

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO

im. Bronisława Czecha w Krakowie



WYDZIAŁ WYCHOWANIA FIZYCZNEGO I SPORTU

ROZPRAWA DOKTORSKA

Piotr Krężałek

METODY OPTYMALIZACJI STATYCZNEJ  
W OCENIE ZAANGAŻOWANIA MIĘŚNI PODCZAS CHODU

Promotor: dr hab. Wiesław Chwała, prof. AWF

Promotor pomocniczy: dr Anna Bukowska

Kraków 2023

*Składam serdeczne podziękowania mojemu Promotorowi,  
Profesorowi Wiesławowi Chwale za ogromną pomoc,  
wielką życzliwość i poświęcony mi czas w trakcie pisania pracy*

*Dziękuję Pani Doktor Annie Bukowskiej, za okazane mi wsparcie  
i pomoc w trakcie pisania pracy, ze szczególnym uwzględnieniem  
aspektów klinicznych analizy chodu*

*Dziękuję Panu Profesorowi Adamowi Korytowskiemu  
za poświęcony mi czas i wprowadzenie mnie w tajniki metod  
optymalizacji*

## Spis treści

Wykaz używanych skrótów i oznaczeń .....	6
1. WSTĘP .....	10
1.1. Chód i metody jego analizy .....	10
1.2. Szacowanie sił mięśniowych z wykorzystaniem optymalizacji statycznej dla różnych kryteriów .....	13
1.2.1. Kryteria potęgowe .....	14
1.2.2. Kryterium łagodnego nasycenia ( <i>soft saturation – SS</i> ).....	15
1.2.3. Kryteria z parametrem przesunięcia.....	17
1.2.4. Kryterium minimum zmęczenia ( <i>minimum fatigue - MF</i> ).....	17
1.3. Czynniki wpływające na maksymalną wartość siły mięśniowej .....	19
1.4. Metody weryfikacji rozwiązań .....	20
1.4.1. Bezpośrednie metody weryfikacji rozwiązań .....	20
1.4.2. Pośrednie metody weryfikacji rozwiązań .....	20
1.5. Uzasadnienie podjętego tematu .....	21
2. CEL PRACY.....	22
2.1. Pytania badawcze.....	23
2.2. Hipotezy badawcze .....	24
3. METODY BADAŃ .....	25
3.1. Modelowanie układu ruchowego.....	26
3.1.1. Wyznaczanie położenia przyczepów i linii działania sił mięśniowych .....	26
3.1.2. Wyznaczenie chwilowych wartości ramion sił mięśniowych.....	32
3.1.3. Wyznaczanie chwilowych maksymalnych wartości sił, jakie może generować mięsień przy aktualnej długości i szybkości skracania.....	35
3.2. Zagadnienie udziałów mięśni, jako zadanie optymalizacji statycznej .....	37
3.2.1. Rozwiązanie zagadnienia udziałów mięśni – sformułowanie zadania. ....	37
3.2.2. Rozwiązanie zagadnienia udziałów mięśni dla kryterium minimum zmęczenia z wykorzystaniem metody zbiorów dopuszczalnych i bisekcji .....	38
3.3. Wybór kryterium i metody weryfikacji otrzymanych rozwiązań.....	40
3.3.1. Zapisy sygnałów EMG i procedura ich wstępnego przekształcania. Wskaźniki wykorzystywane w ocenie zgodności przebiegów .....	41
3.3.2. Procedura zestawiania wykresów EMG i wykresów sił mięśniowych - ocena zgodności .....	41

3.4. Proponowane formy prezentacji wyników w raportach .....	42
3.5. Źródło i rodzaj danych służących weryfikacji opracowanych metod.....	44
4. WYNIKI .....	45
4.1. Analiza chodu dla przypadku fizjologicznego.....	46
4.1.1. Uzupełnienie danych standardowo obecnych w protokołach analizy chodu o działanie agonistów i antagonistów oraz podział na fazy mocy .....	46
4.1.2. Zaangażowanie poszczególnych mięśni - przypadek chodu fizjologicznego..	53
4.1.3. Opis chodu fizjologicznego.....	60
4.2. Analiza chodu dla przykładowego przypadku patologicznego <i>DiSeSp – Diplegia Severe Spasticity</i> (diplegia z ciężką spastycznością).....	64
4.2.1. Uzupełnienie danych standardowo obecnych w protokołach analizy chodu o działanie agonistów i antagonistów oraz podział na fazy mocy .....	64
4.2.2. Zaangażowanie poszczególnych mięśni - przypadek chodu patologicznego ..	72
4.2.3. Opis przypadku chodu patologicznego w oparciu o uzyskane dane.....	78
4.3. Porównanie z przebiegami sygnałów EMG wartości pobudzeń $x_i$ , obliczonych na drodze optymalizacji.....	82
4.3.1. Wyniki porównań EMG i $x_i$ uzyskane dla różnych kryteriów dla poszczególnych przypadków chodu .....	82
4.3.2. Wyniki porównań sygnałów EMG i $x_i$ uzyskane dla poszczególnych mięśni dla różnych kryteriów .....	84
4.4. Weryfikacja wyników działania wykorzystanych w pracy modeli .....	91
4.4.1. Porównanie chwilowych długości włókien mięśniowych i szybkości ich skracania .....	91
4.4.2. Porównanie przebiegów zmian ramion sił mięśniowych.....	92
4.4.3. Porównanie modeli służących do określania wartości chwilowych maksymalnych sił mięśniowych ( $F_{maxi}$ ).....	92
4.5. Badanie wrażliwości wyników na zmiany stopnia złożoności modelu.....	93
4.5.1. Badanie wrażliwości wyników na liczbę uwzględnionych stopni swobody ...	93
4.5.2. Badanie wpływu na wyniki uwzględnienia zależności ramion sił mięśniowych od chwilowych wartości kątów stawowych.....	95
4.5.3. Badanie wpływu na wyniki stopnia złożoności modelu siły mięśniowej .....	96
5. DYSKUSJA .....	99
6. WNIOSKI .....	111

7. PIŚMIENNICTWO .....	113
Streszczenie .....	122
Abstract .....	124
Aneks .....	126

## Wykaz używanych skrótów i oznaczeń

$x_i$	Pobudzenie $i$ -tego mięśnia
$F_i$	Siła generowana przez $i$ -ty mięsień:
$F_{maxi}$	Maksymalna wartość siły, jaką może rozwinąć $i$ -ty mięsień
$F_{0i}$	Maksymalna wartość siły, jaką może rozwinąć $i$ -ty mięsień w warunkach statycznych
$pCSA_i$	Przekrój fizjologiczny $i$ -tego mięśnia
$\alpha_i$	Kąt upierzenia $i$ -tego mięśnia
$l_i$	Długość $i$ -tego mięśnia
$l_{fi}$	Długość włókna $i$ -tego mięśnia
$v_{fi}$	Szybkość zmiany długości włókna $i$ -tego mięśnia
$l_w$	Spoczynkowa długość włókna $i$ -tego mięśnia
$f_1(l)$	Zależność siły mięśniowej od chwilowej długości mięśnia
$f_2(v)$	Zależność siły mięśniowej od chwilowej szybkości zmiany długości mięśnia
$S_i$	Procentowy skład włókien mięśniowych w $i$ -tym mięśniu
$T_i$	Maksymalny czas przez jaki $i$ -ty mięsień jest w stanie pracować
$d_{ij}$	Wartość ramienia siły $i$ -tego mięśnia względem $j$ -tej osi
$M_{ij}$	Moment siły generowany przez $i$ -ty mięsień względem $j$ -tej osi
$P_{ij}$	Moc generowana przez $i$ -ty mięsień względem $j$ -tej osi
$\alpha_j$	Kąt w stawie względem $j$ -tej osi
$M_j$	Wypadkowy moment siły generowany względem $j$ -tej osi
$P_j$	Moc generowana względem $j$ -tej osi
$J$	Funkcja celu odpowiadająca kryterium optymalizacyjnemu
$MF$	Kryterium minimum zmęczenia ( <i>Minimum Fatigue</i> )
$SS$	Kryterium łagodnego nasycenia ( <i>Soft Saturation</i> )
$x_s$	Parametr przesunięcia zmiennej decyzyjnej wprowadzany celem uzyskania udziału antagonistów
$\varphi$	Wskaźnik podobieństwa oszacowań pobudzeń mięśniowych i sygnałów EMG
$P_j^w$	Początek układu odniesienia $j$ -tego segmentu w układzie współrzędnych modelu anatomicznego
$P_m^w$	Punkt anatomiczny w układzie współrzędnych modelu anatomicznego
$P_m^{lab}$	Punkt anatomiczny w układzie współrzędnych laboratorium

**Wykaz używanych skrótów i oznaczeń cd.**

$P_j^{lab}$	Początek układu odniesienia j-tego segmentu w układzie współrzędnych laboratorium
$P_p^{lab}$	Punkt pośredni przebiegu mięśnia w układzie współrzędnych laboratorium
$(P_p^{lab})_n$	Współrzędna n-ta punktu pośredniego w układzie współrzędnych laboratorium
$P_p^{lok}$	Punkt pośredni przebiegu mięśnia w lokalnym układzie współrzędnych segmentu
$(P_p^{lok})_n$	Współrzędna n-ta punktu pośredniego w lokalnym układzie współrzędnych segmentu
$P_p^w$	Punkt pośredni przebiegu mięśnia w układzie współrzędnych modelu anatomicznego
$\{X,Y,Z\}^w$	Układ współrzędnych modelu anatomicznego
$\{X,Y,Z\}^{lab}$	Układ współrzędnych laboratorium
$\{i,j,k\}^w$	Lokalny układ odniesienia segmentu wyznaczony względem układu współrzędnych modelu anatomicznego
$\{i,j,k\}^{lab}$	Lokalny układ odniesienia segmentu wyznaczony względem układu współrzędnych laboratorium
$s$	Współczynnik skali
$P_{sto}$	Punkt wirtualny służący do wyznaczenia osi stopy
$P_{sko}$	Środek stawu skokowego
$P_{kol}$	Środek stawu kolanowego
$P_{bio}$	Środek stawu biodrowego
$P_{pie}$	Środek tylnej powierzchni kości piętowej
$P_{pod}$	Marker boczny na podudziu
$P_{udo}$	Marker boczny na udzie
$P_{R\text{ASIS}}$	Prawy kołek biodrowy przedni górny
$P_{L\text{ASIS}}$	Lewy kołek biodrowy przedni górny
$P_{sac}$	Marker na kości krzyżowej
$z_k$	Wartości w k-tej iteracji zmiennej z używanej w optymalizacji dla kryt. $MF$
$\delta_k$	Dolne ograniczenie zakresu poszukiwań optymalnej wartości z w k-tej iteracji
$\gamma_k$	Górne ograniczenie zakresu poszukiwań optymalnej wartości z w k-tej iteracji
$n_{SS}$	Obrót w stawie skokowym, w płaszczyźnie strzałkowej - chód fizjologiczny
$n_{KS}$	Obrót w stawie kolanowym, w płaszczyźnie strzałkowej - chód fizjologiczny
$n_{BS}$	Obrót w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej - chód fizjologiczny
$n_{BC}$	Obrót w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej - chód fizjologiczny

**Wykaz używanych skrótów i oznaczeń cd.**

<i>pSS</i>	Obrót w stawie skokowym, w płaszczyźnie strzałkowej - chód patologiczny
<i>pKS</i>	Obrót w stawie kolanowym, w płaszczyźnie strzałkowej - chód patologiczny
<i>pBS</i>	Obrót w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej - chód patologiczny
<i>pBC</i>	Obrót w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej - chód patologiczny

**Wykaz mięśni występujących w modelu**

<b>Nr</b>	<b>Skrót</b>	<b>Angielska nazwa mięśnia</b>	<b>Polska nazwa mięśnia</b>
1	IC	Iliacus	Biodrowy
2	PSO	Psoas major	Lędźwiowy większy
3	SAR	Sartorius	Krawiecki
4	TFL	Tensor fascia latae	Naprężacz powięzi szerokiej
5	GAMXs	Gluteus maximus (superior)	Pośladkowy wielki (część górna)
6	GMAXi	Gluteus maximus (inferior)	Pośladkowy wielki (część dolna)
7	GMEDa	Gluteus medius (anterior)	Pośladkowy średni (część przednia)
8	GMEDp	Gluteus medius (posterior)	Pośladkowy średni (część tylna)
9	GMINa	Gluteus minimus (anterior)	Pośladkowy mały (część przednia)
10	GMINp	Gluteus minimus (posterior)	Pośladkowy mały (część tylna)
11	ABs	Adductor brevis (superior)	Przywodziciel krótki (część górna)
12	ABi	Adductor brevis (inferior)	Przywodziciel krótki (część dolna)
13	AL	Adductor longus	Przywodziciel długi
14	AMpi	Adductor magnus (posterior inferior)	Przywodziciel wielki (część tylna dolna)
15	AMm	Adductor magnus (middle)	Przywodziciel wielki (część boczna)
16	AMas	Adductor magnus (anterior superior)	Przywodziciel wielki (część przednia górna)
17	GRA	Gracilis	Smukły
18	GEMi	Gemellus inferior	Bliźniaczy dolny
19	GEMs	Gemellus superior	Bliźniaczy górny
20	OBe	Obturator externus	Zasłaniacz zewnętrzny
21	OBi	Obturator internus	Załamki wewnętrzny



**Wykaz mięśni występujących w modelu cd.**

22	PEC	Pectineus	Grzebieniowy
23	PIR	Piriformis	Gruszkowaty
24	QF	Quadratus femoris	Czworoboczny uda
25	RF	Rectus femoris	Prosty uda
26	Vi	Vastus intermedius	Obszerny pośredni
27	VI	Vastus lateralis	Obszerny boczny
28	Vm	Vastus medialis	Obszerny przyśrodkowy
29	BFl	Biceps femoris (long)	Dwugłowy uda (głowa długa)
30	SM	Semimembranosus	Półbłoniasty
31	ST	Semitendinosus	Półścięgnisty
32	BFb	Biceps femoris (short)	Dwugłowy uda (głowa krótka)
33	POP	Popliteus	Podkolanowy
34	Pb	Peroneus brevis	Strzałkowy krótki
35	Pl	Peroneus longus	Strzałkowy długi
36	TA	Tibialis anterior	Piszczelowy przedni
37	EDI	Extensor digitorum longus	Prostownik długi palców
38	EHI	Extensor hallucis longus	Prostownik długi palucha
39	FDI	Flexor digitorum longus	Zginacz długi palców
40	FHI	Flexor hallucis longus	Zginacz długi palucha
41	TP	Tibialis posteriori	Piszczelowy tylny
42	PLA	Plantaris	Podeszwowy
43	GAm	Gastrocnemius (medial)	Brzuchaty łydki (głowa przyśrodkowa)
44	GAl	Gastrocnemius (lateral)	Brzuchaty łydki (głowa boczna)
45	SOL	Soleus	Płaszczkowaty

# 1. WSTĘP

## 1.1. Chód i metody jego analizy

Chód jest podstawową formą przemieszczania się człowieka i stanowi jego główną aktywność ruchową. Stąd zaburzenia chodu w istotny sposób wpływają na jakość życia. Analiza chodu stanowi zatem bardzo ważne zagadnienie zarówno badań naukowych jak i klinicznych. Zjawiska zachodzące w czasie chodu i procedury przeznaczone do ich analizy szczegółowo opisano w licznych podręcznikach np. (Kirtley, 2006; Perry, 1992; Vaughan i in., 1992; Whittle, 2014; Winter, 1991).

