krętarza większego) staw kolanowy (jako pasmo biodrowo-piszczelowe poniżej krętarza większego)	odwodzenie B
pośladkowy wielki (<i>gluteus maximus</i>) (a – część powierzchniowa, b – część głęboka)	a) grzebień biodrowy kołec biodrowy tylny górny b) powierzchnia pośladkowa talerza kości biodrowej	przechodzi w guzowatość pośladkową (część dalsza)	staw biodrowy	odwodzenie C
pośladkowy mały (<i>gluteus minimus</i>)	powierzchnia pośladkowa talerza kości biodrowej między kresą pośladkową przednią a dolną	powierzchnia przednia krętarza większego	staw biodrowy	odwodzenie D
gruszkowaty (<i>piriformis</i>)	powierzchnia miednicza kości krzyżowej, bocznie od otworów krzyżowych przednich brzeg wcięcia kulszowego większego	wewnętrzna powierzchnia krętarza większego	staw biodrowy	odwodzenie E
zasłaniacz wewnętrzny (<i>obturator internus</i>)	wewnętrzna powierzchnia kości miedniczej, wokół otworu zasłonowego	dół krętarzowy	staw biodrowy	odwodzenie F

cd. tab. Z.8

Przywodzenie–odwodzenie w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
bliźniaczy dolny (<i>gemellus inferior</i>)	guz kulszowy	dół krętarzowy razem z m. <i>obturator externus</i>	staw biodrowy	odwodzenie F
bliźniaczy górny (<i>gemellus superior</i>)	kolec kulszowy	dół krętarzowy razem z m. <i>obturator externus</i>	staw biodrowy	odwodzenie F

Tabela Z.9

Zginanie–prostowanie w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
biodrowo-łędźwiowy (<i>iliopsoas</i>)	wyniosłość biodrowo-łonowa	krętarz mniejszy	stawy kręgosłupa staw krzyżowo-biodrowy staw biodrowy	zginanie A
napinacz powięzi szerokiej (<i>tensor fasciae latae</i>)	strona boczna kolca biodrowego przedniego górnego	poniżej krętarza większego przechodzi w pasmo biodrowo-piszczelowe, które przyczepia się do kłykcia bocznego piszczeli	staw biodrowy (powyżej krętarza większego) staw kolanowy (jako pasmo biodrowo-piszczelowe poniżej krętarza większego)	zginanie B
łonowy (<i>pectineus</i>)	wyniosłość biodrowo-łonowa wzdłuż grzebienia kości łonowej do guzka łonowego	kresa łonowa kości udowej bliższa część kresy chropawej	staw biodrowy	zginanie C
przywodziciel długi (<i>adductor longus</i>)	gałąź górna kości łonowej (między grzebieniem łonowym a spojeniem) pod guzkiem łonowym i na spojeniu łonowym	środkowa powierzchnia 1/3 wargi przyśrodkowej kresy chropawej	staw biodrowy	zginanie D
przywodziciel krótki (<i>adductor brevis</i>)	kość łonowa (przednia powierzchnia gałęzi dolnej kości łonowej, między grzebieniem łonowym a spojeniem)	środkowa powierzchnia 1/3 wargi przyśrodkowej kresy chropawej	staw biodrowy	zginanie E

cd. tab. Z.9

Zginanie–prostowanie w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
smukły (<i>gracilis</i>)	gałąź dolna kości łonowej	przyśrodkowo do guzowatości piszczeli (gęsia stopa ścięgniasta) powierzchnia przyśrodkowa trzonu piszczeli	staw biodrowy staw kolanowy	zginanie F
prosty uda (<i>rectus femoris</i>) (a1 – głowa prosta, a2 – głowa zgięta)	a1) kolec biodrowy przedni dolny a2) bruzda nadpanewkowa przy górnym brzegu panewki stawu biodrowego	guzowatość piszczeli	staw biodrowy (do przejścia w ścięgno mięśnia <i>quadriceps femoris</i>)	zginanie G
krawiecki (<i>sartorius</i>)	pod kolcem biodrowym przednim górnym	guzowatość piszczelowa	staw biodrowy staw kolanowy	zginanie H
pośladkowy wielki (<i>gluteus maximus</i>) (a – część powierzchniowa, b – część głęboka)	a) grzebień biodrowo-kolec biodrowy tylny górny b) powierzchnia pośladkowa talerza kości biodrowej	przechodzi w guzowatość pośladkową (część dalsza)	staw biodrowy	prostowanie A
pośladkowy średni (<i>gluteus medius</i>)	2/5 tylnej powierzchni pośladkowej talerza biodrowego między kresą pośladkową przednią a tylną od grzebienia biodrowego	krętarz większy kości udowej	staw biodrowy	prostowanie B
pośladkowy mały (<i>gluteus minimus</i>)	powierzchnia pośladkowa talerza kości biodrowej między kresą pośladkową przednią a dolną	powierzchnia przednia krętarza większego	staw biodrowy	prostowanie C
przywodziciel wielki (<i>adductor magnus</i>) (<i>pars cranial</i>) (<i>pars caudal</i>)	przednia powierzchnia gałęzi dolnej kości łonowej gałąź kości kulszowej (do guzka kulszowego)	warga przyśrodkowa kresy chropawej (mięśniowo) guzek przywodzicieli (ścięgniście) (nadkłykieć przyśrodkowy kości udowej)	staw biodrowy	prostowanie D
gruszkowaty (<i>piriformis</i>)	powierzchnia miednica kości krzyżowej, bocznie od otworów krzyżowych przednich brzeg wcięcia kulszowego większego	wewnętrzna powierzchnia krętarza większego	staw biodrowy	prostowanie E

cd. tab. Z.9

Zginanie–prostowanie w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
półbłoniasty (<i>semimembranosus</i>)	guz kulszowy	ścięgno poniżej więzadła pobocznego przyczepia się do kłykcia przyśrodkowego kości piszczelowej	staw biodrowy staw kolanowy	prostowanie F
półścięgnisty (<i>semitendinosus</i>)	guz kulszowy (tylna powierzchnia)	gęsia stopka na kości piszczelowej (przyśrodkowo od guzowatości) wspólnie z <i>m. gracillius</i> i <i>m. sartorius</i>	staw biodrowy staw kolanowy	prostowanie G
głowa długa dwugłowego uda (<i>caput longum biceps femoris</i>)	guz kulszowy (tylna powierzchnia) z <i>semitendinosus</i>	głowa strzałki	staw biodrowy staw kolanowy	prostowanie H