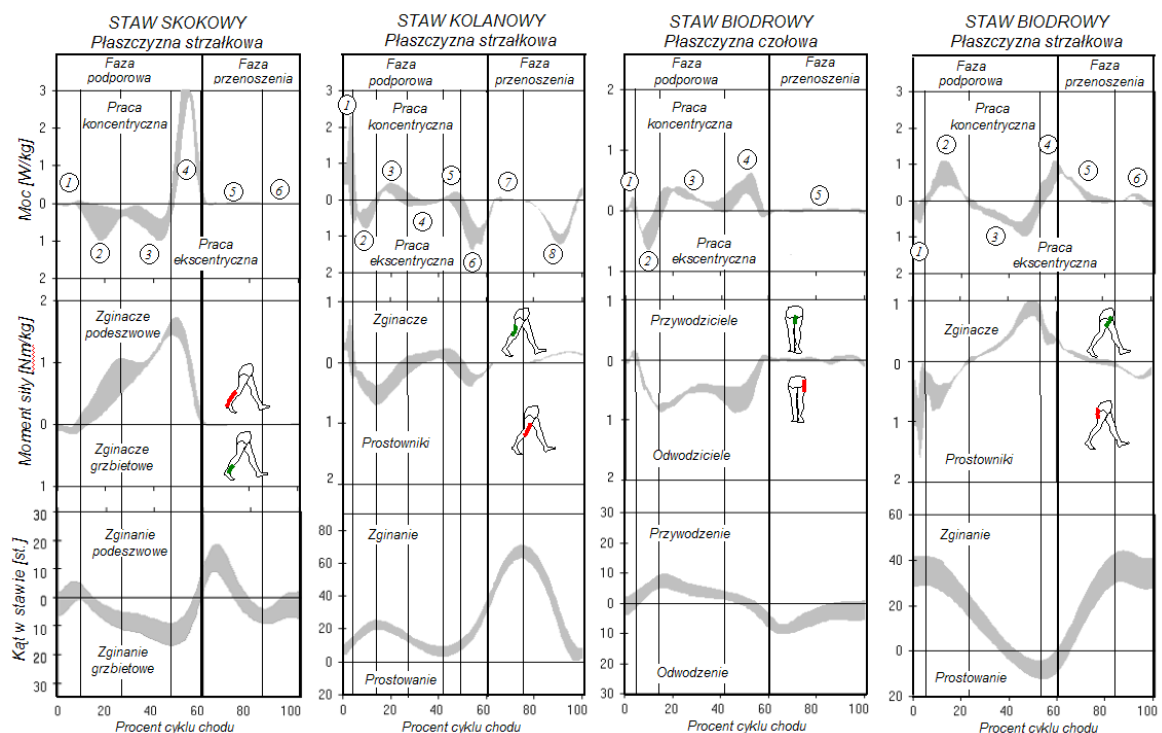
Chód jest cyklicznym aktem ruchowym, w określonych warunkach charakteryzującym się powtarzalnością. Dla całej zdrowej populacji ludzkiej poruszającej się z naturalną prędkością, obraz chodu charakteryzuje podobieństwo, zaś dla osób chorych często pojawiają się wyraźne odstępstwa. Dzięki temu możliwe jest stworzenie schematu chodu fizjologicznego i badanie odchyleń od tego schematu dla poszczególnych przypadków klinicznych. Chód, jako bardzo złożona czynność ruchowa angażuje wiele jednostek motorycznych i obejmuje wiele stopni swobody. Dlatego analiza chodu pozwala na kompleksową ocenę stanu układu ruchowego i jest w tym celu wykorzystywana w badaniach klinicznych.

Standardowo, w protokołach stosowanych w badaniach klinicznych, obiektywna analiza chodu obejmuje związane z pojedynczym cyklem chodu wskaźniki czasowo-przestrzenne oraz występujące w poszczególnych stawach zmiany kątów w czasie, wypadkowe momenty sił grup współpracujących ze sobą mięśni i moce generowane przez te zespoły mięśni (Davis i in., 1991; Hicks i in., 2011; Smith i in., 2021).

Wskaźniki czasowo-przestrzenne takie jak: długość kroku (bądź cyklu chodu), częstość kroków, prędkość lokomocji oraz czas trwania poszczególnych faz chodu, stanowią najbardziej podstawowy element analizy chodu pozwalający w sposób ogólny ocenić stan układu ruchowego pacjenta. Są one najczęściej mierzonym i analizowanym zestawem danych stosowanych w ocenie chodu (Roberts i in., 2017).

Bardziej szczegółowa analiza chodu dotyczy badania wykresów zmian kątów stawowych. Umożliwia ona ocenę ograniczeń ruchu w poszczególnych stawach, bądź też pojawiania się ruchów o nadmiernej amplitudzie. Natomiast chcąc stwierdzić, które grupy mięśniowe w danym stawie przeważają w poszczególnych fazach ruchu analizuje się wykresy wypadkowych momentów sił. Zaś odpowiedź na pytanie, czy praca

przeważającej grupy mięśniowej ma charakter dodatni, czy ujemny zawierają wykresy mocy. Wykorzystanie tych informacji, uzyskanych jedynie dla ruchów zachodzących w płaszczyźnie strzałkowej, stanowi już bardzo pożyteczne narzędzie oceny chodu fizjologicznego i patologicznego (Olney i in., 1991; Winter i in., 1990). Poszerzenie badania chodu o analizę wykresów momentów sił i mocy w chodzie normalnym o ruchy w innych płaszczyznach przedstawiają m.in. (Eng & Winter, 1995). Autorzy ci stwierdzają, że ograniczanie analizy do jednej płaszczyzny bywa niewystarczające. Dotyczy to szczególnie chodu patologicznego, gdzie uwzględnienie ruchów przywodzenia i odwodzenia w stawie biodrowym, pozwala ocenić kontrolę równowagi tułowia w płaszczyźnie czołowej (MacKinnon & Winter, 1993). Modele układu ruchowego uwzględniające te cztery stopnie swobody stanowią standard w prowadzonych obecnie badaniach chodu (Akhundov i in., 2022). Także w niniejszej pracy przeprowadzona zostanie, analiza momentów sił i mocy generowanych w stawach skokowych, kolanowych i biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej, poszerzona o ruchy przywodzenia i odwodzenia, zachodzące w płaszczyźnie czołowej w stawach biodrowych (Ryc.1.1).



Opracowanie własne na podstawie danych z CGA - GaitLab from Univ. Clinic for Physical Medicine & Rehabilitation, Vienna General Hospital

Ryc. 1.1. Zestawienie wykresów zmian kątów, momentów sił i mocy dla chodu fizjologicznego, z przedziałami czasu cyklu, w których znak mocy jest stały

W standardowo stosowanej analizie chodu oblicza się wypadkowe momenty sił dla każdego stawu, pochodzące zarówno od agonistów i antagonistów (czyli mięśni, których moment siły ma odpowiednio znak zgodny, bądź przeciwny względem znaku wypadkowego momentu (Ait-Haddou i in., 2000). Dysponując jedynie wypadkowym momentem siły nie można jednak ocenić momentu pochodzącego od mięśni antagonistycznych oraz nie jest możliwa ocena wkładu poszczególnych mięśni wchodzących w skład grupy agonistów (van den Bogert, 1994). Uwzględnienie w analizie chodu zaangażowania poszczególnych mięśni byłoby bardzo ważnym jej uzupełnieniem. Informacje te pozwoliłyby na stwierdzenie, które mięśnie są szczególnie odpowiedzialne za rozbieżność obserwowanego obrazu chodu i chodu fizjologicznego, umożliwiając ukierunkowanie zabiegów terapeutycznych właśnie na te mięśnie, a także umożliwić ocenę postępów podjętego leczenia (Erdemir i in., 2007; Gage i in., 2009; Michnik i in., 2015).

Niestety bezpośredni pomiar sił generowanych przez ludzkie mięśnie w czasie ruchów lokomocyjnych, pozostaje prawie niemożliwy, dlatego informacje o zaangażowaniu poszczególnych mięśni w obserwowany ruch uzyskuje się poprzez ich oszacowanie z wykorzystaniem modeli mięśniowo-szkieletowych (Wakeling i in., 2023).

Każdy z mięśni wchodzących w skład grupy mięśniowej może angażować się w wykonanie określonego zadania ruchowego w różnym stopniu, niemniej suma momentów sił generowanych przez wszystkie mięśnie musi dawać wartość momentu wypadkowego. Ilość możliwych kombinacji pobudzeń poszczególnych mięśni wchodzących w skład grupy mięśniowej, dających określoną wartość wypadkowego momentu siły jest nieskończona, ponieważ zagadnienie to cechuje się przewagą ilości niewiadomych nad liczbą dostępnych równań (redundancja) (Collins, 1995).

O tym, jaka kombinacja udziałów poszczególnych mięśni zostanie wybrana w określonym przypadku decyduje kryterium optymalizacyjne, jakie przyjmie ośrodkowy układ nerwowy optymalizując wykonanie danego zadania ruchowego (Enoka, 1994).

Już w roku 1836, stwierdzono, że układ sterowania biomechanizmu, rozdzielając obciążenie na poszczególne mięśnie, kieruje się takim określonym kryterium fizjologicznym sugerując, że ruchy lokomocyjne wykonywane są w taki sposób, by zminimalizować wydatek energetyczny organizmu (Weber & Weber, 1836).

Określenie w jaki sposób poszczególne, współpracujące ze sobą mięśnie, zaangażowane są w generowanie wypadkowego momentu siły w stawie określa się zagadnieniem udziałów mięśni (Morecki i in., 1971). Zagadnienie to rozwiązywano na drodze obliczeń proponując różne metody optymalizacji (dynamiczna, statyczna), dla różnych kryteriów optymalizacyjnych, używając modeli biomechanicznych o różnym stopniu złożoności (Żuk i in., 2018a). Porównując stosowane metody, w badaniach (Anderson & Pandy, 2001) wykazano, że wyniki uzyskiwane w analizie chodu dla optymalizacji statycznej i dynamicznej są podobne, ale obliczenia w optymalizacji statycznej są znacznie mniej czasochłonne, co przemawia za jej wyborem w rozwiązaniu zagadnienia udziałów mięśni w chodzie. O tym, że szacowanie sił mięśniowych na drodze optymalizacji statycznej jest aktualnie powszechnie stosowane przez biomechaników napisano w pracy podsumowującej ostatnie 50 lat badań nad modelowaniem układu mięśniowo-szkieletowego człowieka (Wakeling i in., 2023). Jako dowód autorzy podają liczne badania przeprowadzone z wykorzystaniem tej metody oraz fakt jej zastosowania w szeroko stosowanym w modelowaniu układu ruchowego pakiecie oprogramowania OpenSim (Delp i in., 2007; Seth i in., 2018).

## **1.2. Szacowanie sił mięśniowych z wykorzystaniem optymalizacji statycznej dla różnych kryteriów**

Zagadnienie udziałów mięśniowych (lub zadanie znalezienia wzorców współdziałania mięśni) można sformułować matematycznie, jako zadanie optymalizacji statycznej, rozwiązywane dla każdej chwili próbkowania (lub w poszczególnych procentach cyklu chodu). Zadanie to polega na znalezieniu w każdej takiej chwili, zestawu zmiennych (pobudzeń lub sił mięśniowych), które spełniają założone ograniczenia i jednocześnie minimalizują bądź maksymalizują pewną funkcję, zwaną funkcją kosztu lub funkcją celu (Siemieński, 2007). Funkcja celu ( $J$ ) odpowiada kryterium optymalizacyjnemu, wynikającemu ze strategii przyjmowanej przez układ sterowania ruchem, w rozwiązaniu danego zadania ruchowego. Dotychczas wyodrębniono i opisano szereg funkcji celu, których zastosowanie prowadzi do różnych rozwiązań zagadnienia udziałów mięśniowych (Erdemir i in., 2007). Kwestia wyboru właściwego kryterium optymalizacji w zadaniu rozdziału sił mięśniowych od wielu lat budzi wiele kontrowersji. Poszczególni badacze używają różnych kryteriów uzasadniając ich zalety. W literaturze można znaleźć opinie, że być może dla różnych przypadków aktów ruchowych należałoby stosować różne kryteria i odpowiadające im funkcje celu. W szczególności, w różnych

przypadkach chodu patologicznego układ sterowania ruchem może przyjmować inne strategie rozdziału zadań na poszczególne mięśnie, niż dla chodu fizjologicznego (Crowninshield & Brand, 1981; Veerkamp i in., 2019). Zatem o ile dla chodu fizjologicznego zwykle stosuje się kryteria mające uzasadnienie w strategii minimalizowania zużycia energii, to w przypadkach patologicznych, z uwagi na występujące często zaburzenie równowagi, istotniejsze może okazać się stabilizowanie stawów poprzez wzmożoną pracę antagonistów oraz unikanie przeciążania mięśni kompensujących zaburzone działanie mięśni osłabionych lub przykurczonych (Forster, 2004).

### 1.2.1. Kryteria potęgowe

W pierwszych pracach poświęconych określaniu udziałów mięśniowych (Crowninshield i in., 1978; Seireg & Arvikar, 1973) funkcja celu ( $J$ ) była sumą zmiennych decyzyjnych w postaci sił, naprężeń, lub pobudzeń mięśniowych. Funkcję taką można w ogólny sposób zapisać:

$$J = \sum_i c_i F_i \quad (1.1)$$

gdzie:  $i$  - numer mięśnia, natomiast  $c_i$  stanowi współczynnik wagowy (Raikova, 1999) i w zależności od wyboru zmiennej decyzyjnej:  $c_i = 1$  dla sił mięśniowych,  $c_i = 1/pCSA_i$  dla naprężeń ( $pCSA_i$  - przekrój fizjologiczny  $i$ -tego mięśnia) i  $c_i = 1/F_{\max i}$  dla pobudzeń ( $F_{\max i}$  – maksymalna siła jaką może rozwinąć  $i$ -ty mięsień).

Wynik zastosowania w optymalizacji liniowej funkcji celu (1.1) w rozwiązaniu zadania udziałów mięśniowych jest taki, że dla małych wartości momentu siły w stawie uzyskuje się aktywność tylko jednego mięśnia (o największej wartości iloczynu siły maksymalnej i ramienia siły). Jeśli moment siły w stawie rośnie, to dopiero gdy mięsień ten osiągnie maksymalną wartość siły, włącza się mięsień następny. Jeśli po osiągnięciu maksimum siły przez mięśnie wcześniej aktywowane moment siły w stawie nadal rośnie, zaczynają pracować kolejne mięśnie (Siemieński, 1992). Uzyskiwane przy kryterium liniowym wyniki są sprzeczne z obserwacjami doświadczalnymi, ponieważ pomiary wskazują, że nawet przy niewielkich obciążeniach, aktywnych jest kilka mięśni synergistycznych (współdziałających). Takie współdziałanie mięśni uzyskuje się

natomiast używając w optymalizacji kryteriów nieliniowych, np. kryteriów potęgowych o różnych wykładnikach  $n > 1$ , dla których funkcja celu przyjmuje postać:

$$J = \sum_i (c_i F_i)^n \quad (1.2)$$

Przy czym najczęściej wybierane są: kryterium kwadratowe ( $n = 2$ ) (Herzog, 1987; Michaud i in., 2021; Pedotti i in., 1978; Tejszerska i in., 2010; Uhlrich i in., 2022) lub kryterium z  $n = 3$  (Brand i in., 1986; Crowninshield & Brand, 1981; Michnik i in., 2015; Pedersen i in., 1997; Trinler i in., 2019). Uzyskane poprzez zastosowanie kryterium (1.2) pobudzenia mięśniowe rosną wraz z rosnącym momentem liniowo, zaś nachylenie linii zwiększa się, jeśli któryś z mięśni osiąga maksimum swoich możliwości. Pomiar wykazują jednak, że czas utrzymywania przez mięsień siły na poziomie bliskim maksymalnemu jest bardzo krótki. Stąd przewidywania oparte na kryterium kwadratowym dla większych obciążeń są dalekie od rzeczywistości. Co więcej, zarzut ten dotyczy wszystkich kryteriów potęgowych o różnych wykładnikach (Siemieński 1992).