Tabela Z.10

Obrót wewnętrzny–obróć zewnętrzny w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
pośladkowy średni (<i>gluteus medius</i>)	2/5 tylnej powierzchni pośladkowej talerza biodrowego między kresą pośladkową przednią a tylną od grzebienia biodrowego	krętarz większy kości udowej	staw biodrowy	obróć wewnętrzny A
pośladkowy mały (<i>gluteus minimus</i>)	powierzchni pośladkowa talerza kości biodrowej między kresą pośladkową przednią a dolną	powierzchnia przednia krętarza większego	staw biodrowy	obróć wewnętrzny A
napinacz powięzi szerokiej (<i>tensor fasciae latae</i>)	strona boczna kolca biodrowego przedniego górnego	poniżej krętarza większego przechodzi w pasmo biodrowo-piszczałowe, które przyczepia się do kłykcia bocznego piszczeli	staw biodrowy (powyżej krętarza większego) staw kolanowy (jako pasmo biodrowo-piszczałowe poniżej krętarza większego)	obróć wewnętrzny B

cd. tab. Z.10

Obrót wewnętrzny–obróć zewnętrzny w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
przywodziciel wielki (<i>adductor magnus</i>) (<i>pars cranial</i>) (<i>pars caudal</i>)	przednia powierzchnia gałęzi dolnej kości łonowej gałąź kości kulszowej (do guzka kulszowego)	warga przyśrodkowa kresy chropawej (mięśniowo) guzek przywodzicieli (ścięgniście) (nadkłykieć przyśrodkowej kości udowej)	staw biodrowy	obróć wewnętrzny C
łonowy (<i>pectineus</i>)	wyniosłość biodrowo-łonowa wzdłuż grzebienia kości łonowej do guzka łonowego	kresa łonowa kości udowej bliższa część kresy chropawej	staw biodrowy	obróć wewnętrzny D (działa przy odwiedzonej kończynie)
pośladkowy wielki (<i>gluteus maximus</i>) (a – część powierzchniowa, b – część głęboka)	a) grzebień biodrowy kolec biodrowy tylny górny b) powierzchnia pośladkowa talerza kości biodrowej	przechodzi w guzowatość pośladkową (część dalsza)	staw biodrowy	obróć zewnętrzny A
czworoboczny uda (<i>quadratus femoris</i>)	brzeg boczny guza kulszowego	grzebień międzykrętarzowy kości udowej	staw biodrowy	obróć zewnętrzny B
casłaniacz wewnętrzny (<i>obturator internus</i>)	wewnętrzna powierzchnia kości miedniczej, wokół otworu zasłonowego	dół krętarzowy	staw biodrowy	obróć zewnętrzny C
bliźniaczy dolny (<i>emellus interior</i>)	guz kulszowy	dół krętarzowy razem z <i>m. obturator externus</i>	staw biodrowy	obróć zewnętrzny C
bliźniaczy górny (<i>gemellus superior</i>)	kolec kulszowy	dół krętarzowy razem z <i>m. obturator externus</i>	staw biodrowy	obróć zewnętrzny C
pośladkowy średni (<i>gluteus medius</i>)	2/5 tylnej powierzchni pośladkowej talerza biodrowego między kresą pośladkową przednią a tylną od grzebienia biodrowego	krętarz większy kości udowej	staw biodrowy	obróć zewnętrzny D
pośladkowy mały (<i>gluteus minimus</i>)	powierzchnia pośladkowa talerza kości biodrowej między kresą pośladkową przednią a dolną	powierzchnia przednia krętarza większego	staw biodrowy	obróć zewnętrzny D

cd. tab. Z.10

Obrót wewnętrzny–obróć zewnętrzny w stawie biodrowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
biodrowo-łędźwiowy (<i>iliopsoas</i>)	wyniosłość biodrowo-łonowa	krętarz mniejszy	stawy kręgosłupa staw krzyżowo-biodrowy staw biodrowy	obróć zewnętrzny E
zasłaniacz zewnętrzny (<i>obturator externus</i>)	powierzchnia zewnętrzna przyśrodkowego i kostnego obramowania otworu zasłonowego	dół krętarzowy	staw biodrowy	obróć zewnętrzny F
przywodziciel wielki (<i>adductor magnus</i>) (<i>pars cranial</i>) (<i>pars caudal</i>)	przednia powierzchnia gałęzi dolnej kości łonowej gałąź kości kulszowej (do guzka kulszowego)	warga przyśrodkowa kresy chropawej (mięśniowo) guzek przywodzicieli (ścięgniście) (nadkłykieć przyśrodkowej kości udowej)	staw biodrowy	obróć zewnętrzny G
przywodziciel mały (<i>adductor minimus</i>)	gałąź dolna kości łonowej	włókna środkowe, biegnąc skośnie oraz w dół i przyśrodkowo, dochodzą do wargi przyśrodkowej kresy chropawej poniżej włókien górnych włókna dolne tworzą samodzielny brzusiec przyczepiający się do guzka przywodzicieli	staw biodrowy	obróć zewnętrzny G
przywodziciel krótki (<i>adductor brevis</i>)	kość łonowa (przednia powierzchnia gałęzi dolnej kości łonowej, między grzebieniem łonowym a spojeniem)	środkowa powierzchnia 1/3 wargi przyśrodkowej kresy chropawej	staw biodrowy	obróć zewnętrzny G
przywodziciel długi (<i>adductor longus</i>)	gałąź górna kości łonowej (między grzebieniem łonowym a spojeniem) pod guzkiem łonowym i na spojeniu łonowym	środkowa powierzchnia 1/3 wargi przyśrodkowej kresy chropawej	staw biodrowy	obróć zewnętrzny G
gruszkowaty (<i>piriformis</i>)	powierzchnia miednicza kości krzyżowej, bocznie od otworów krzyżowych przednich brzeg wcięcia kulszowego większego	wewnętrzna powierzchnia krętarza większego	staw biodrowy	obróć zewnętrzny H
krawiecki (<i>sartorius</i>)	pod kolcem biodrowym przednim górnym	guzowatość piszczelowa	staw biodrowy staw kolano- wy	obróć zewnętrzny J

Tabela Z.11

Zginanie–prostowanie w stawie kolanowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
półbłoniasty (<i>semimembranosus</i>)	guz kulszowy	ścięgno poniżej więzadła pobocznego przyczepia się do kłykcia przyśrodkowego kości piszczelowej	staw biodrowy staw kolanowy	zginanie A
półścięgnisty (<i>semitendinosus</i>)	guz kulszowy (tylna powierzchnia)	gęsia stopka na kości piszczelowej (przyśrodkowo od guzowatości) wspólnie z <i>m. gracillis</i> i <i>m. sartorius</i>	staw biodrowy staw kolanowy	zginanie B
głowa krótka dwugłowego uda (<i>caput breve biceps femoris</i>)	1/3 środkowej wargi bocznej kresy chropawej	głowa strzałki	staw kolanowy	zginanie C
głowa długa dwugłowego uda (<i>caput longum biceps femoris</i>)	guz kulszowy (tylna powierzchnia) z <i>semitendinosus</i>	głowa strzałki	staw biodrowy staw kolanowy	zginanie C
smukły (<i>gracillis</i>)	gałąź dolna kości łonowej	przyśrodkowo do guzowatości piszczeli (gęsia stopa ścięgnista) do powierzchni przyśrodkowej trzonu piszczeli	staw biodrowy staw kolanowy	zginanie D
krawiecki (<i>sartorius</i>)	pod kolcem biodrowym przednim górnym	guzowatość piszczelowa	staw biodrowy staw kolanowy	zginanie E
podkolanowy (<i>popliteus</i>)	<i>epicondylus lateralis</i> kości udowej	<i>facies posterior tibiae</i>	staw kolanowy	zginanie F
brzuchaty łydki (<i>gastrocnemius</i>) (a – <i>caput mediale</i> , b – <i>caput laterale</i>)	a) część bliższa <i>condylus medialis</i> kości udowej b) część bliższa <i>condylus lateralis</i> kości udowej	łączy się ze ścięgnem <i>m. soleus</i> i razem przyczepiają się na <i>tuber calcanei</i>	staw kolanowy staw skokowy	zginanie G
czworoboczny uda (<i>quadratus femoris</i>)	brzeg boczny guza kulszowego	grzebień międzykrętarzowy kości udowej	staw biodrowy	prostowanie A

cd. tab. Z.11

Zginanie–prostowanie w stawie kolanowym

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
napinacz powięzi szerokiej (<i>tensor fasciae latae</i>)	strona boczna kolca biodrowego przedniego górnego	poniżej krętarza większego przechodzi w pasmo biodrowo-piszczelowe, które przyczepia się do kłykcia bocznego piszczeli	staw biodrowy (powyżej krętarza większego) staw kolanowy (jako pasmo biodrowo-piszczelowe poniżej krętarza większego)	prostowanie B
prosty uda (<i>rectus femoris</i>) (a1 – głowa prosta, a2 – głowa zgięta)	a1) kołec biodrowy przedni dolny a2) bruzda nadpanewkowa przy górnym brzegu panewki stawu biodrowego	guzowatość piszczeli	staw biodrowy (do przejścia w ścięgno mięśnia <i>quadriceps femoris</i>)	prostowanie C
obszerny pośredni (<i>vastus intermedius</i>)	przednia powierzchnia kości udowej boczna powierzchnia kości udowej	w postaci przyczepu mięśnia <i>rectus femoris</i>	staw kolanowy	prostowanie D
obszerny boczny (<i>vastus lateralis</i>)	boczna powierzchnia krętarza większego kości udowej kresa międzykrętarzowa guzowatość pośladowka warga boczna kresy chropawej	w postaci przyczepu mięśnia <i>rectus femoris</i>	staw kolanowy	prostowanie D
obszerny przyśrodkowy (<i>vastus medialis</i>)	warga przyśrodkowa kresy chropawej	w postaci przyczepu mięśnia <i>rectus femoris</i>	staw kolanowy	prostowanie D

Tabela Z.12

Obrót wewnętrzny–obróć zewnętrzny w stawie kolanowym (przy zgiętym stawie kolanowym)

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
półbłoniasty (<i>semimembranosus</i>)	guz kulszowy	ścięgno poniżej więzadła pobocznego przyczepia się do kłykcia przyśrodkowego kości piszczelowej	staw biodrowy staw kolanowy	obróć wewnętrzny A

cd. tab. Z.12

Obrót wewnętrzny–obróty zewnętrzny w stawie kolanowym (przy zgiętym stawie kolanowym)

Mięsień	Początek	Przyczep	Stawy zaopatrzone	Priorytet w działaniu
póścięgnisty (<i>semitendinous</i>)	guz kulszowy (tylna powierzchnia)	gęsia stopka na kości piszczelowej (przyśrodkowo od guzowatości) wspólnie z <i>m. gracillis</i> i <i>m. sartorius</i>	staw biodrowy staw kolanowy	obróty wewnętrzny B
smukły (<i>gracillis</i>)	gałąź dolna kości łonowej	przyśrodkowo do guzowatości piszczeli (gęsia stopa ścięgnista) powierzchnia przyśrodkowa trzonu piszczeli	staw biodrowy staw kolanowy	obróty wewnętrzny C
krawiecki (<i>sartorius</i>)	pod kolcem biodrowym przednim górnym	guzowatość piszczelowa	staw biodrowy staw kolanowy	obróty wewnętrzny D
podkolanowy (<i>popliteus</i>)	<i>epicondylus lateralis</i> kości udowej	<i>facies posterior tibiae</i>	staw kolanowy	obróty wewnętrzny E
głowa krótka dwugłowego uda (<i>caput breve biceps femoris</i>)	1/3 środkowej wargi bocznej kresy chropawej	głowa strzałki	staw kolanowy	obróty zewnętrzny A
głowa długa dwugłowego uda (<i>caput longum biceps femoris</i>)	guz kulszowy (tylna powierzchnia) z <i>semitendinous</i>	głowa strzałki	staw biodrowy staw kolanowy	obróty zewnętrzny A
napinacz powięzi szerokiej (<i>tensor fasciae latae</i>)	strona boczna kolca biodrowego przedniego górnego	poniżej krętarza większego przechodzi w pasmo biodrowo-piszczelowe, które przyczepia się do kłykcia bocznego piszczeli	staw biodrowy (powyżej krętarza większego) staw kolanowy (jako pasmo biodrowo-piszczelowe poniżej krętarza większego)	obróty zewnętrzny B

PODZIĘKOWANIA

Składam serdecznie podziękowania mojej Rodzinie za cierpliwość i wyrozumiałość podczas długiego okresu pracy naukowej.

Dziękuję Panu Profesorowi Edmundowi Wittbrodtowi za wsparcie i cenne uwagi, Panu Profesorowi Janowi Awrejcewiczowi za umożliwienie uczestnictwa w realizacji projektu NCN OPUS oraz zorganizowanie półrocznego stażu naukowego (sierpień 2016 – marzec 2017) w Katedrze Automatyki, Biomechaniki i Mechatroniki Wydziału Mechanicznego Politechniki Łódzkiej oraz Panu Profesorowi Romualdowi Będzińskiemu za słowa wsparcia oraz przyjęcie do Zarządu Polskiego Towarzystwa Biomechaniki.

Składam serdeczne podziękowania Recenzentom monografii Pani Profesor Iwonie Adamiec-Wójcik i Pani Profesor PG Izabeli Lubowieckiej za wnikliwe uwagi, które były bardzo pomocne przy redagowaniu ostatecznej wersji monografii.

Dziękuję Panu dr. hab. inż. Jerzemu Mrozowskiemu, Panu dr. Bartłomiejowi Zagrodnemu i dr. inż. Michałowi Ludwickiemu z Katedry Automatyki, Biomechaniki i Mechatroniki Wydziału Mechanicznego Politechniki Łódzkiej za współpracę w realizacji projektu NCN OPUS.

Dziękuję Pani Profesor Ewie Majchrzak za przyjęcie do Sekcji Biomechaniki Polskiej Akademii Nauk i Pani Profesor Małgorzacie Syczewskiej z Instytutu Pomnika Centrum Zdrowia Dziecka za wsparcie i cenne uwagi.