### 1.2.2. Kryterium łagodnego nasycenia (*soft saturation – SS*)

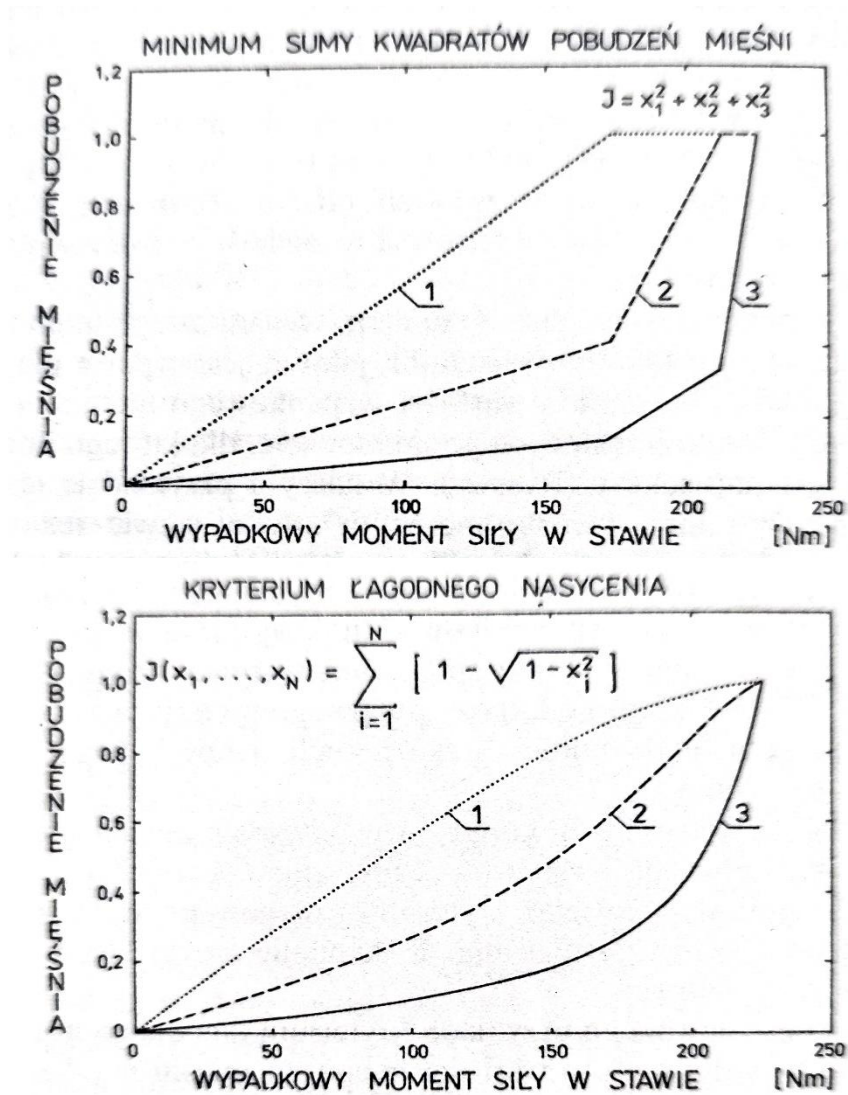
Aby poprawić rzetelność oszacowań pobudzeń mięśniowych dla dużych obciążeń zaproponowane zostało kryterium łagodnego nasycenia (Siemieński, 1992). Odpowiadająca mu funkcja celu ma postać:

$$J = \sum_i \left(1 - \sqrt{1 - (x_i)^2}\right) \quad (1.3)$$

gdzie:  $x_i = F_i / F_{\max i}$  - pobudzenie mięśnia, jako zmienna decyzyjna.

Zasadniczą cechą tego kryterium jest to, że w granicy  $x_i \rightarrow 1$  (maksymalnego pobudzenia), funkcja kryterialna  $f(x_i) = 1 - \sqrt{1 - (x_i)^2}$  bardzo szybko rośnie (wartość jej pochodnej dąży do nieskończoności). Natomiast w przedziale pobudzeń nie większych, niż połowa pobudzenia maksymalnego, kryterium kwadratowe oraz łagodnego nasycenia dają zbliżone wyniki. Natomiast dla dużych pobudzeń różnica jest bardzo wyraźna. Symulację rozwiązania zagadnienia udziałów mięśniowych dla klasycznego kryterium kwadratowego i odpowiadającego mu kryterium łagodnego nasycenia dla układu trzech

współpracujących mięśni przedstawił w przejrzysty sposób autor kryterium SS (Ryc.1.2) (Siemiński, 1994).



Ryc. 1.2. Przewidywania kryterium kwadratowego i kryterium łagodnego nasycenia dla modelu trzech mięśni (Siemiński, 1994)

Przedstawione na rycinie wyniki obrazują, iż występujący w kryterium łagodnego nasycenia szybki wzrost wartości funkcji kryterialnej dla dużych pobudzeń daje pożądany efekt – opłacalność dalszego zwiększania pobudzenia mięśnia gwałtownie maleje, a w zadanie generowania rosnącego wypadkowego momentu siły w stawie bardziej zaangażowane są mięśnie mniej pobudzone. W rezultacie otrzymuje się nieliniowy, gładki wzrost pobudzenia współdziałających mięśni ze wzrostem momentu siły w stawie. Ponadto, wszystkie mięśnie osiągają nasycenie w tym samym momencie.



### 1.2.3. Kryteria z parametrem przesunięcia

Badacze porównujący uzyskane na drodze optymalizacji wyniki z pomiarami sygnałów EMG wykazali, że wykorzystanie standardowych kryteriów optymalizacji prowadzi do niedoszacowania udziałów mięśni antagonistycznych (Brand i in., 1994; Collins, 1995; Crowninshield, 1978). Wynika to stąd, że współdziałanie mięśni antagonistycznych dla tych kryteriów uzyskuje się tylko w związku z obecnością w modelu mięśni dwustawowych (Herzog & Binding, 1993) oraz uwzględnieniu działania mięśni w różnych płaszczyznach (Jinha i in., 2002). Jednak tak uzyskane wyniki dotyczące pracy antagonistów nie oddają prawdziwego obrazu ich działania. W pracy (Forster i in., 2004) zaproponowano rozwiązanie tego problemu poprzez wymuszenie uwzględnienia pobudzania antagonistów w procedurze optymalizacyjnej wprowadzając parametr przesunięcia  $x_s$  (*shift parameter*) w funkcji celu odpowiadającej kryterium kwadratowemu:

$$J = \sum_i (x_i - x_s)^2 \quad (1.4)$$

Wprowadzenie parametru przesunięcia powoduje, że minimalny wkład  $i$ -tego mięśnia do funkcji celu osiągnąć jest nie przy pobudzeniu zerowym, ale przy równym  $x_s$ . Oznacza to, że pobudzenia mniejsze od  $x_s$  są mniej pożądane w rozwiązaniu zadania optymalizacji. Wyniki rozwiązania zagadnienia udziałów mięśniowych z kryterium kwadratowym uwzględniającym parametr przesunięcia, uzyskane w badaniach (Forster, 2004) dla chodu fizjologicznego, okazały się najbliższe pomiarom dla  $x_s$  w przedziale 0,015 - 0,025. Dla innych rodzajów ruchu, wymagających dodatkowej stabilizacji ze strony antagonistów, jak chodzenie po schodach i zginanie nogi w kolanie, wyniki były najlepsze dla jeszcze większych wartości  $x_s$ . Można się zatem spodziewać, że również w przypadku chodu patologicznego parametr przesunięcia może odgrywać istotną rolę.

### 1.2.4. Kryterium minimum zmęczenia (*minimum fatigue - MF*)

Wprowadzone w pracy (Dul i in., 1984) kryterium najmniejszego zmęczenia można sformułować następująco: maksymalizuj czas zdolności do wykonywania zadania ruchowego. Oznacza to, że maksymalizować należy funkcję celu ( $J$ ) odpowiadającą maksymalnemu czasowi pracy mięśnia  $T_i$  o najmniejszej odporności na zmęczenie :

$$\max\{J = \min\{T_i\}\} \quad (1.5)$$

Maksymalny czas pracy mięśnia  $T_i$  zależy od chwilowej wartości siły, którą ten mięsień aktualnie generuje ( $F_i$ ), maksymalnej wartości siły, którą mięsień może generować ( $F_{\max i}$ ) oraz procentowego udziału włókien wolnokurczliwych w budowie mięśnia ( $S_i$ ).

W obliczeniach korzysta się z zależności  $T_i(F_i, F_{\max i}, S_i)$  uzyskanej w warunkach statycznych. Stąd relacja ta nie zależy od chwilowej prędkości zmiany długości mięśni. W badaniach (Hagberg, 1981) stwierdzono duże podobieństwo relacji  $T_i(F_i, F_{\max i}, S_i)$  uzyskanych w warunkach statycznych i izokinetycznych, zatem popełniany błąd jest niewielki. Zależność  $T_i(F_i, F_{\max i}, S_i)$  ma postać (Dul i in., 1984) (Ryc. 1.3):

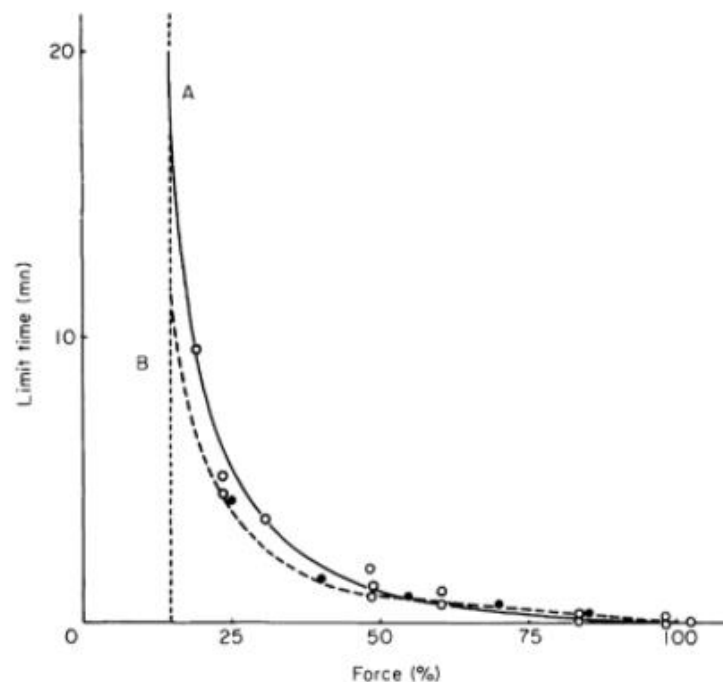
$$T_i = a_i (F_i / F_{\max i} 100)^{p_i} \quad (1.6)$$

gdzie:

$$p_i = -0,25 - 0,036 \cdot S_i,$$

$$a_i = \exp(3,48 + 0,169 \cdot S_i),$$

$S_i$  - procentowy udział włókien wolnokurczliwych dla  $i$ -tego mięśnia.



Ryc. 1.3. Relacja między obciążeniem mięśnia a maksymalnym czasem pracy dla dwóch przykładowych mięśni: A i B (Monod, 1972)

Kryterium minimum zmęczenia, ze względu na trudności obliczeniowe stosowano dotychczas z powodzeniem jedynie dla prostych modeli (Arslan i in., 2013; Dul i in., 1984; Herzog & Leonard, 1991).

### **1.3. Czynniki wpływające na maksymalną wartość siły mięśniowej**

W rozwiązaniu zadania udziałów mięśniowych niezbędna jest znajomość maksymalnej siły, jaką w danej chwili jest w stanie generować każdy z mięśni wchodzących w skład modelu. Wielkość ta zależy od przekroju fizjologicznego mięśnia oraz chwilowej wartości długości mięśnia i chwilowej wartości prędkości jego skracania (bądź rozciągania) (Morecki i in., 1971).

Idea zależności maksymalnej siły mięśnia od jego długości została przedstawiona już przed ponad 100-laty (Blix, 1894). Przebieg tej zależności uzyskano prowadząc badania na wyizolowanych włóknach mięśniowych żab (Gordon i in., 1966). Wyniki były zgodne z przewidywaniami opartymi na teorii mostków poprzecznych. Z teorii tej wynika, że maksymalna siła, jaką mięsień może generować zależy od ilości tworzących się mostków, zaś liczba ta jest największa przy pośredniej (spoczynkowej) długości mięśnia. Zależność maksymalnej siły, jaką mięsień jest w stanie generować od jego długości, uzyskuje się doświadczalnie dokonując serii pomiarów siły mięśnia, poddanego maksymalnej aktywacji, przy różnych jego długościach. W praktyce często używa się uproszczonych modeli tej charakterystyki, np. przybliżenia kwadratowego (Nigg & Herzog, 1994).

Pierwsze eksperymenty wykazujące związek maksymalnej siły, jaką może generować mięsień z prędkością jego skracania wykonano w badaniach (Fenn & Marsh, 1935). Trzy lata później opublikowana została praca pracę zawierająca, model zależności siły od chwilowej prędkości skracania mięśnia (Hill, 1938). Prawie wszystkie badania oparte o symulację układu mięśniowo-szkieletowego w ciągu ostatnich 50 lat wykorzystywały właśnie ten zaproponowany przez Hilla model, lub jego uproszczone wersje (Wakeling i in., 2023).

## **1.4. Metody weryfikacji rozwiązań**

Poprawność uzyskanego na drodze optymalizacji rozwiązania zagadnienie udziałów mięśniowych sprawdza się pośrednio lub bezpośrednio.

### **1.4.1. Bezpośrednie metody weryfikacji rozwiązań**

Na pełną weryfikację uzyskanych wyników pozwala jedynie bezpośredni pomiar sił generowanych w mięśniu. Może on być dokonany za pośrednictwem elementów tensometrycznych, wszczepianych w brzusiec mięśniowy, bądź za pomocą dynamometrów wprowadzanych w linię przeciętego uprzednio ścięgna. Ze względu na bardzo inwazyjny charakter, prowadzenie takich badań przy ludziach jest utrudnione, a w praktyce klinicznej niemożliwe (Michnik i in., 2015). Z tego też powodu badania takie prowadzi się jedynie w warunkach śródoperacyjnych (Kaya i in., 2020) albo z wykorzystaniem zwierząt (Arslan i in., 2013; Herzog & Leonard, 1991; Karabulut i in., 2020).