Dziękuję Panu Profesorowi Markowi Latashowi z Pennsylvania State University za cenne wskazówki, udostępnienie materiałów naukowych oraz umożliwienie uczestnictwa w „Motor Control Summer School” (lipiec 2017, Florianopolis, Brazylia).

Pani dr n. med. Joannie Jabłońskiej-Brudło z Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego jestem bardzo wdzięczna za umożliwienie uczestnictwa w badaniach osób z chorobami nerwowo-mięśniowymi oraz cenne wskazówki dotyczące diagnozowania tych chorób.

Ponadto bardzo dziękuję Koleżankom i kolegom z Katedry Mechaniki i Mechatroniki oraz Wydziału Inżynierii Łądowej i Środowiska Politechniki Gdańskiej, szczególnie Panu Profesorowi Krzysztofowi Kaślińskiemu, Panu Profesorowi PG Wojciechowi Witkowskiemu, Panu dr. hab. inż. Krzysztofowi Lipińskiemu a także Panu dr. inż. Henrykowi Olszewskiemu oraz Panu dr. inż. Robertowi Barańskiemu z AGH w Krakowie za współudział w realizacji badań doświadczalnych.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Agarwal P., Neptune R.R., Deshpande A.D.: A simulation framework for virtual prototyping of robotic exoskeletons. *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 2015, 138, s. 1–15.
- [2] Akulin V.M., Carlier F., Solnik S., Latash M.L. Neural control of redundant (abundant) systems as algorithms stabilizing subspaces (w druku).
- [3] Alkjaer T., Simonsen E.B., Dyhre-Poulsen P.: Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. *Gait and Posture* 2001, 13, s. 73–77.
- [4] Allali G., Assal F., Kressig R.W., Dubost V., Herrmann F.R., Beauchet O. Impact of impaired executive function on gait stability. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders* 2008, 26, s. 364–369.
- [5] Ambrósio J., Quental C., Pilarczyk B., Folgado J., Monteiro J. Multibody biomechanical models of the upper limb. *Procedia IUTAM* 2, 2011, s. 4–17.
- [6] Anderson F.C., Pandy A.G.: Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics* 2001, 23, s. 153–161.
- [7] Awrejcewicz J.: *Classical mechanics. Dynamics*. Springer, Berlin 2012.
- [8] Barański R., Wojnicz W., Moskała U.: Best parameter for force grip estimation based on sEMG signal „Biomechanics 2016”. Book of abstracts. Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Biała Podlaska 2016, s. 45–46.
- [9] Beauchet O., Allali G., Annweiler C., Bridenbaugh S., Assal F., Kressig R.W., Herrmann F.R. Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology* 2009, 55, s. 702–706.
- [10] Benedetti M.G., Catani F., Leardini A., Pignotti E., Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics* 1998, 13, s. 204–215.
- [11] Będziński R.: *Biomechanika inżynierska: zagadnienia wybrane*. Oficyna Wydawnictwa Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [12] *Biomechanika*. Będziński R. (red.). Seria „Mechanika Techniczna”. Tom XII. Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN, Warszawa 2011.
- [13] *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*. Będziński R. i in. (red.). [W:] *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna*. Nałęcz M. (red.). Tom 5. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2000.
- [14] *Biomechanika narządu ruchu*. Tejszewska D., Świtoński E., Gzik M. (red.). Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2011.
- [15] Bhatt T., Wening C.J.D., Pai C.Y.C.: Adaptive control of gait stability in reducing slip-related backward loss of balance, *Experimental Brain Research* 2006, 170, s. 61–73.
- [16] Bhatt T., Wening J.D., Pai Y.C.: Influence of gait speed on stability: recovery from anterior slips and compensatory stepping. *Gait and Posture* 2005, 21, s. 146–156.
- [17] Bisi M.C., Riva F., Stagni R.: Measures of gait stability: performance on adults and toddlers at the beginning of independent walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014, 11, 2014, s. 1–9.
- [18] Blajer W., Czaplicki A., Dziewiecki K., Mazur Z. Influence of selected modeling and computational issues on muscle force estimates. *Multibody Systeme Dynamics* 2010, 24, s. 473–492.
- [19] Błaszczyk J.W.: *Biomechanika kliniczna. Podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2004.
- [20] Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*. Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wrocław 2006.
- [21] van Bolhuis B.M., Gielen C.C.A.M.: A comparison of models explaining muscle activation patterns for isometric contractions. *Biological Cybernetics* 1999, 81, s. 246–261.
- [22] Bresler B., Frankel J.P.: The forces and moments in the leg during level walking. *Transactions of the American Society of Mechanical Engineers* 1950, 72, s. 27–36.

- [23] Bruijn S.M., Bregman D.J., Meijer O.G., Beek P.J., van Dieën J.H. Maximum Lyapunov exponents as predictors of global gait stability: a modelling approach. *Medical Engineering & Physics* 2012, 2012, s. 428–436.
- [24] Bruijn S.M., Bregman D.J., Meijer O.G., Beek P.J., van Dieën J.H. The validity of stability measures: a modelling approach. *Journal Biomechanics* 2011, 44, s. 2401–4208.
- [25] Bruijn S.M., van Dieën J.H., Meijer O.G., Beek P.J. Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. *Journal of Neuroscience Methods* 2009, 178, s. 327–333.
- [26] Bruijn S.M., Meijer O.G., Beek P.J., van Dieën J.H. The effects of arm swing on human gait stability. *The Journal of Experimental Biology* 2010, 213, s. 3945–3952.
- [27] Bruijn S.M., Ten Kate W.R., Faber G.S., Meijer O.G., Beek P.J., van Dieën J.H. Estimating dynamic gait stability using data from non-aligned inertial sensors. *Annals of Biomedical Engineering* 2010, 38, s. 2588–2593.
- [28] Cappozzo A.: *Biomechanics of walking up stairs. On theory and practice of robots and manipulators.* Springer-Verlag, Wien 1972, s. 115–132.
- [29] Cappozzo A., Catani F., Core U.D., Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics* 1995, 10, s. 171–178.
- [30] Carnelli D., Lucchini R., Ponzon M., Contro R., Vena P. Nanoindentation testing and finite element simulations of cortical bone allowing for anisotropic elastic and inelastic mechanical response. *Journal of Biomechanics* 2011, 44, s. 1852–1858.
- [31] Chandler R.F., Clauser C.E., McConville J.T., Reynolds H.M., Young J.M. Investigation of inertial properties of the human body. AMRL TR 74-137 (NTIS No. AD-A016 485). Wright-Patterson Air Force Base, 1975.
- [32] Charlton I.W., Johnson G.R.: A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers* 2006, 220, s. 801–812.
- [33] Charlton I.W., Johnson G.R.: Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb. *Journal of Biomechanics* 2001, 34, s. 1209–1216.
- [34] Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J.E. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991, 10, s. 575–587.
- [35] De Luca C.J.: *Surface electromyography: Detection and Recording.* DelSys Inc., 2002.
- [36] De Luca C.J.: The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics* 1997, 13, s. 135–163.
- [37] De Luca G.: *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition.* DelSys Inc., 2001.
- [38] Delp S.L.: *Surgery simulation – a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb.* PhD. thesis, Stanford University Press, Stanford 1990.
- [39] Delp S.L., Loan P.: A graphic-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Computers in Biology and Medicine* 1995, 25, s. 21–34.
- [40] Dempster W.T., Gaughran G.R.L.: Properties of body segments based on size and weight. *The American Journal of Anatomy* 1967, 120, s. 33–54.
- [41] Dietrich M., Kędzior K., Zagrajek T.: Wyznaczenie obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego. [W:] *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Nałęcz M. (red.). Tom 5. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, s. 223–258.*
- [42] Doblare M., Garcia J.M., Gomez M.J.: Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics* 2004, 71, s. 1809–1840.
- [43] Duan X.H., Allen R.H., Sun J.Q.: A stiffness-varying model of human gait. *Medical Engineering & Physics* 1997, 19, s. 518–524.
- [44] Falaki A., Huang X., Lewis M.M., Latash M.L. Dopaminergic modulation of multi-muscle synergies in postural tasks performed by patients with Parkinson’s disease. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2017, 33, s. 20–26.
- [45] Falaki A., Huang X., Lewis M.M., Latash M.L. Impaired synergic control of posture in Parkinson’s patients without postural instability. *Gait & Posture* 2016, 44, s. 209–215.
- [46] Falaki A., Towhidkhal F., Zhou T., Latash M.L. Task-specific stability in muscle activation space during unintentional movements. *Experimental Brain Research* 2014, 232, s. 3645–3658.