### **1.4.2. Pośrednie metody weryfikacji rozwiązań**

Częściowa weryfikacja oszacowanych na drodze optymalizacji wartości pobudzeń mięśniowych uzyskanych dla chodu człowieka, jest możliwa poprzez ich porównanie z przebiegami zmierzonych sygnałów EMG. Taka metoda weryfikacji jest powszechnie stosowana (Erdemir i in., 2007). Jednak zmiany amplitudy sygnału EMG nie zawsze wynikają ze zmian wartości sił mięśniowych, a mogą wiązać się z przemieszczaniem się badanego mięśnia względem elektrody EMG przyklejonej na skórze. Ponadto rozbieżności sygnału EMG i sił mięśniowych wynikają z nie znajdującej odbicia w sygnale EMG składowej biernej (Blix, 1894) oraz z przesunięcia elektromechanicznego (Buchanan i in., 2004; Del Vecchio i in., 2018; Guimaraes i in., 1995; Kaufman, 1998). Porównanie wartości pobudzeń mięśniowych podejmuje się zatem po odpowiednim przygotowaniu sygnału EMG (m.in. po uwzględnieniu przesunięcia elektromechanicznego) i z zastosowaniem wskaźników oceny podobieństwa np. Współczynnika korelacji Pearsona (Hughes i in., 1994; Karabulut i in., 2020; Raikova & Prilutsky, 2001; Thompson i in., 2003; Żuk i in., 2018b), średniej kwadratowej różnicy RMSD (Karabulut i in., 2020; Veerkamp i in., 2019; Żuk i in., 2018b) oraz wskaźnika zgodności okresów aktywności mięśni „on/off” (Thompson i in., 2003).

## 1.5. Uzasadnienie podjętego tematu

Przeprowadzony przez Smitha i wsp. W 2021 roku przegląd publikacji, mający ustalić stopień powszechności zastosowania mięśniowo-szkieletowych modeli matematycznych w praktyce klinicznej wykazał, że spośród wstępnie wybranych 4662 prac, opublikowanych po roku 2010, tylko 39 sklasyfikowano jako takie, w których wykorzystano takie modele w podejmowaniu decyzji klinicznych (Smith i in., 2021). Taki stan rzeczy wynika z trudności, jakie napotyka zastosowanie modelowania w praktyce klinicznej, takich jak: potrzeba dużej mocy obliczeniowej i czasochłonność obliczeń, ale przede wszystkim potrzeba adaptacji modeli, decyzja o wyborze jednej z wielu metod oraz interpretacja wyników, które mogą wymagać umiejętności wykraczających poza te, które standardowo posiadają przedstawiciele zawodów klinicznych.

W szczególności, mimo, że należy oczekiwać, że informacje o chwilowych wartościach sił mogłyby okazać się bardzo przydatne w diagnostyce, jednak znana od dawna metoda szacowania sił mięśniowych na drodze optymalizacji napotyka na problemy z wdrożeniem do praktyki klinicznej (Erdemir i in., 2007; Trinler i in., 2018). Przyczyn należy upatrywać w problemach związanych z zastosowaniem zaawansowanych obliczeniowo kryteriów (np. kryterium minimum zmęczenia) w przypadkach z dużą liczbą niewiadomych oraz braku metody dobrze identyfikującej, które kryterium zostało wybrane przez układ sterowania ruchem przy realizacji danego zadania ruchowego. W obliczeniach, nadal najczęściej stosuje się wprowadzoną jeszcze w publikacji (Pedotti i in., 1978) funkcję celu zawierającą kwadraty pobudzeń, co potwierdza jej obecność w powszechnie stosowanym oprogramowaniu służącym do tworzenia modeli mięśniowo-szkieletowych oraz dokonywania obliczeń z ich wykorzystaniem (Smith i in., 2021; Wakeling i in., 2023). Powyższe przeszkody utrudniały stwierdzenie przydatności klinicznej oszacowanych na drodze optymalizacji wartości pobudzeń mięśni, jako poszerzenia stosowanej zazwyczaj analizy zmian kątów stawowych oraz wypadkowych momentów sił mięśniowych i generowanych mocy.

Powyższe spostrzeżenia stanowią podstawę do podjęcia w niniejszej pracy próby rozwiązania zadań, których do tej pory nie udało się w zadowalający sposób rozwiązać w praktyce analizy chodu.

## **2. CEL PRACY**

Zasadniczym celem pracy jest opracowanie metody pozwalającej na zastosowanie zaawansowanego matematycznie kryterium minimum zmęczenia dla układów złożonych z wielu mięśni.

Następnie, dysponując rozwiązaniami zagadnienia udziałów mięśni dla różnych kryteriów, planuje się stworzenie procedury pozwalającej na określenie kryterium zgodnego z tym, jakie zostało wybrane przez układ sterowania ruchem w rozwiązaniu zagadnienia udziałów mięśni podczas chodu.

Celem aplikacyjnym pracy jest stworzenie możliwości poszerzenia protokołów analizy chodu o dodatkowe informacje o udziałach poszczególnych mięśni w realizacji ruchu. Może to okazać się istotne w sytuacjach, kiedy informacje zawarte w standardowych protokołach analizy chodu nie są wystarczające do podjęcia jednoznacznych decyzji diagnostycznych. Zastosowanie opracowanej w pracy procedury pozwoli na bardziej precyzyjną diagnostykę i planowanie działań terapeutycznych.

## 2.1. Pytania badawcze

W związku z przyjętymi celami badań sformułowano poniższe pytania badawcze.

1. Czy możliwe jest opracowanie procedury umożliwiającej zastosowanie, dającego dobrą zgodność z pomiarami bezpośrednimi, **kryterium minimum zmęczenia** (*minimum fatigue*) dla modelu złożonego z wielu mięśni zaangażowanych podczas chodu?
2. Czy możliwe jest **opracowanie procedury**, która w oparciu o dostępne wyniki badań, w postaci wybranych wielkości kinematycznych i wypadkowych momentów sił oraz sygnałów EMG mięśni, pozwoli na określenie **kryterium optymalizacyjnego**, zgodnego z tym, jakim kierował się układ sterowania ruchem w czasie chodu?
3. Czy w przypadkach, gdy informacje zawarte w standardowych protokołach analizy chodu nie są wystarczające do podejmowania jednoznacznych decyzji klinicznych, **poszerzenie tych protokołów** o informacje o oszacowanych wartościach sił mięśniowych, wzbogacą zasób informacji ułatwiających sformułowanie diagnozy?

## 2.2. Hipotezy badawcze

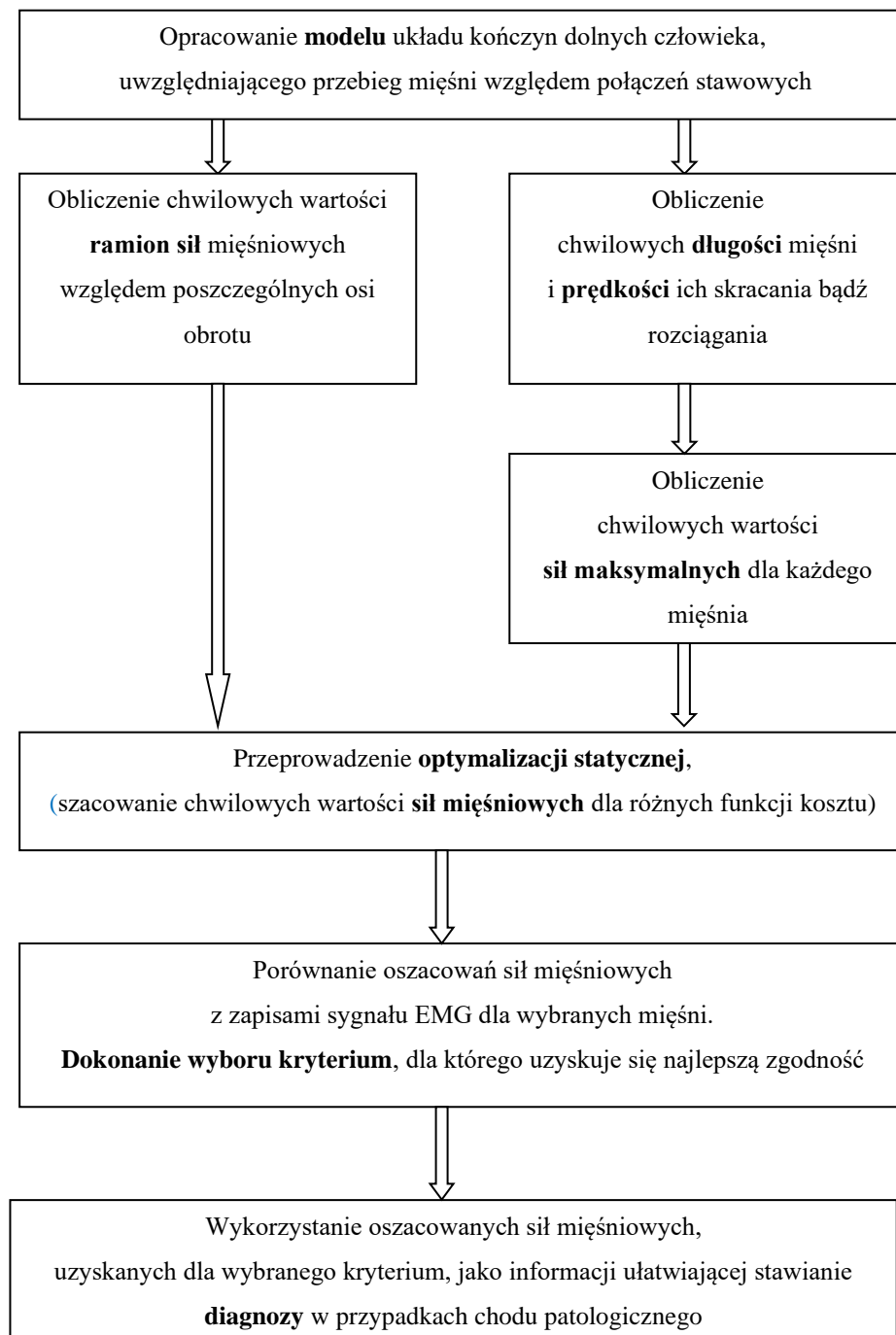
W odniesieniu do postawionych pytań, sformułowano poniższe hipotezy badawcze.

1. Wykorzystanie zaawansowanych metod optymalizacji i specjalistycznego oprogramowania obliczeniowego, umożliwi opracowanie procedury pozwalającej zastosować kryterium minimum zmęczenia (*minimum fatigue*), w rozwiązaniu zagadnienia udziału mięśni w chodzie, dla modelu złożonego z wielu mięśni.
2. Dzięki stworzeniu procedury porównującej wartości sił oszacowane na drodze optymalizacji z zapisem sygnału EMG dla wybranych mięśni, możliwe jest określenie, którym z kryteriów kierował się układ sterowania ruchem w czasie chodu.
3. Wzbogacenie spektrum informacji dostępnych w standardowych protokołach analizy chodu o oszacowane na drodze optymalizacji wartości sił mięśniowych, ułatwi stawianie diagnozy w przypadkach chodu patologicznego.



### 3. METODY BADAŃ

Poszczególne etapy pracy przedstawia poniższy schemat (Ryc. 3.1).



Ryc. 3.1. Schemat poszczególnych etapów badań

### 3.1. Modelowanie układu ruchowego

Rozwiązanie zagadnienia udziałów mięśni wymaga znajomości chwilowych wartości ramion sił mięśniowych oraz chwilowych długości mięśni i prędkości ich skracania, bądź wydłużania. W celu dokonania takich obliczeń, za pomocą oprogramowania Mathematica (Wolfram Research of Champaign, Illinois, USA), zostanie opracowany model mięśniowo-szkieletowy układu kończyn dolnych. Model ten umożliwi określanie linii przebiegu poszczególnych mięśni względem osi stawowych. Następnie dane te zostaną uzupełnione o oszacowanie przekrojów fizjologicznych poszczególnych mięśni i informacje o składzie ich włókien, które z kolei posłużą do wyznaczania chwilowych, maksymalnych wartości sił, jakie każdy z mięśni byłby zdolny wygenerować przy maksymalnym pobudzeniu.

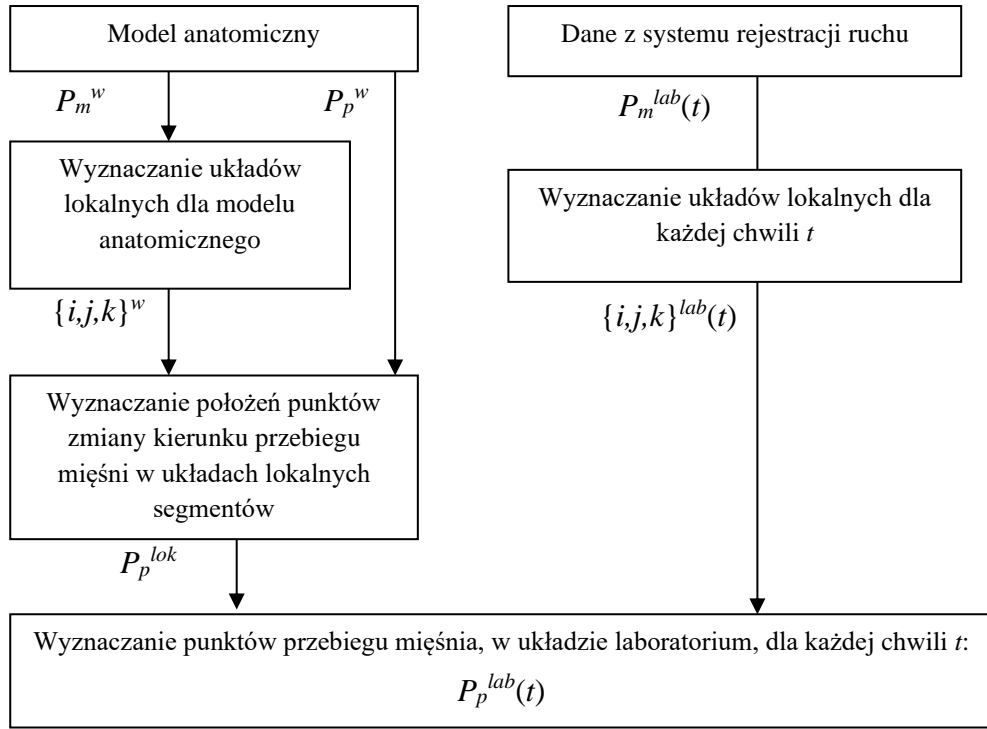
#### 3.1.1. Wyznaczanie położenia przyczepów i linii działania sił mięśniowych

W najprostszym podejściu przyjmuje się, że linie działania mięśni stanowią odcinki łączące środki przyczepów końcowego i początkowego mięśnia (Brand i in., 1982; Crowninshield i in., 1978). Przebiegi mięśni są jednak w licznych miejscach zmieniane przez elementy szkieletu bądź inne mięśnie, dlatego linię działania siły mięśnia często przybliża się szeregiem odcinków łączących punkty zmiany kierunku (Delp i in., 1990; Seireg & Arvikar, 1973) - taka procedura zostanie też przyjęta w niniejszej pracy.

Schemat procesu wyznaczania położenia punktów pośrednich przebiegu mięśni w laboratoryjnym układzie współrzędnych  $P_p^{lab}$  przedstawia rysunek (Ryc. 3.2).