- [47] Farley C.T., Ferris D.P.: Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exercise and Sporty Sciences Reviews* 1998, 26, s. 253–285.
- [48] Feldman A.G.: Space and time in the context of equilibrium-point theory. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Cognitive Science* 2011, 2, s. 287–304.
- [49] Feldman A.G., Latash M.: Testing hypotheses and the advancement of science: recent attempts to falsify the equilibrium point hypothesis, *Experimental Brain Research* 2005, 161, s. 91–103.
- [50] Freitas S.M.S.F., Scholz J.P., Latash M.L.: Analyses of joint variance related to voluntary whole-body movements performed in standing. *Journal of Neuroscience Methods* 2010, 188, s. 89–96.
- [51] Gao F., Damsgaard M., Rasmussen J., Christensen S.T. Computational method for muscle-path representation in musculoskeletal models. *Biological Cybernetics* 2002, 87, s. 199–210.
- [52] Garner B.A., Pandy M.G.: A kinematic model of the upper limb based on the visible human project (VHP) Image Dataset. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 1999, 2, s. 107–124.
- [53] Garner B.A., Pandy M.G.: Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Annals of Biomedical Engineering* 2003, 31, s. 207–220.
- [54] Garner B.A., Pandy M.G.: Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2001, 4, s. 93–126.
- [55] Geyer H., Herr H.: A muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2010, 18, s. 263–273.
- [56] Goswami A.: Foot rotational indicator (FRI) point: a new gait planning toll to evaluate postural stability of biped robots. *Proceeding of the 1999 IEEE. International Conference on Robotics & Automation. Detroit, Michigan* 1999, s. 47–52.
- [57] Goswami A.: Postural stability of biped robots and the foot-rotation indicator (FRI) point. *The International Journal of Robotics Research* 1999, 18, s. 523–533.
- [58] Gruber S., Schiehlen W.: Inverse dynamics power saving control of walking machines. *RoManSy 14. Springer, New York* 2002, s. 463–470.
- [59] Gunther M., Sholukha V.A., Kessler D., Wank V., Blickhan R. Dealing with skin motion and wobbling masses in inverse dynamics. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 2003, 3, s. 309–335.
- [60] Helgason B., Perilli E., Schileo E., Taddei F., Brynjolfsson S., Viceconti M. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. *Clinical Biomechanics* 2008, 23, s. 135–146.
- [61] Hemami H.: Farnsworth R. Postural and gait stability of a planar five link biped by simulation. *IEEE Transactions on Automatic Control* 1977, 3, s. 452–458.
- [62] Huijing P.A.: Length, shortening velocity, activation and fatigue are not independent factors determining muscle force exerted. *Biomechanics and neural control of posture and movement. [W:] Neural control of posture and movement. Winters J.M, Crago P (red.). Springer-Verlag, New York* 2000, s. 83–90.
- [63] Huijing P.A.: Parameter interdependence and success of skeletal muscle modeling. *Human Movement Science* 1995, 14, s. 443–486.
- [64] Ilic S., Hackl K., Gilbert R.: Application of the multiscale FEM to the modeling of cancellous bone. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 2010, 9, s. 87–102.
- [65] Jurkoć J., Wodarski P., Michnik R., Nowakowska K., Bieniek A., Gzik M. The Upper Limb Motion Deviation Index: A new comprehensive index of upper limb motion pathology. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2017, 19, s. 175–185.
- [66] Kadir M.R., Syahrom A., Öchsner A.: Finite element analysis of idealised unit cell cancellous structure based on morphological indices of cancellous bone. *Medical & Biological & Engineering Computing* 2010, 48, s. 497–505.
- [67] Karatsidis A., Bellusci G., Schepers H.M., de Zee W., Anderson A.S., Veltink P.H. Estimation of ground reaction forces and moments during gait using only inertial motion capture. *Sensors* 2017, 17, s. 1–22.

- [68] Kędzior K.: Modelowanie własności biomechanicznych siłowników napędu mięśniowego. *Prace Naukowe z Mechaniki*, zeszyt 56. Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1978.
- [69] Knets I.: General principles of bone tissue testing. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 1999, 1, s. 55–66.
- [70] Knips G., Zibner S.K.U., Reimann H., Schöner G. A neural dynamic architecture for reaching and grasping integrates perception and movement generation and enables on-line updating. *Frontiers in Neurorobotics* 2017, 11, s. 1–14.
- [71] Komi P.V.: Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics* 2000, 33, s. 1197–1206.
- [72] Kowalczyk P.: Elastic properties of cancellous bone derived from finite element models of parameterized microstructure cells. *Journal of Biomechanics* 2003, 36, s. 961–972.
- [73] Kowalczyk P.: Simulation of osteotropic microstructure remodeling of cancellous bone. *Journal of Biomechanics* 2010, 43, s. 563–569.
- [74] Kressig R.W., Beauchet O.: European GAITRite Network Group. Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research* 2006, 18, s. 174–176.
- [75] Krishnamoorthy V., Goodman S., Zatsiorsky V., Latash M.L. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes. *Biological Cybernetics* 2003, 89, s. 152–161.
- [76] Krishnamoorthy V., Latash M.L., Scholz J.P., Zatsiorsky V.M. Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support. *Experimental Brain Research* 2004, 157, s. 18–31.
- [77] Krishnamoorthy V., Latash M.L., Scholz J.P., Zatsiorsky V.M. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *Experimental Brain Research* 2003, 152, s. 281–292.
- [78] Krishnamoorthy V., Scholz J.P., Latash M.L.: The use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization task *Clinical Neurophysiology* 2007, 118, s. 525–537.
- [79] Kuo A.D.: The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: a dynamic walking perspective. *Human Movement Science* 2007, 26, s. 617–656.
- [80] Lafe C.W., Pacheco M.M., Newell K.M.: Adapting relative phase of bimanual isometric force coordination through scaling visual information intermittency. *Human Movement Science* 2016, 47, s. 186–196.
- [81] Latash M.: Biological movement and laws of physics. *Motor Control* 2017, 21, s.327–344.
- [82] Latash M.: Biomechanics as a window into the neural control of movement, *Journal of Human Kinetics* 2016, 52, s. 7–20.
- [83] Latash M.L.: *Fundamentals of Motor Control*, Elsevier 2012.
- [84] Latash M.L.: Stages in learning motor synergies: A view based on the equilibrium-point hypothesis. *Human Movement Science* 2010, 29, s. 642–654.
- [85] Latash M.L.: Towards physics of neural processes and behavior. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 2016, 69, s. 136–146.
- [86] Latash M.L.: Virtual trajectories, joint stiffness, and changes in the limb natural frequency during single-joint oscillatory movements. *Neuroscience* 1992, 49, s. 209–220.
- [87] Latash M.L., Huang X.: Neural control of movement stability: Lessons from studies of neurological patients. *Neuroscience* 2015, 301, s. 39–48.
- [88] Latash M.L., Zatsiorsky V.M.: *Biomechanics and Motor Control*, Elsevier 2016.
- [89] Lekszycki T.: Functional adaptation of bone as an optimal control problem. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics* 2005, 23, s. 555–574.
- [90] Lekszycki T.: Wybrane zagadnienia modelowania w biomechanice kości. *Prace IPPT* 6/2007, Warszawa.
- [91] Lemay M.A., Crago P.E.: A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm and wrist. *Journal of Biomechanics* 1996, 29, 1996, s. 1319–1330.
- [92] de Leva P.: Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* 1996, 29, s. 1223–1230.

- [93] de Leva P.: Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandlers' data. *Journal of Biomechanics* 1996, 29, s. 1231–1233.
- [94] Levin M., Feldman A.G.: The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. *Brain Research* 1994, 657, s. 23–30.
- [95] Levin M., Selles R.W., Verheul M.H.G., Meuser O.G. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. *Brain Research* 2000, 853, s. 352–369.
- [96] Lu Y., Lekszycki T.: Modeling of an initial stage of bone fracture healing. *Continuum Mechanics and Thermodynamics* 2015, 27, s. 851–859.
- [97] Lubowiecka I.: Behaviour of orthotropic surgical implant in hernia repair due to the material orientation and abdomen surface deformation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2015, 18, s. 223–232.
- [98] Lubowiecka I.: Mathematical modelling of implant in an operated hernia for estimation of the repair persistence. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2015, 18, 2015, s. 438–445.
- [99] Manal K., Buchanan T.S.: A one parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms. *Journal of Biomechanics* 2003, 36, s. 1197–1202.
- [100] Manal K., Gonzalez V., Lloyd D.G., Buchanan T.S. A real-time EMG-driven virtual arm. *Computers in Biology and Medicine* 2002, 32, s. 25–36.
- [101] Martin V., Scholz J., Schoner G.: Redundancy, self-motion, and motor control. *Neural Computation* 2009, 21, s. 1371–1414.
- [102] Mattos D.: Motor equivalence in actions by redundant motor systems. PhD thesis. Published by ProQuest LLC, 2015.
- [103] Mattos D., Latash M.L., Park E., Kuhl J., Scholz J.P. Unpredictable elbow joint perturbation during reaching results in multijoint motor equivalence. *Journal of Neurophysiology* 2011, 106, s. 1424–1436.
- [104] Mattos D., Schoner G., Zatsiorsky V.M., Latash M.L. Motor equivalence during multi-finger accurate force production. *Experimental Brain Research* 2015, 233, s. 487–502.
- [105] Melińska A., Czamara A., Szuba Ł., Będziński R. Biomechanical characteristics of the jump down of healthy subjects and patients with knee injuries. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2015, 17, s. 111–120.
- [106] Michnik R.: *Badania modelowe i doświadczalne chodu człowieka w aspekcie procesu jego rehabilitacji*. Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji – PIB, Radom 2013.
- [107] Milanowicz M., Kędzior K.: Active numerical model of human body for reconstruction of falls from height. *Forensic Science International* 2017, 270, s. 223–231.
- [108] Mrozowski J., Awrejcewicz J.: *Podstawy biomechaniki*. Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź 2004.
- [109] Mrozowski J., Awrejcewicz J., Bamberski P.: Analysis of stability of the human gait. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics* 2007, 45, s. 91–98.
- [110] Mullick A.A., Musampa N.K., Feldman A.G., Levin M. Stretch reflex spatial threshold measure discriminates between spasticity and rigidity. *Clinical Neurophysiology* 2013, 124, s. 740–751.
- [111] Murray R.M., Li Z., Sastry S.S.: *A mathematical introduction to robotic manipulation*, CRC Press 1994.
- [112] Mussa-Ivaldi F.A., Hogan N., Bizzi E.: Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans. *The Journal of Neuroscience* 1985, 5, s. 2732–2743.
- [113] Narici M.: Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1999, 9, s. 97–103.
- [114] Neptune R.R., Kautz S.A., Zajac F.E.: Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics* 2001, 34, s. 1387–1398.
- [115] Neptune R.R., Zajac F.E., Kautz S.A.: Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait and Posture* 2004, 19, s. 194–205.