W obliczeniach wykorzystane zostaną dane dla pewnego uśrednionego modelu anatomicznego, pochodzące z pomiarów opublikowanych przez (Kepple i in., 1997). Model ten zawiera zbiór współrzędnych punktów pośrednich  $P_p^w$ , dla głównych mięśni obsługujących kończynę dolną oraz współrzędne łatwych do identyfikacji punktów anatomicznych  $P_m^w$ , potrzebnych do wyznaczenia lokalnych układów odniesienia poszczególnych segmentów kończyny  $\{i,j,k\}^w$ . W oparciu o te informacje obliczone zostaną położenia punktów pośrednich  $P_p^{lok}$  w lokalnych układach odniesienia poszczególnych segmentów.

Przemieszczenie punktów anatomicznych w układzie laboratorium  $P_m^{lab}$  dla rzeczywistego przypadku, uzyskane zostanie w oparciu o dane uzyskane z rejestracji systemem trójwymiarowej analizy ruchu. Następnie, dzięki znajomości położenia punktów pośrednich w układach lokalnych segmentów  $P_p^{lok}$ , obliczone zostaną położenia punktów pośrednich przebiegu mięśni w układzie odniesienia laboratorium  $P_p^{lab}$ .



Ryc. 3.2. Schemat procesu wyznaczania położenia punktów pośrednich linii działania mięśni w układzie laboratoryjnym

### 3.1.1.1. Wyznaczanie wersorów lokalnych układów współrzędnych dla modelu anatomicznego $\{i,j,k\}^w$

Znajomość położenia charakterystycznych punktów anatomicznych dla modelu anatomicznego  $P_m^w$ , pozwoli na wyznaczenie dla każdego segmentu jego lokalnego układu odniesienia  $\{i,j,k\}^w$ .

Poniżej zestawiono działania, które dla poszczególnych segmentów uwzględnionych w modelu, doprowadzą do uzyskania wersorów  $\{i,j,k\}^w$ :

Stopa:  $\{w_1(P_{pie}, P_{sto}), w_2(P_{sko}, P_{pie}, P_{sto}) \times w_1(P_{pie}, P_{sto}), w_2(P_{sko}, P_{pie}, P_{sto})\}$

Podudzie:  $\{w_1(P_{kol}, P_{sko}), w_2(P_{pod}, P_{kol}, P_{sko}), w_1(P_{kol}, P_{sko}) \times w_2(P_{pod}, P_{kol}, P_{sko})\}$

Udo:  $\{w_1(P_{bio}, P_{kol}), w_2(P_{udo}, P_{bio}, P_{kol}), w_1(P_{bio}, P_{kol}) \times w_2(P_{udo}, P_{bio}, P_{kol})\}$

Miednica:  $\{w_2(P_{sac}, P_{RASILASIS}, P_{LASIS}), w_1(P_{LASIS}, P_{sac}) \times w_2(P_{sac}, P_{RASILASIS}, P_{LASIS}), w_1(P_{LASIS}, P_{sac})\}$

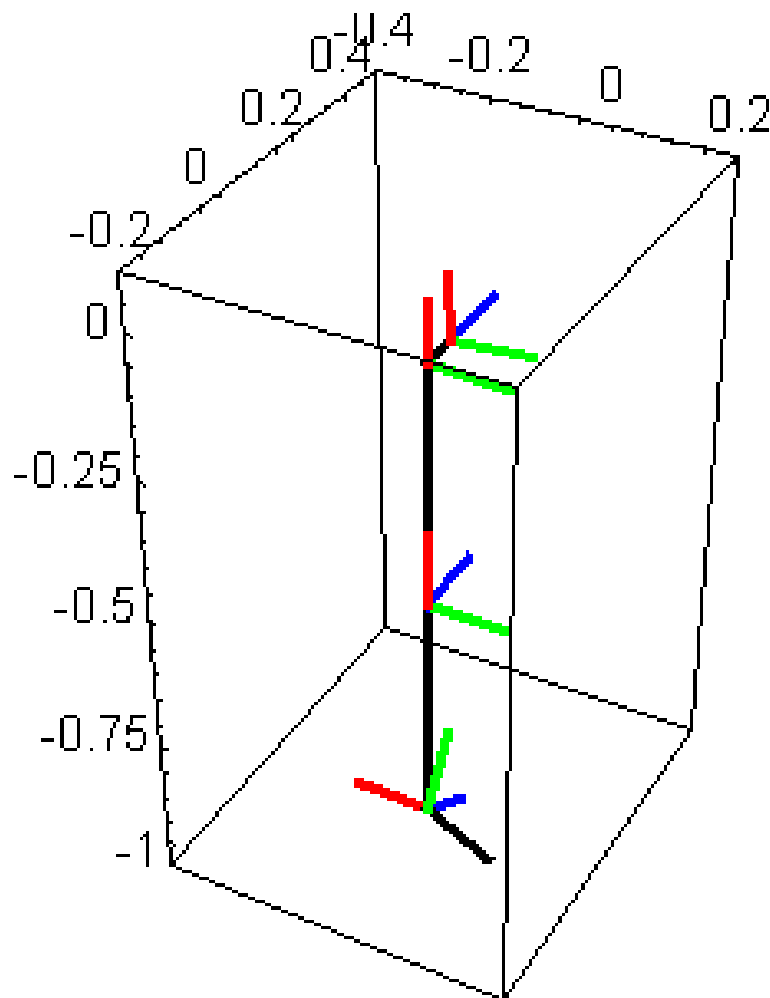
gdzie: 
$$w_1(P, Q) := \frac{Q-P}{|Q-P|} \quad (3.1)$$

$$w_2(P, Q, R) := \frac{(Q-P) \times (R-P)}{|(Q-P) \times (R-P)|} \quad (3.2)$$

Oznaczenia punktów:  $P_{sto}$  – punkt wirtualny służący do wyznaczenia osi stopy,  $P_{sko}$  – środek stawu skokowego,  $P_{kol}$  – środek stawu kolanowego,  $P_{bio}$  – środek stawu

biodrowego,  $P_{pie}$  - środek tylnej powierzchni kości piętowej,  $P_{pod}$  - marker boczny na podudziu,  $P_{udo}$  - marker boczny na udzie,  $P_{RASIS}$  - prawy kołek biodrowy przedni górny,  $P_{LASIS}$  - lewy kołek biodrowy przedni górny,  $P_{sac}$  - marker na kości krzyżowej.

Początki lokalnych układów poszczególnych segmentów w układzie współrzędnych modelu anatomicznego ( $P_j^w$ ) zostaną przyjęte odpowiednio; dla stopy, podudzia, uda i miednicy, w punktach:  $P_{sko}$ ,  $P_{kol}$ ,  $P_{bio}$  i punkcie pośrednim między środkami stawów biodrowych. Wykonanie obliczeń doprowadzi do uzyskania zestawu czterech lokalnych (związanych z poszczególnymi segmentami), układów odniesienia (Ryc.3.3).

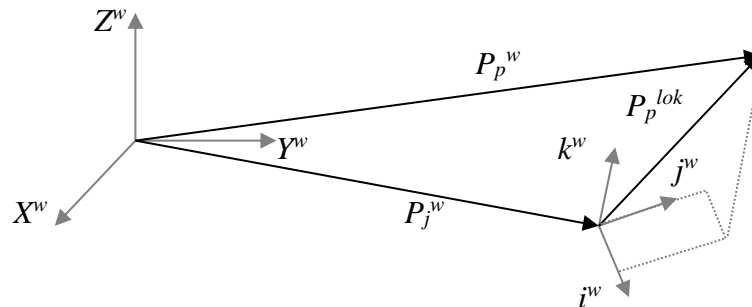


kolor czarny – odcinki segmentów,  
kolor czerwony, zielony i niebieski - wersory lokalnych układów współrzędnych

Ryc. 3.3. Schemat układu prawej kończyny dolnej i miednicy, z naniesionymi lokalnymi układami odniesienia

### 3.1.1.2. Obliczanie położenia punktów przebiegu mięśni w układach lokalnych - $P_p^{lok}$

Współrzędne punktów przebiegu mięśni w układach lokalnych  $(P_p^{lok})_n$  zostaną wyznaczone poprzez rzutowanie wektora będącego różnicą wektorów wodzących punktów  $P_p^w - P_j^w$ , na każdą z uzyskanych osi układu lokalnego  $\{i, j, k\}^w$ , opisanych w poprzednim podrozdziale (Ryc. 3.4).



Ryc. 3.4. Ilustracja rzutowania punktu przebiegu mięśnia na osie lokalnego układu odniesienia

Zatem, wzór na  $n$ -tą współrzędną punktu przebiegu mięśnia  $(P_p^{lok})_n$  uzyska postać:

$$(P_p^{lok})_n = s \cdot (P_p^w - P_j^w) \circ (\{i, j, k\}^w)_n \quad (3.3)$$

gdzie:  $s$  - współczynnik skali uwzględniający różnice wymiarów modelu anatomicznego i osoby badanej.

### 3.1.1.3. Wyznaczanie wektorów lokalnych dla każdej chwili próbkowania - $\{i, j, k\}^{lab}(t)$ uzyskanych dla osoby badanej z wykorzystaniem systemu rejestracji ruchu

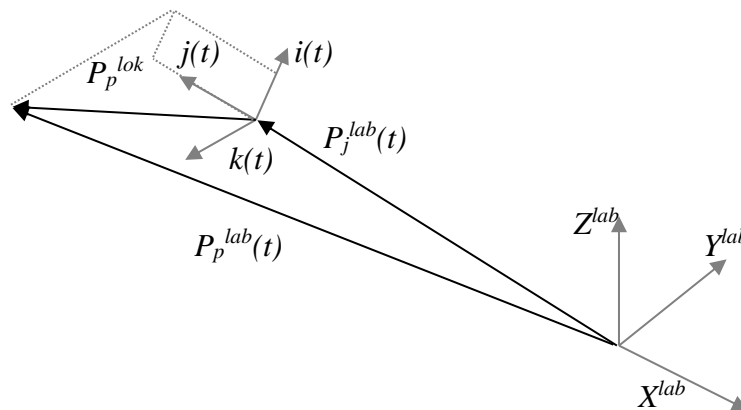
Położenia i orientacje lokalnych układów odniesienia zostaną wyznaczone dla każdej chwili próbkowania. Procedura będzie analogiczna jak w przypadku obliczeń wykonywanych dla modelu anatomicznego, ale zostaną wykorzystane dane uzyskane za pomocą systemu rejestracji ruchu. Dla danych wejściowych w postaci przebiegów zmian kątów w poszczególnych stopniach swobody, ruch modelu zostanie wygenerowany na drodze obrotów o zadane kąty względem kolejnych osi.

### 3.1.1.4. Wyznaczanie położenia punktów przebiegu mięśnia dla osoby badanej w układzie odniesienia laboratorium - $P_p^{lab}(t)$

Wzór na  $n$ -tą współrzędną punktu przebiegu mięśnia w układzie laboratoryjnym:

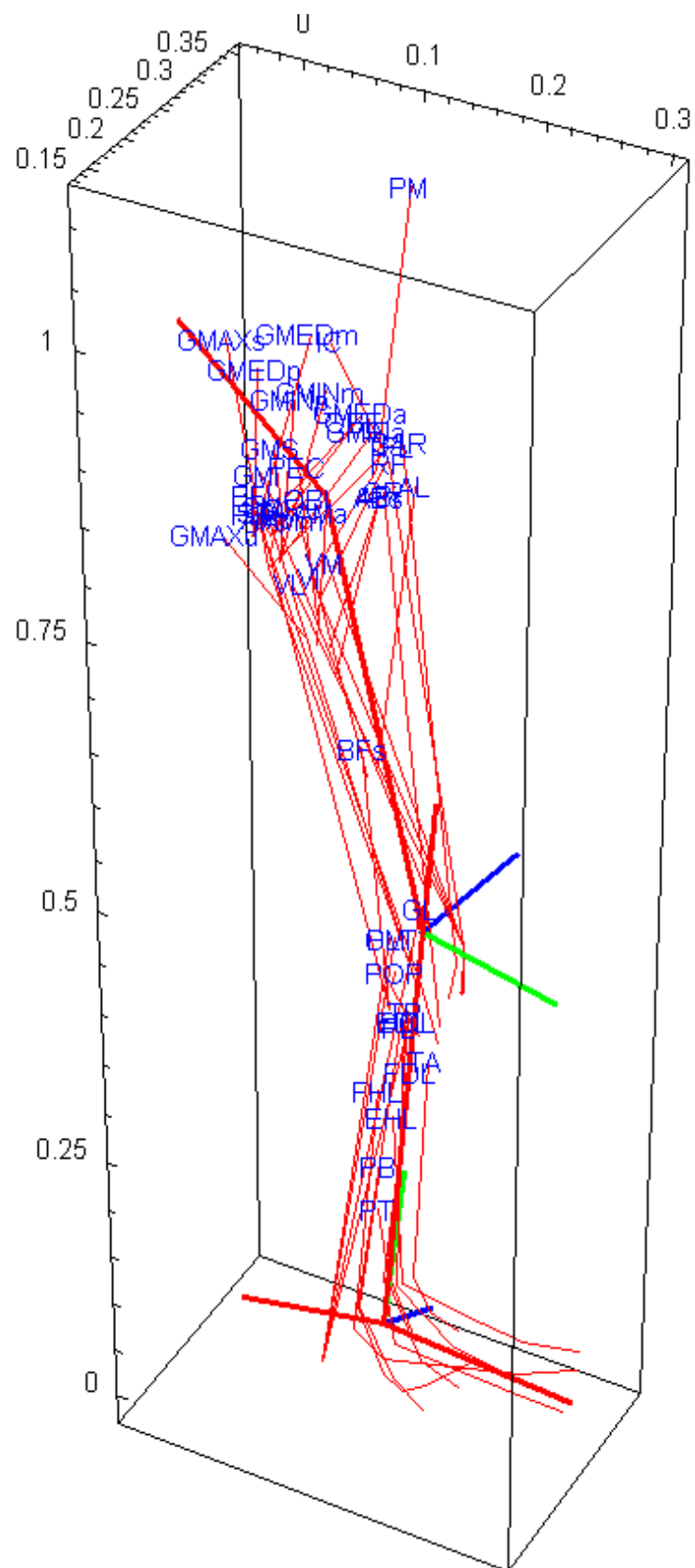
$$(P_p^{lab}(t))_n = (P_j^{lab}(t))_n + (\{i, j, k\}(t))_n \cdot (P_p^{lok})_n \quad (3.4)$$

Rysunek (Ryc. 3.5) ilustruje sposób wyznaczania współrzędnych  $(P_p^{lab})_n$ .



Ryc. 3.5. Ilustracja sposobu wyznaczania  $P_p^{lab}(t)$

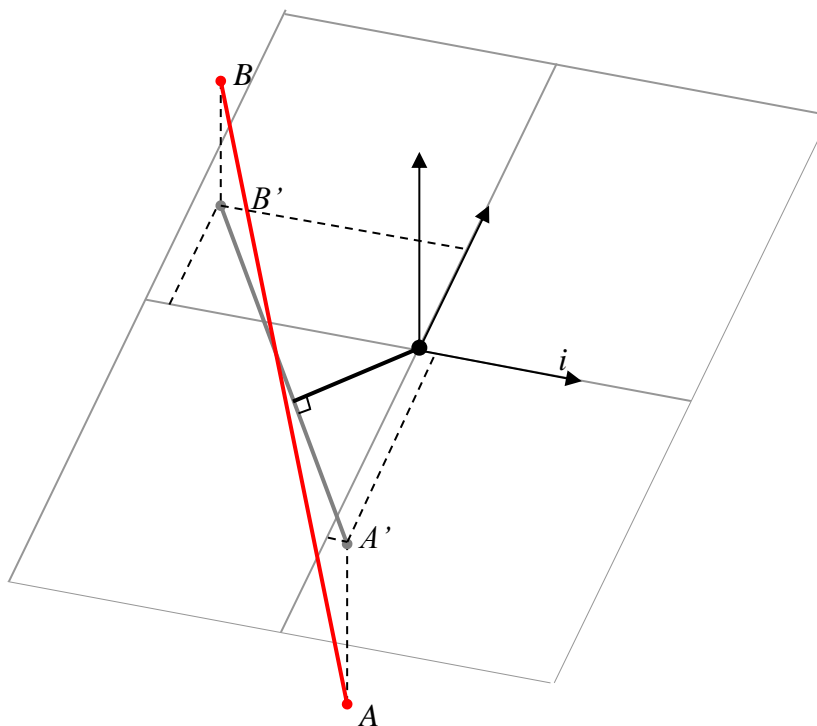
Obliczenia położenia punktów przebiegu  $P_p^{lab}(t)$  wszystkich mięśni zostaną wykonane dla każdej chwili próbkowania. Rycina (Ryc. 3.6) przedstawia linie przebiegu mięśni prawej kończyny dolnej uwzględnione w modelu.



Ryc. 3.6. Schemat prawej kończyny dolnej z liniami przebiegu mięśni

### 3.1.2. Wyznaczenie chwilowych wartości ramion sił mięśniowych

Sposób szacowania ramion sił mięśniowych  $d_{ij}$  ( $i$  – numer mięśnia), względem poszczególnych osi stawowych ( $j$ ), ilustruje rycina (Ryc. 3.7).



Ryc. 3.7. Ilustracja sposobu definiowania ramienia siły  $i$  – tego mięśnia względem  $j$  – tej osi

Punktom linii przebiegu mięśnia ( $A$  i  $B$ ) należącym do sąsiednich segmentów połączonych przez dany staw odpowiadają ich rzuty  $A'$  i  $B'$  na płaszczyznę prostopadłą do osi obrotu w stawie ( $j$ ). Odległość odcinka  $A'B'$  od środka stawu  $P_j$  stanowić będzie oszacowanie wartości ramienia siły  $d_{ij}$ .

Równanie płaszczyzny zawierającej rzut  $A'$  oraz środek stawu  $P_j$  i prostopadłej do osi obrotu określonej wersorem  $\mathbf{j}$  dane jest wzorem:

$$\mathbf{j} \circ (\mathbf{OA}' - \mathbf{OP}_j) = 0 \quad (3.5)$$

gdzie:

$O$  - początek układu współrzędnych,

$\mathbf{OA}'$ ,  $\mathbf{OP}_j$  – wektory poprowadzone z punktu  $O$ ,

$\mathbf{j}$  - wersor osi obrotu.



Iloczyn skalarny zeruje się, bowiem płaszczyzna zawiera wektor  $\mathbf{A}'\mathbf{P}_j$ .

Rzut  $A'$  jest punktem wspólnym płaszczyzny (3.5) oraz prostej zawierającej rzutowany punkt  $A$  i równoległej do osi  $\mathbf{j}$ . Równanie tej prostej ma postać:

$$\mathbf{OA}' = \mathbf{OA} + b \cdot \mathbf{j} \quad (3.6)$$

gdzie:  $b$  – stała.

Współrzędne rzutu  $A'$  otrzymuje się rozwiązując układ równań (3.5) i (3.6).

Współrzędne punktu  $B'$  wyznacza się analogicznie.

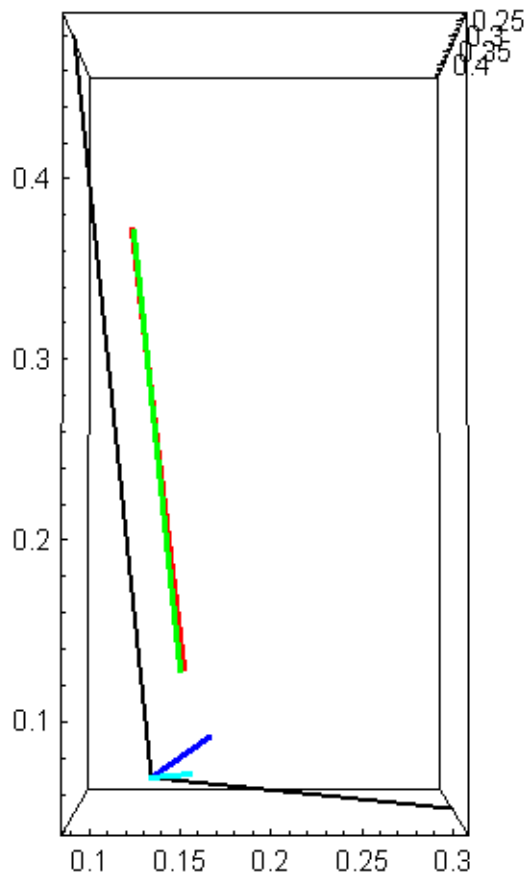
Wartość ramienia siły  $d_{ij}$  jest równa długości wektora  $\mathbf{d}_i$ :

$$\mathbf{d}_i = \frac{\mathbf{P}_j \mathbf{A}' \times \mathbf{A}' \mathbf{B}'}{A'B'} \quad (3.7)$$

Ponadto przyjmować się będzie zasadę, że jeśli siła mięśniowa generuje moment o zwrocie zgodnym z wersorem osi obrotu w stawie - z ramieniem siły wiązany jest znak dodatni, zaś jeśli zwroty są przeciwne – znak ujemny. Aby określić znak związany z funkcją mięśnia, wartość ta będzie mnożona przez czynnik zależny od zgodności zwrotów  $\mathbf{d}_i$  i osi obrotu  $\mathbf{j}$ , dając ostatecznie:

$$d_{ij} = \frac{\mathbf{d}_i \circ \mathbf{j}}{|\mathbf{d}_i \circ \mathbf{j}|} |\mathbf{d}_i| \quad (3.8)$$

Przykład działania procedury wyznaczania ramion sił w formie graficznej przedstawia rycina (Ryc.3.8).



kolor czarny - oznaczenie układu segmentów, kolor czerwony – odcinek mięśnia,  
 kolor zielony – rzut odcinka mięśnia, kolor jasnoniebieski – ramię siły mięśniowej,  
 kolor granatowy – płaszczyzna prostopadła do osi obrotu

Ryc. 3.8. Graficzna prezentacja procedury wyznaczania rzutu odcinka mięśnia na płaszczyznę prostopadłą do osi obrotu oraz ramię siły mięśniowej, względem tej osi

Ramiona sił  $d_{ij}$ , (gdzie  $i$  - numer mięśnia,  $j$  - numer stopnia swobody) stworzą elementy macierzy. Jeśli mięsień nie obsługuje danego stopnia swobody, ramię siły nie będzie obliczane, a element macierzy przyjmie wartość 0. Macierz ramion sił obliczana będzie dla każdej chwili próbkowania.

### 3.1.3. Wyznaczanie chwilowych maksymalnych wartości sił, jakie może generować mięsień przy aktualnej długości i szybkości skracania

Wartości sił generowanych przez poszczególne mięśnie, mogą zmieniać się w pewnym przedziale: nie mogą być ujemne oraz nie mogą przekraczać pewnej maksymalnej wartości ( $F_{\max}$ ). Wartości maksymalne sił mięśniowych zależne są od chwilowych długości mięśni ( $l$ ) i szybkości ich skracania, bądź rozciągania ( $v$ ) (Nigg & Herzog, 1994):

$$F_{\max} = F_0 \cdot f_1(l) \cdot f_2(v) \quad (3.9)$$

Pierwszy z członów powyższego wzoru:  $F_0$ , to maksymalna wartość siły, jaką mięsień jest w stanie generować w warunkach statycznych, przy optymalnej długości włókien, natomiast pozostałe człony:  $f_1(l)$  i  $f_2(v)$ , to bezwymiarowe czynniki zależne odpowiednio od chwilowej długości oraz prędkości kurczenia, bądź rozciągania mięśnia.

Wartość  $F_0$  oblicza się mnożąc maksymalne naprężenie jakie jest w stanie przenieść tkanka mięśniowa i przekrój fizjologiczny mięśnia  $pCSA$ :

$$F_0 = pCSA \cdot \sigma, \quad (3.10)$$

gdzie:  $\sigma = 25 \cdot 10^4 [Nm^{-2}]$ ,

Wartości przekrojów fizjologicznych poszczególnych mięśni osoby badanej zostaną oszacowane korzystając z tablic wartości  $pCSA$  (Pierrynowski, 1995).

W niniejszej pracy zostanie wykorzystane model kwadratowy zależności siły od chwilowej długości włókna mięśniowego (Nigg & Herzog, 1994):

$$f_1(l) = 1 - \left( \frac{l - l_w}{w \cdot l_w} \right)^2 \quad (3.11)$$

gdzie:

$l_w$  - spoczynkowa długość włókna mięśniowego,

$w$  - względna szerokość charakterystyki siła długość (źródła literaturowe sugerują wartość  $w = 0,5$  (Nigg & Herzog, 1994)).

Zależność maksymalnej siły mięśniowej od prędkości skracania mięśnia określa model (Hill, 1938):

$$v = b(F_0 - F_{\max}) / (F_{\max} + a) \quad (3.12)$$

gdzie:

$v$  - predkość skracania mięśnia,

$F_0$  - maksymalna siła mięśniowa przy optymalnej jego długości w warunkach izometrycznych,

$F_{\max}$  - maksymalna siła jaką mięsień może generować,

$a, b$  - stałe, charakterystyczne dla danego mięśnia, o jednostkach odpowiednio siły i prędkości.

Przekształcając wzór (3.12) otrzymuje się związek:

$$\frac{F_{\max}}{F_0} = \frac{b - \frac{a}{F_0} v}{b + v} \quad (3.13)$$

Na podstawie badań dokonanych na mięśniach ssaków przyjmuje się, że  $\frac{a}{F_0} = 0,25$  (Nigg

& Herzog, 1994). Relacja (3.13) jest stosowana do obliczania członu  $f_2(v)$  w przypadku, gdy mięsień pracuje koncentrycznie (kurczy się:  $v \geq 0$ ).

Zależność  $f_2(v)$  dla poszczególnych przedziałów prędkości skracania (bądź rozciągania) mięśnia określa wzór:

$$f_2(v) = \begin{cases} \frac{b - 0,25v}{b + v} & \text{dla } 0 \leq v \\ \frac{-1,3v}{b} + 1 & \text{dla } -\frac{b}{3} \leq v < 0 \\ \frac{1,3}{3} + 1 & \text{dla } v < -\frac{b}{3} \end{cases} \quad (3.14)$$

Powyższy wzór uwzględnia także przypadki ekscentrycznej pracy mięśnia (rozciąganie). Przyjęto tu za (Pedotti i in., 1978), że dla prędkości rozciągania nie większych od  $b/3$  - siła, którą mięsień jest w stanie wygenerować, rośnie proporcjonalnie do prędkości rozciągania, zaś dla prędkości większych niż  $b/3$  - jest stała.

Wartości współczynników występujące we wzorach zależności (3.14) pochodzą z pracy (Pedotti i in., 1978).

### 3.2. Zagadnienie udziałów mięśni, jako zadanie optymalizacji statycznej

Głównym zadaniem podjętym w niniejszej pracy będzie stworzenie procedury umożliwiającej rozwiązywanie zagadnienia udziałów mięśni dla każdej chwili próbkowania  $t$  (bądź w każdym procencie cyklu chodu), z wykorzystaniem: standardowo stosowanych kryteriów potęgowych (1.2) (kwadratowego i sześciennego), kryterium łagodnego nasycenia (1.3), kryteriów potęgowych z parametrem przesunięcia (1.4) oraz kryterium minimum zmęczenia (1.5).

#### 3.2.1. Rozwiązanie zagadnienia udziałów mięśni – sformułowanie zadania.

Rozwiązanie zadania optymalizacji statycznej zostanie osiągnięte poprzez poszukiwanie w każdym procencie badanego cyklu chodu ekstremum zadanej funkcji celu, przy zachowaniu wszystkich obecnych w zagadnieniu więzów.

Obliczenia zostaną przeprowadzone dla kwadratowej i sześciennego funkcji celu oraz dla kryterium łagodnego nasycenia, a także dla kryterium minimum zmęczenia. Ponadto w kryteriach potęgowych zostanie wprowadzona modyfikacja w postaci parametru przesunięcia argumentu  $x_s$ .

Więzy postawionego zadania będą następujące (Nigg & Herzog, 1994)

$$0 \leq F_i(t) \leq F_{\max i}(t) : i = 1, \dots, N \quad (3.15)$$

$$M_j(t) = \sum_{i=1}^N (d_{ij}(t) \cdot F_i(t)) \quad (3.16)$$

gdzie:

$F_{\max i}(t)$  – chwilowa maksymalna wartość siły jaką jest w stanie generować  $i$ -ty mięsień,  
 $N$  – liczba mięśni uwzględnionych w modelu,

$M_j(t)$  – chwilowa wartość wypadkowego momentu siły względem  $j$ -tej osi obrotu,

$d_{ij}(t)$  – chwilowa wartość ramienia siły  $i$ -tego mięśnia względem  $j$ -tej osi obrotu.

W zadaniu optymalizacji zmiennymi decyzyjnymi będą wartości pobudzeń:

$$x_i = F_i / F_{\max i} ,$$

zatem ograniczenia nierównościowe przyjmą postać:

$$0 \leq x_i \leq 1 ,$$

$$\text{a ograniczenia równościowe: } M_j = \sum_{i=1}^N (d_{ij} F_{\max i} x_i)$$

Procedury służące rozwiązywaniu zadania optymalizacji statycznej dla wszystkich planowanych kryteriów zostaną przygotowane z wykorzystaniem pakietu oprogramowania MATLAB (The Mathworks, Inc., Natick MA, USA). Dla kryteriów potęgowych oraz kryterium łagodnego nasycenia obliczenia zostaną dokonane z wykorzystaniem procedury *fmincon* umożliwiającej poszukiwanie minimum nieliniowej funkcji wielu zmiennych. Natomiast dla kryterium minimum zmęczenia, zostanie przygotowana odrębna procedura, która zostanie opisana w następnym podrozdziale.