- [116] Nijhof E.J., Kouwenhoven E.: Simulation of multijoint arm movements. [W:] Biomechanics and neural control of posture and movement, Winters J.M, Crago P. (red.), Neural control of posture and movement. Springer-Verlag, New York 2000, s. 363–372.
- [117] Olszewski H., Wojnicz W., Wittbrodt E.: Method of skeletal system modelling. *Archive of Mechanical Engineering* 2013, LX, s. 335–346.
- [118] Perreault E., Hargrove L., Ludvig D., Lee H., Sensinger J. Considering limb impedance in the design and control of prosthetic devices. [W:] Neuro-robotics: From brain machine interfaces to rehabilitation robotics, trends in augmentation of human performance. Book 2. Artemiadis P. (red.). Springer 2014, s. 59–83.
- [119] Phinyomark A., Phukpattaranont P., Limsakul C.: Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications* 2012, 39, s. 7420–7431.
- [120] Pitkin M.R.: Effects of design variants in lower-limb prostheses on gait synergy. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 1997, 9(3), s. 113–122.
- [121] Pitkin M.R.: What can normal gait biomechanics teach a designer of lower limb prostheses? *Acta Bioengineering and Biomechanics* 2013, 15, s. 3–10.
- [122] Platzer W.: *Podręczny atlas anatomii człowieka: narząd ruchu. Tom 2.* Słotwiński Verlag, Brema 1997.
- [123] Quental C., Folgado J., Abrosio J., Monteiro J. A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle. *Multibody Systeme Dynamics*, 2012, 28, s. 83–108.
- [124] Raikova R.: Investigation of the peculiarities of the musculature of two-joint muscles using a 3DOF model of the human upper limb in the sagittal plane: An optimization approach. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2001, 4, s. 463–490.
- [125] Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R.B.: Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics* 1995, 17, s. 347–355.
- [126] Rho J.Y., Kuhn-Spearing L., Zioupos P.: Mechanical properties and hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics* 1998, 20, s. 92–102.
- [127] Rodrigo S.A., Ambrósio J.A.C., Tavares da Silva M.P., Penisi O.H. Analysis of human gait based on multibody formulations and optimization tools. *Mechanics Based Design of Structures and Machines* 2008, 36, s. 446–477.
- [128] Sanz-Herrera J.A., Garcia-Aznar J.M., Doblare M.: Micro-macro numerical model of bone regeneration in tissue engineering. *Computer Methods Applied in Mechanics & Engineering* 2008, 197, s. 3092–3107.
- [129] Schoene D., Delbaere K., Lord S.R.: Impaired response selection during stepping predicts falls in older people: a cohort study. *Journal of the American Medical Directors Association* 18(8), 2017, s. 719–725.
- [130] Scholz J.P., Kang N., Patterson D., Latash M.L. Uncontrolled manifold analysis of single trials during multi-finger force production by persons with and without Down syndrome. *Experimental Brain Research*, 2003, 153, s. 45–58.
- [131] Scholz J.P., Schöner G.: The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research* 1999, 126, s. 289–306.
- [132] Schutte L.M., Narayanan U., Stout J.L., Selber P., Gage J.R., Schwartz M.H. An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait and Posture* 2000, 11, s. 25–31.
- [133] Seireg A., Arvikar R.: Biomechanical analysis of the musculoskeletal. *Structure for Medicine and Sports.* Bristol, Pennsylvania 1989.
- [134] Seireg R., Arvikar J.: The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics* 1975, 18, s. 89–102.
- [135] Silva P.T., Ambrósio J.A.C.: Solution of redundant muscle forces in human locomotion with multibody dynamics and optimization tools. *Mechanics Based Design of Structures and Machines* 2003, 31, s. 381–411.
- [136] Sosnoff J.J., Newell K.M.: Intermittent visual information and the multiple time scales of visual motor control of continuous isometric force production. *Perception & Psychophysics* 2005, 67, s. 335–344.
- [137] Souissi H., Zory R., Bredin J., Gerus P. Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait. *Journal of Biomechanics* 2017, 24, s. 141–145.

- [138] Strelau J., Doliński D.: *Psychologia – podręcznik akademicki*, tom 1, GWP, Gdańsk 2010.
- [139] Syczewska M., Dembowska-Bagińska B., Perek-Polnik M., Kalinowska M., Perek D.: Gait pathology assessed with Gillette Gait Index in patients after CNS tumour treatment. *Gait & Posture* 2010, 32, s. 358–362.
- [140] Szymczak C., Lubowiecka I., Szepietowska K., Tomaszewska A.: Two-criteria optimisation problem for ventral hernia repair. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2017, 7, s. 760–769.
- [141] Tezuka K., Wada Y., Takahashi A.: Computer-simulated bone architecture in a simple bone-remodelling model based on a reaction-diffusion system. *Journal of Bone and Mineral Metabolism* 2005, 23, s. 1–7.
- [142] Thelen D.G., Anderson F.C., Delp S.L.: Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics* 2003, 33, s. 321–328.
- [143] Todd D.J.: *Walking machine: introduction to legged robots*. Springer 1985.
- [144] Toney M.E., Chang Y.H.: Humans robustly adhere to dynamic walking principles by harnessing motor abundance to control forces. *Experimental Brain Research* 2013, 231, s. 433–443.
- [145] Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C.: *Dynamics of human gait*. Kiboho Publishers 1999.
- [146] Vukobratovic M., Borovac B.: Zero-moment point – thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics* 2004, 1, s. 157–173.
- [147] Vukobratovic M., Borovac B., Surdilovic D.: Zero-moment point – proper interpretation and new applications. *Proceedings of the IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots 2001*, s. 237–244.
- [148] Vukobratovic M., Hristic D., Stojiljkovic Z.: Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical and Biological Engineering*, 1974, 12, s. 66–80.
- [149] Whittlesey S.N., Robertson D.G.E.: Two-dimensional inverse dynamics. [W:] *Research methods in biomechanics*. Robertson D.G.E., Caldwell G.E., Hamill J., Kamen G., Whittlesey S.N. (red.). Human Kinetics 2004.
- [150] Winter D.A.: Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of Biomechanics* 1980, 13, s. 923–927.
- [151] Winter D.A.: *The biomechanics and motor control of human gait*. University of Waterloo Press, 1987.
- [152] Wittbrodt E., Adamiec-Wójcik I., Wojciech S.: *Dynamics of flexible multibody systems: rigid finite element method*. Springer-Verlag 2006.
- [153] Wittbrodt E., Szczotka M., Maczyński A., Wojciech S.: *Rigid finite element method in analysis of offshore structures*. Springer-Verlag 2012.
- [154] Wojnicz W.: *Modele biomechaniczne układów mięśniowo-szkieletowych*. [W:] *Od metody elementów skończonych do mechatroniki*. Kaliński K., Lipiński K. (red.), Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2017, s. 93–104.
- [155] Wojnicz W.: *Modelowanie i symulacja zachowania zespołu mięśni szkieletowych układu ramię–przedramię*. Praca doktorska. Politechnika Łódzka, Wydział Mechaniczny 2009, s. 218.
- [156] Wojnicz W., Barański R., Wittbrodt E.: Estimation of influence of upper limb stabilization on the isometric grip „*Biomechanics 2016*”. *Book of abstracts, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Biała Podlaska 2016*, s. 309–310.
- [157] Wojnicz W., Olszewski H., Lipiński K., Wittbrodt E.: Numerical Model of Femur Part. *Dynamical Systems: Modelling 181, Springer Proceedings in Mathematics & Statistics 2016*, s. 421–435.
- [158] Wojnicz W., Olszewski H., Wittbrodt E.: Chosen aspects of skeletal systems modeling – numerical solid and shell models of femur part. *Shell Structure – Theory and Applications 2014*, 3, s. 359–362.
- [159] Wojnicz W., Wittbrodt E.: Analysis of muscles' behaviour. Part I. The computational model of muscle. *Acta of Bioengineering and Biomechanics 2009*, 11, s. 15–21.
- [160] Wojnicz W., 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(1), 2010*, s. 3–10.