### 3.2.2. Rozwiązanie zagadnienia udziałów mięśni dla kryterium minimum zmęczenia z wykorzystaniem metody zbiorów dopuszczalnych i bisekcji

W zadaniu optymalizacji z kryterium minimum zmęczenia **maksymalizowana** będzie funkcja kryterialna zawierająca czas wytrzymałości każdego z mięśni  $T_i$ :

$$J(x) = \min\{T_i(x), i = 1, \dots, N\} \quad (3.17)$$

gdzie:

$$T_i(x) = a_i(100x_i)^{p_i},$$

$$p_i = -0,25 - 0,036 \cdot S_i,$$

$$a_i = \exp(3,48 + 0,169 \cdot S_i),$$

$$S_i \in \langle 0,100 \rangle.$$

Sformułowanie zadania zostanie uproszczone poprzez zmianę oznaczeń i zmiennych:

$$S_i = -\frac{p_i + 0,25}{0,036},$$

$$a_i = \exp(c_1 + c_2 \cdot p_i), c_1 = 3,48 - 0,169 \frac{0,25}{0,036} \approx 2,30639, c_2 = -\frac{0,169}{0,036} \approx -4,69444,$$

$$T_i(x) = \exp(c_1 + c_2 \cdot p_i)(100x_i)^{p_i} = e^{c_1}(100e^{c_2}x_i)^{p_i}.$$

Przyjmując oznaczenie

$$L = 100e^{c_2} \approx 0,9145947$$

i wprowadzając nowy wektor decyzyjny:

$$y_i = Lx_i, i = 1, \dots, N,$$

otrzyma się:

$$T_i(x) = e^{c_1}(Lx_i)^{p_i} = e^{c_1}y_i^{p_i}.$$

Ponieważ pomnożenie funkcji kryterialnej przez liczbę dodatnią nie zmieni rozwiązania optymalnego, zamiast (3.17) można będzie równoważnie maksymalizować wyrażenie:

$$J_1(y) = \min\{y_i^{p_i}, i = 1, \dots, N\}, \quad (3.18)$$

przy ograniczeniach:

$$0 \leq y_i \leq L, \quad i = 1, \dots, N, \quad (3.19)$$

$$LM_j = \sum_{i=1}^N (d_{ij} F_{\max i} y_i). \quad (3.20)$$

Zachodzi równość:

$$\min\{y_i^{p_i}, i = 1, \dots, N\} = (\max\{y_i^{-p_i}, i = 1, \dots, N\})^{-1}.$$

Jeżeli oznaczymy  $q_i = -p_i$ , funkcja kryterialna (3.18) osiąga **maksimum** w tym samym punkcie, w którym **minimum** osiąga funkcja:

$$J_2(y) = \max\{y_i^{q_i}, i = 1, \dots, N\}. \quad (3.21)$$

Bezpośrednie rozwiązanie otrzymanego problemu minimaxowego jest trudne. Z tego powodu zostanie on sprowadzony do zwykłego zadania optymalizacji z dodatkowymi ograniczeniami nierównościami, w którym należy **zminimalizować** funkcję:

$$J_3(z) = z, \quad (3.22)$$

przy ograniczeniach (3.19) i (3.20) oraz

$$y_i^{q_i} \leq z, \quad i = 1, \dots, N. \quad (3.23)$$

Problem minimalizacji wskaźnika (3.21), przy ograniczeniach (3.19) i (3.20) oraz problem minimalizacji wskaźnika (3.22) przy ograniczeniach (3.19), (3.20) i (3.23) mają tę samą optymalną wartość wektora  $y$ .

Ograniczenia (3.19) i (3.23) można równoważnie zapisać w postaci:

$$0 \leq y_i \leq L_i(z), \quad i = 1, \dots, N, \quad (3.24)$$

gdzie:

$$L_i(z) = \min(L, z^{r_i}), \quad r_i = 1/q_i.$$

Problem można więc sformułować następująco: poszukuje się najmniejszej dodatniej wartości  $z$ , dla której zbiór:

$$D(z) = \{y \in R^N : LM_j = \sum_{i=1}^N (d_{ij} F_{\max i} y_i), 0 \leq y_i \leq L_i(z), i = 1, \dots, N\} \quad (3.25)$$

jest niepusty.

Dla ustalonego  $z$  niepustość zbioru  $D(z)$  sprawdzana będzie metodą programowania liniowego. Procedura programowania liniowego będzie używana jedynie do stwierdzenia, czy istnieje rozwiązanie dla zadanego  $z$ . Rozwiązane optymalne znajdowane będzie w procedurze iteracyjnej poprzez stopniowe zmniejszanie przedziału poszukiwań wartości  $z$  metodą bisekcji.

W pierwszym kroku iteracji przyjmować się będzie:

$$\delta_k = 0, \gamma_k = 1, z_k = \gamma_k \text{ dla } k = 1,$$

gdzie:  $\delta_k$  i  $\gamma_k$  stanowiąc będą odpowiednio dolne i górne ograniczenie zakresu poszukiwań optymalnej wartości  $z$  w  $k$ -tej iteracji, zaś  $z_k$  oznaczać będzie aktualną wartość  $z$ . W każdym kroku procedury sprawdzane będzie czy dla aktualnego  $z_k$  istnieje rozwiązanie dopuszczalne problemu spełniające ograniczenia. Jeśli będzie to zachodzić, za górną wartość zakresu poszukiwań w kolejnym kroku przyjmowana będzie bieżąca wartość  $z_k$ , zaś ograniczenie dolne pozostanie niezmienione:

$$\gamma_{k+1} = z_k \text{ i } \delta_{k+1} = \delta_k,$$

w przeciwnym wypadku bieżąca wartość  $z_k$  będzie nowym ograniczeniem dolnym, przy niezmienionym ograniczeniu górnym:

$$\gamma_{k+1} = \gamma_k \text{ i } \delta_{k+1} = z_k.$$

Nowa wartość  $z$  ustalana będzie w połowie nowego zakresu poszukiwań:

$$z_{k+1} = 0.5(\gamma_{k+1} - \delta_{k+1}) + \delta_{k+1}.$$

Procedura iteracyjna będzie powtarzana do osiągnięcia zadanej dokładności, np. do osiągnięcia warunku:

$$\gamma_k - \delta_k < 10^{-14}.$$

Obliczenia wykonywane będą w środowisku programowym MATLAB (The Mathworks, Inc., Natick MA, USA) z wykorzystaniem funkcji *linprog*.

.

### 3.3. Wybór kryterium i metody weryfikacji otrzymanych rozwiązań

Aby w sposób nieinwazyjny określić kryterium optymalizacyjne, jakim kierował się układ sterowania ruchem w chodzie, w niniejszej pracy wykorzystane zostaną zapisy sygnałów EMG. Zaproponowane zostanie wprowadzenie procedury doboru kryterium (spośród obecnie stosowanych) do konkretnego przypadku chodu. Wybór kryterium odbywać się będzie poprzez porównanie wyników uzyskanych dla wybranych mięśni



„reprezentantów” z uzyskanym dla nich zapisem EMG. Kryterium, którego wyniki będą najbardziej zbieżne zostanie wybrane do dalszych obliczeń.

Przed porównaniem z przebiegami estymowanych pobudzeń mięśniowych wykresy EMG będą wstępnie przekształcane poprzez skalowanie i uwzględnienie przesunięcia elektromechanicznego.

Związek między wartością siły mięśniowej a sygnałem EMG rejestrowanym w czasie ruchu często ma charakter nieliniowy (Guimaraes i in., 1995). Dlatego też w ocenie współzmienności zastosowane zostaną, obok współczynnika korelacji Pearsona, także inne wskaźniki: średnia kwadratowa różnic, zgodność okresów aktywności oraz zgodność monotoniczności.

### **3.3.1. Zapisy sygnałów EMG i procedura ich wstępnego przekształcania.**

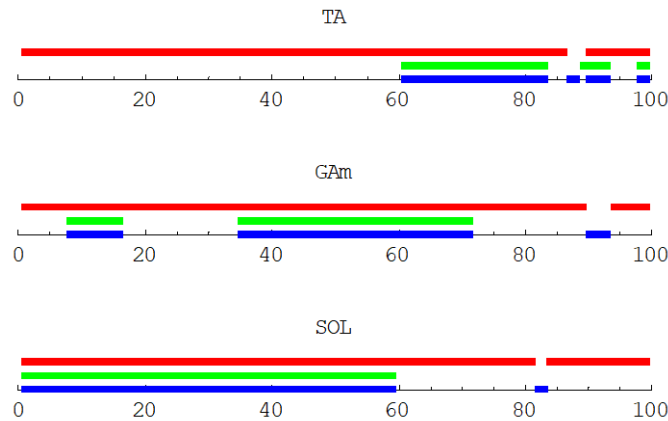
#### **Wskaźniki wykorzystywane w ocenie zgodności przebiegów**

Procedura przekształcania wykresów EMG będzie obejmowała: uwzględnienie przesunięcia elektromechanicznego do 10% cyklu chodu (Buchanan i in., 2004; Kaufman, 1998) wzdłuż osi czasu, natomiast w pionie skalowanie do najlepszej zgodności z obliczonymi przebiegami pobudzeń. Celem oceny zgodności zostanie wprowadzony wskaźnik podobieństwa  $\phi$ , który będzie stanowić średnią arytmetyczną: współczynnika korelacji Pearsona, wskaźnika zgodności okresów aktywności (OnOff), wskaźnika zależnego od średniej kwadratowej różnic (1-RMSD) oraz wskaźnika zgodności monotoniczności (Mon).

### **3.3.2. Procedura zestawiania wykresów EMG i wykresów sił mięśniowych - ocena zgodności**

W ocenie zgodności zastosowane zostały następujące wskaźniki:

1. Współczynnik korelacji liniowej (Pearsona) – najczęściej używany w porównaniach EMG i wartości pobudzeń otrzymanych na drodze optymalizacji.
2. Wskaźnik zgodności okresów aktywności (OnOff) - w literaturze najczęściej przyjmuje się, że przebieg EMG ma przede wszystkim informować o fazach aktywności mięśni.



kolor zielony - okresy aktywności widoczne w sygnale EMG,  
kolor niebieski - okresy aktywności wynikające z obliczeń,  
kolor czerwony - okresy zgodności wyników obliczeń i sygnałów EMG

Ryc. 3.9. Ilustracja zastosowania wskaźnika OnOff dla trzech przykładowych mięśni (TA, GAm i SOL) w przykładowym cyklu chodu

3. Wskaźnik zależny od średniej kwadratowej różnic (1-RMSD) - zostanie wykorzystany, do oceny podobieństwa chwilowych wartości dla obu wykresów.
4. Wskaźnik zgodności monotoniczności (Mon) zostanie wprowadzony, jako miara podobieństwa charakteru przebiegów, uwzględniająca przypadki nieliniowe. Wartość tego wskaźnika, z przedziału od 0 do 1, będzie zależna od tego, przez jaką część cyklu chodu porównywane wykresy charakteryzować będzie taka sama monotoniczność. Wskaźnik ten zostanie wprowadzony w związku z przewidywaniem, że nawet, jeśli jednoczesne zmiany wartości pobudzeń i rejestrowanych sygnałów EMG nie są wprost proporcjonalne (np. W związku z występującym w czasie ruchu oddalaniem się miejsca innerwacji i naklejonej na skórze elektrody), to jest prawdopodobne, że zachowają jednakową monotoniczność.

### 3.4. Proponowane formy prezentacji wyników w raportach

W ocenie poszczególnych przypadków chodu, wykorzystane zostaną zestawienia wykresów zmian wartości mocy, momentów wypadkowych sił oraz kątów dla poszczególnych stopni swobody. Wartości momentów sił i mocy będą wyrażane w jednostkach względnych uzyskiwanych po podzieleniu przez masę ciała. Aby umożliwić określenie charakteru i stopnia odstępstw od chodu fizjologicznego, wykresy te przedstawiane będą na tle wstęgi normy.

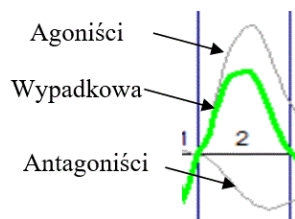
Występujące w zestawieniu wykresy mocy pozwolą na wyodrębnienie dla każdego stopnia swobody faz ze względu na znak wykonywanej pracy momentu

wypadkowego (Eng & Winter, 1995) oraz oszacowanie, jak duża jest jej wartość. Dla każdego stopnia swobody zostanie przygotowany diagram ilustrujący czas trwania faz oraz oznaczone odmiennymi kolorami fazy wykonywania pracy ujemnej i dodatniej (intensywność koloru odpowiadać będzie wartości mocy). Ujęcie w raporcie analizy chodu widocznego na wykresach podziału na fazy mocy, alternatywnego wobec obecnie stosowanych, stanowić będzie propozycję autora pracy. Podejście takie pozwoli na jednoznaczne określenie faz pracy mięśni biorąc pod uwagę ich funkcje związane z poszczególnymi stopniami swobody. Podział ten zostanie następnie wykorzystany w obliczeniach i w opisach.

Dzięki wykresom momentów sił, w każdej z faz określone zostanie następnie, która grupa mięśniowa przeważa w generowaniu wypadkowego momentu siły.

Wykresy zmian kątów w czasie posłużą do określenia stopnia obszerności wykonywanych w poszczególnych fazach ruchów, a ich obecność w zestawieniu ze wspomnianymi wcześniej wartościami dynamicznymi pozwoli powiązać jakościowo obserwowany ruch z jego przyczynami.

Wraz z wykresami wypadkowych momentów sił i mocy, rysunki zawierać będą także wykresy sił i mocy generowanych przez mięśnie położone po obu stronach stawu, (agonistów i antagonistów). Gdzie agonistami określane będą mięśnie generujące moment zgodny z momentem wypadkowym, zaś antagonistami mięśnie generujące moment przeciwny do wypadkowego. Ponieważ skurcz antagonistów stabilizuje staw i zmniejsza ryzyko upadku, to wymuszenie skurczu antagonistów w procedurze szacowania sił mięśniowych, ma szczególne znaczenie, jeśli analizowane są ruchy wymagające wysokiej koordynacji (Forster, 2004). Podobnie jak to miało miejsce w pracy Forstera, który dla różnych parametrów przesunięcia, uzyskiwał zaangażowanie antagonistów dla oszacowań uzyskiwanych na drodze optymalizacji z wykorzystaniem kryteriów potęgowych, dzięki zastosowaniu parametru przesunięcia, także w niniejszej pracy przeprowadzone zostaną podobne obliczenia. Dzięki temu możliwe będzie określenie działania agonistów i antagonistów w każdej fazie ruchu. (Ryc. 3.10) przedstawia wykresy mocy obrazujące zaangażowanie się mięśni po obu stronach stawu biodrowego w jednej z faz ruchu.



Ryc. 3.10. Wykresy mocy dla agonistów, antagonistów oraz wartości wypadkowych w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w przykładowej fazie cyklu chodu

Dla każdej z faz zostaną przygotowane ponadto zestawienia wartości i wykresy mocy i pracy zarówno wypadkowych, jak i agonistów oraz antagonistów. Ponadto dla wszystkich obecnych w modelu mięśni zostaną przygotowane wykresy momentów sił i mocy generowanych w poszczególnych stopniach swobody. Wykresy te będą zestawiane z uzyskanymi dla agonistów, antagonistów i wypadkowymi.

### 3.5. Źródło i rodzaj danych służących weryfikacji opracowanych metod

Dane wykorzystane w niniejszej rozprawie służące do weryfikacji opracowanych procedur optymalizacji pochodzą ze strony Clinical Gait Analysis - CGA ([www.clinicalgaitanalysis.com](http://www.clinicalgaitanalysis.com)) oraz udostępnionych przez (Vaughan i in., 1992). Będą to wartości kątów stawowych i wypadkowych momentów sił w stawach oraz zapisy czynności elektrycznej wybranych mięśni (EMG).

W obliczeniach będą brane pod uwagę wartości kątów i momentów sił dla czterech stopni swobody kończyny dolnej: obroty w płaszczyźnie strzałkowej w stawie skokowo-goleniowym (zgięcie podeszwowe i grzbietowe), kolanowym i biodrowym (zginanie i prostowanie) oraz obrót w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym (przywodzenie i odwodzenie kończyny dolnej). Dane te są ogólnodostępne i pochodzą z laboratoriów badania chodu oraz uzyskiwane były z wykorzystaniem systemów przeznaczonych do trójwymiarowej analizy ruchu. Dane o uśrednionych dla kilku cykli chodu, przebiegach czynności elektrycznej mięśni (EMG) dotyczyć będą wybranych mięśni kończyn dolnych. Dane te posłużą jedynie do dodatkowej weryfikacji opracowanych procedur i kryteriów – nie stanowią natomiast wartości eksperymentalnej opartej o badania własne.