- [161] Wojnicz W., Wittbrodt E.: Application of muscle model to the musculoskeletal modeling. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2012, 14, s. 29–39.
- [162] Wojnicz W., Wittbrodt E.: Chosen aspects of muscle biomechanics. *Dynamical Systems, Non-linear Dynamics and Control. 11th Conference on Dynamical Systems, Theory and Applications* 2011, s. 263–268.
- [163] Wojnicz W., Wittbrodt E.: FEM approach to modeling of an irregular trabecular structure. *Shell Structure – Theory and Applications* 2018, 4, s. 519–522.
- [164] Wojnicz W., Wittbrodt E.: Modele dyskretne w analizie dynamiki mięśni szkieletowych układu ramię–przedramię. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2012.
- [165] Wojnicz W., Wittbrodt E.: Modelowanie zachowania układu mięśni. [W:] *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*. Gzik M., Lewandowska-Szumiel M., Pawlikowski M., Wychowański M. (red.). Tom 3. Akademska Oficyna Wydawnictwa EXIT, Warszawa 2015, s. 329–343.
- [166] Wojnicz W., Wittbrodt E.: Modelling of planar movement of upper limb. *Dynamical Systems Applications. 12th Conference on Dynamical Systems, Theory and Applications* 2013, s. 307–318.
- [167] Wojnicz W., Zagrodny B., Ludwicki M., Awrejcewicz J., Wittbrodt E. A two-dimensional approach for modelling of pennate muscle behavior. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 2017, 37, s. 302–315.
- [168] Wojnicz W., Zagrodny B., Ludwicki M., Awrejcewicz J., Wittbrodt E. Mathematical model of pennate muscle. [W:] *Dynamical systems: Mechatronics and life sciences (DSTA 2015)*. Awrejcewicz J. i in. (red.). Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź 2015, s. 595–608.
- [169] Wojnicz W., Zagrodny B., Ludwicki M., Mrozowski J., Awrejcewicz J. Approach for determination of functioning of lower limb muscles. *Springer Proceedings in Mathematics & Statistics*, 2016 (w druku).
- [170] Wojtyra M.: Multibody simulation model of human walking. *Mechanics Based Design of Structures and Machines* 2003, 3, s. 357–379.
- [171] Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D’Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics* 2002, 35, s. 543–538.
- [172] Yang F., King G.A.: Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2016, 31, s. 81–87.
- [173] Yucesoy C.A., Koopman B.H.F.J.M., Huijing P.A., Grootenboer H.J. Three dimensional finite element modeling of skeletal muscle using a two-domain approach: linked fiber-matrix mesh model. *Journal of Biomechanics* 2002, 35, s. 1253–1262.
- [174] Yucesoy C.A., Maas H., Koopman B.H.F.J.M., Grootenboer H.J., Huijing P.A. Mechanisms causing effects of muscle position on proximo-distal muscle force differences in extramuscular myofascial force transmission. *Medical Engineering & Physics* 2006, 28, s. 214–226.
- [175] Zajac F.E., Neptune R.R., Kautz S.A.: Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture* 2002, 16, s. 215–232.
- [176] Zielińska T.: *Maszyny kroczące*. PWN, Warszawa 2014.
- [177] Zielińska T., Chew C.M., Kryczka P., Jargilo T. Robot gait synthesis using the scheme of human motions skills development. *Mechanism and Machine Theory* 2009, 44, s. 541–558.

BIOMECHANICZNE MODELE UKŁADU MIĘŚNIOWO-SZKIELETOWEGO CZŁOWIEKA

Niniejsza monografia jest poświęcona problemom modelowania zachowania układu mięśniowo-szkieletowego człowieka. Publikacja zawiera opis badań rozwijanych w zakresie: biomechaniki mięśni, biomechaniki zespołów mięśniowych, biomechaniki układu szkieletowego, biomechaniki narządu ruchu, a także zastosowania sygnałów fizjologicznych (elektromiograficznych) oraz projektowania urządzeń do rehabilitacji na podstawie zasad sterowania ruchem w układach żywych. Modele matematyczne oraz modele obliczeniowe zostały opracowane na podstawie zasad mechaniki, układów wieloczłonowych oraz metody elementów skończonych (MES).

Monografia składa się z siedmiu rozdziałów, podsumowania oraz załącznika. Pierwszy rozdział stanowi wstęp. Rozdział drugi zawiera opis modeli matematycznych stosowanych do modelowania zachowania mięśni szkieletowych poprzecznie prążkowanych o budowie wrzecionowatej i budowie pierzastej. W rozdziale trzecim przedstawiono sposób modelowania zachowania kończyn człowieka traktowanych jako układy wieloczłonowe. W rozdziale czwartym zamieszczono opis modeli obliczeniowych układu szkieletowego utworzonych za pomocą metody elementów skończonych, zaimplementowanych do oprogramowania ABAQUS. W rozdziale piątym przedstawiono autorskie podejście do modelowania zachowania ciała człowieka podczas chodu, które zostało potraktowane jako układ wieloczłonowy. Rozdział szósty zawiera opis podejść stosowanych do weryfikacji proponowanych modeli za pomocą pomiaru sygnałów elektromiograficznych. W rozdziale siódmym zamieszczono syntetyczny opis teorii sterowania ruchem, której zasady potraktowano jako podstawę do rozwinięcia autorskiej koncepcji projektowania urządzenia do rehabilitacji kończyny górnej.

BIOMECHANICAL MODELS OF THE HUMAN MUSCULOSKELETAL SYSTEM

The book is devoted to the problems concentrating on modeling a behavior of the human musculoskeletal system. This book contains the description of researches developing in: muscle biomechanics, muscle system biomechanics, skeletal system biomechanics, gait biomechanics, application of physiological signals (electromyography signals) and designing of the device for rehabilitation on the base of motor control approach. The mathematical models and numerical models were derived on the base of principles of mechanics, multibody system and finite element method (FEM).

The book contains seven chapters. The first chapter contains an introduction. A description of mathematical models that can be applied to model the behavior of fusiform muscle and pennate muscle are given in the second chapter. The third chapter is devoted to the problem of modeling of the human limbs treated as multibody systems. A description of numerical models of the skeletal system components is given in the fourth chapter. These models were created by applying FEM approach and implemented in ABAQUS software. The fifth chapter contains a description of the author's approach referring to the human gait modelling (the body was treated as a multibody system). The sixth chapter presents the methods of EMG data application that can be used for the verification of biomechanical models. The seventh chapter contains a synthetic description of the fundamentals of motor control approach that were used to formulate the author's concept of the device for upper limb rehabilitation.