Dane dostępne na stronie CGA mają formę wykresów. W celu ich digitalizacji i aproksymacji przebiegów zmian wartości zmiennych, zastosowana zostanie odpowiednia procedura przygotowana w środowisku programu Mathematica, bazująca na wykorzystaniu radialnej funkcji bazowej (*Radial Basis Function – RBF*) (Awange i in., 2018).

#### 4. WYNIKI

Przeprowadzone w ramach niniejszej pracy obliczenia wykonano zarówno dla chodu fizjologicznego jak i dla przypadków chodu patologicznego, dla każdej z kończyn dolnych, otrzymując dla każdego z kryteriów przebiegi zmian pobudzeń wszystkich mięśni wchodzących w skład modelu. Uzyskane wyniki pozwoliły na przygotowanie dla analizowanych przypadków zestawień zawierających dane standardowo zamieszczane w raportach analizy chodu przygotowywanych dla jego oceny klinicznej, poszerzone o wyniki dotyczące odrębnego działania agonistów i antagonistów oraz dane dotyczące angażowania się poszczególnych mięśni w wyodrębnionych fazach cyklu chodu. Uzupełnienie to stanowiło propozycję autora niniejszej pracy, jako ważny element analizy chodu.

Na podstawie uzyskanych wyników przeprowadzono analizę przykładowego przypadku chodu fizjologicznego oraz przykładowego przypadku chodu patologicznego.

W dalszej części rozdziału przedstawiono wyniki porównań podobieństwa sygnałów EMG wybranych mięśni z oszacowanymi dla tych mięśni wartościami pobudzeń mięśniowych. Oceny podobieństwa uzyskanych dla różnych przypadków chodu, dokonano dla różnych kryteriów optymalizacyjnych i dla różnych mięśni.

Ponadto sprawdzono zgodność wyników uzyskiwanych dla stworzonego w ramach pracy modelu mięśniowo-szkieletowego z wynikami uzyskiwanymi dla powszechnie stosowanego w podobnych badaniach oprogramowania OpenSim. Dokonano również oceny wrażliwości modelu na zmiany jego parametrów.

#### **4.1. Analiza chodu dla przypadku fizjologicznego**

W niniejszym rozdziale przedstawione zostanie zestawienie uśrednionych wyników zebranych dla chodu fizjologicznego. W kolejnych podrozdziałach przedstawione zostaną wyniki proponowane przez autora pracy, jako poszerzenie standardowej analizy chodu. Na ich podstawie sporządzony zostanie opis przypadku. Wyniki uzyskiwano dla czterech stopni swobody, dla których przyjęto następujące oznaczenia:

*nSS* – obrót w stawie skokowym, w płaszczyźnie strzałkowej,

*nKS* – obrót w stawie kolanowym, w płaszczyźnie strzałkowej

*nBS* – obrót w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej,

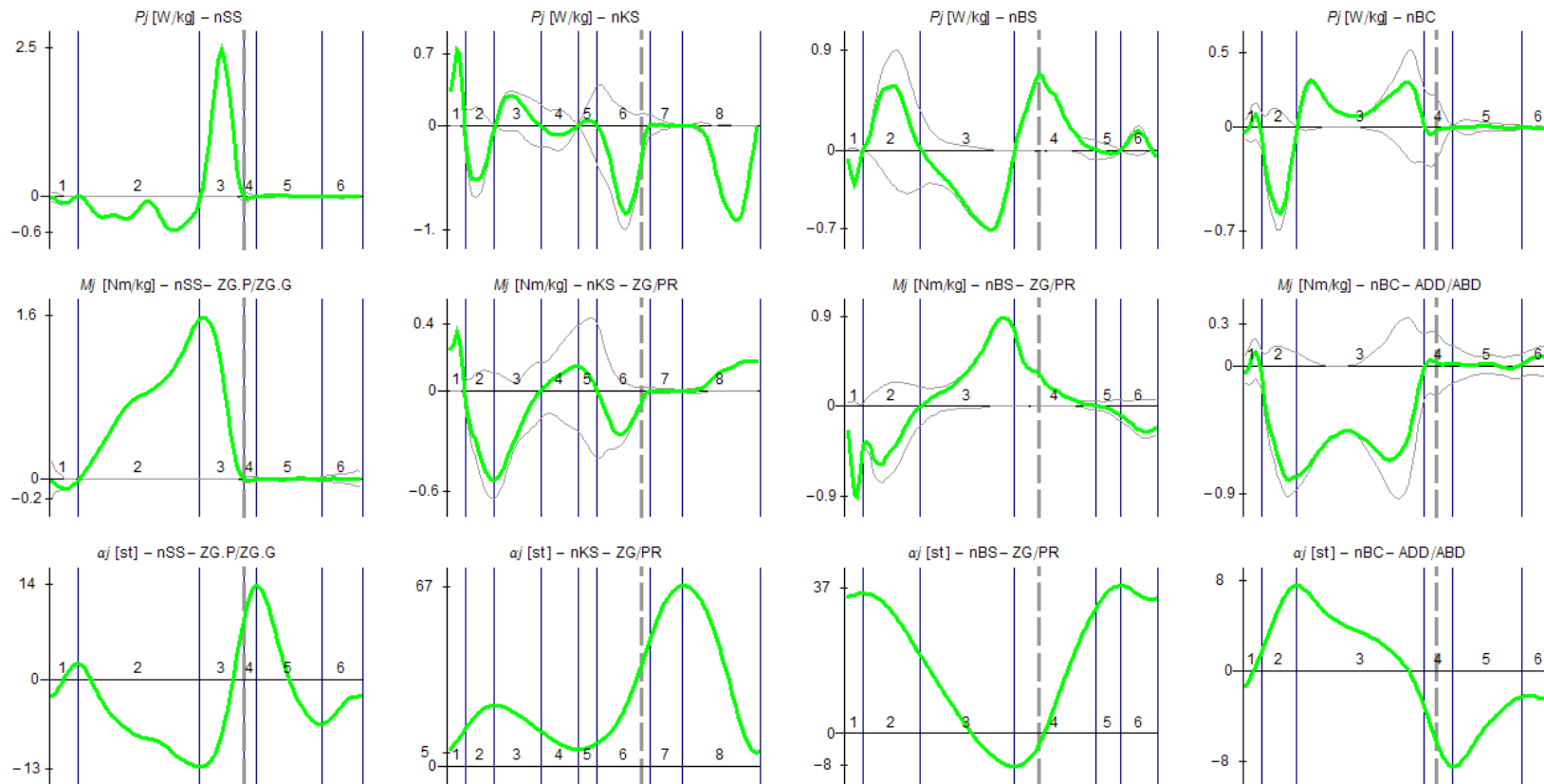
*nBC* – obrót w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej.

Rozwiązania zagadnienia udziałów mięśniowych dokonano dla kryterium, które uzyskało najlepszą zgodność z pomiarami EMG dla chodu fizjologicznego w badaniach (Forster, 2004): kryterium kwadratowego z parametrem przesunięcia  $x_s=0,02$ .

##### **4.1.1. Uzupelnienie danych standardowo obecnych w protokołach analizy chodu o działanie agonistów i antagonistów oraz podział na fazy mocy**

W celu stworzenia opisu ruchu wykorzystano standardowo stosowane w laboratoriach analizy chodu zestawienie wykresów zmian kątów w stawach oraz momentów sił i mocy wypadkowych, a także stanowiących proponowane uzupełnienie momentów sił i mocy generowanych przez agonistów i antagonistów (Ryc. 4.1).

Ponadto, w każdym ze stopni swobody wyodrębniono fazy dodatniej, bądź ujemnej mocy, odpowiadające koncentrycznej bądź ekscentrycznej pracy mięśni.



szara obwiednia – krzywe przebiegów agonistów i antagonistów, wyróżnione liniami pionowymi – numerowane fazy mocy, pionowa linia przerywana - rozpoczęcie fazy przenoszenia kończyny

Ryc. 4.1. Zestawienie wykresów kątów ( $\alpha_j$ ) oraz standaryzowanych względem masy ciała momentów sił ( $M_j$ ) i mocy ( $P_j$ ) dla czterech stopni swobody, poszerzone o przebiegi agonistów i antagonistów, uzyskane w chodzie fizjologicznym

Analiza wykresów działania agonistów i antagonistów pozwoliła na poczynienie obserwacji dotyczących poszczególnych osi stawowych.

W stawie skokowym działanie antagonistów i agonistów jest szczególnie widoczne w fazie *nSS-6*, w ostatnim okresie fazy przenoszenia, gdy stopa jest przygotowywana do kontaktu z podłożem oraz na początku fazy *nSS-1* już po postawieniu stopy. Mięśnie antagonistyczne współdziałają zatem z agonistycznymi w zadaniu stabilizowania stawu skokowego w fazach przed i po wstępnym kontakcie. Informacja o takim współdziałaniu mięśni po obu stronach stawu nie jest widoczna na wykresie wypadkowego momentu siły, który w fazie *nSS-6* przyjmuje wartości bliskie zera, co sugerowałoby brak pracy mięśni w tej fazie.

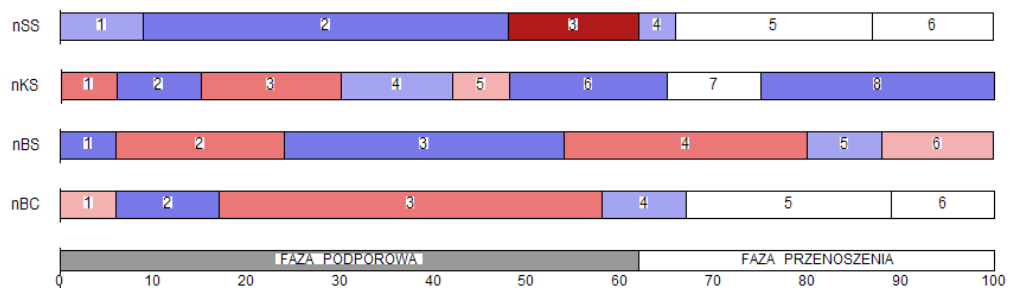
W stawie kolanowym zaangażowanie antagonistów jest znaczne przez większość cyklu chodu (w 6 na 8 wyodrębnionych faz mocy). Szczególnie zaś w fazach *nKS-4*, *nKS-5* i *nKS-6*, w których stabilizowanie stawu kolanowego ma szczególne znaczenie przy wprowadzaniu środka ciężkości ciała nad kończynę kontralateralną oraz pod koniec fazy podporowej, w czasie przeniesienia napędu generowanego w stawie skokowym do wyżej położonych części ciała.

W stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej zaangażowanie antagonistów jest najbardziej widoczne w fazie *nBS-2*, gdy aktywność antagonistów wiąże się z zadaniami wykonywanymi przez nie w tym samym okresie w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym, a także stanowi przygotowanie tych mięśni do zadań wykonywanych w fazie *nBS-3*.

Natomiast w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej działanie antagonistów jest szczególnie widoczne w drugiej części fazy *nBC-3*, gdy środek ciężkości ciała kierowany jest w stronę kończyny przeciwnej oraz w czasie przeniesienia napędu generowanego w stawie skokowym. Udział antagonistów w stabilizowaniu stawu biodrowego jest również bardzo wyraźny we wszystkich fazach w których następuje przeniesienie kończyny: *nBC-4*, *nBC-5* i *nBC-6*.

Celem ułatwienia porównania zachodzących w tym samym czasie w poszczególnych stopniach swobody zjawisk związanych z generowaniem bądź absorpcją energii zaproponowano wprowadzenie diagramu faz mocy (Ryc. 4.2). Porównanie takie umożliwi ułożenie pasków faz odpowiadających poszczególnym stopniom swobody jeden pod drugim. Dodatkowo diagram zawiera pasek zawierający podział na fazę podporową i przenoszenia.





kolor czerwony - fazy mocy dodatniej, kolor niebieski - fazy mocy ujemnej

Ryc. 4.2. Podział cyklu chodu na fazy mocy dla każdego z analizowanych stopni swobody w chodzie fizjologicznym

Fazy mocy, w których moc związana z wypadkowym momentem siły jest ujemna, na diagramie oznaczono odcieniami koloru niebieskiego, a fazy mocy dodatniej odcieniami koloru czerwonego. Intensywność użytych kolorów jest proporcjonalna do średniej wartości mocy w danej fazie.

Analiza jakościowa diagramu mocy pozwala stwierdzić, że najwięcej mocy generowane jest w stawie skokowym tuż przed uniesieniem kończyny (faza *nSS-3*), jest to główna faza związana z generowaniem napędu. Poszczególne paski faz charakteryzują się najczęściej naprzemiennym występowaniem faz generowania i absorpcji energii. Fazy mocy dla różnych stopni swobody nie są zwykle zgodne, co do swoich granic (wyjątek stanowią tu jedynie występujące na początku cyklu fazy *nKS-1*, *nBS-1* i *nBC-1*) ani co do znaku mocy.

Wprowadzenie do analizy chodu szczegółowych informacji o działaniu agonistów i antagonistów w poszczególnych fazach mocy, zrealizowano poprzez zestawienie generowanych przez nie: średniej pracy i średniej mocy wraz z wartościami wypadkowymi (Tabela 4.1).

Tabela 4.1. Średnie wartości mocy i pracy agonistów, antagonistów oraz wypadkowych, w każdym z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla chodu fizjologicznego

MOC średnia momentu **WYPADKOWEGO** w fazie [W/kg]

	1	2	3	4	5	6	7	8
nSS	-0.07	-0.3	1.22	-0.02	0.01	0		
nKS	0.47	-0.39	0.16	-0.05	0.03	-0.44	0	-0.4
nBS	-0.18	0.35	-0.4	0.31	-0.02	0.08		
nBC	0.02	-0.39	0.17	-0.02	0	0		

MOC średnia **AGONISTÓW** w fazie [W/kg]

	1	2	3	4	5	6	7	8
nSS	-0.09	-0.3	1.23	-0.07	0.02	-0.02		
nKS	0.54	-0.52	0.27	-0.19	0.24	-0.65	0.05	-0.41
nBS	-0.19	0.61	-0.47	0.33	-0.07	0.12		
nBC	0.14	-0.48	0.23	-0.19	0.03	-0.01		

MOC średnia **ANTAGONISTÓW** w fazie [W/kg]

	1	2	3	4	5	6	7	8
nSS	0.03	0	-0.01	0.05	-0.01	0.02		
nKS	-0.07	0.13	-0.1	0.13	-0.21	0.22	-0.04	0.01
nBS	0.01	-0.26	0.07	-0.02	0.05	-0.03		
nBC	-0.12	0.09	-0.06	0.17	-0.03	0.01		

PRACA momentu **WYPADKOWEGO** w fazie [J/kg\*10<sup>-3</sup>]

	1	2	3	4	5	6	7	8
nSS	-6.7	-150.4	218.1	-1.	2.4	-0.1		
nKS	29.8	-45.	31.7	-8.4	2.7	-94.7	0.5	-122.
nBS	-11.6	80.8	-152.1	104.3	-1.7	11.9		
nBC	1.3	-55.3	89.8	-2.	0.6	-0.2		

PRACA **AGONISTÓW** w fazie [J/kg\*10<sup>-3</sup>]

	1	2	3	4	5	6	7	8
nSS	-9.4	-151.7	220.7	-3.6	4.7	-3.		
nKS	34.2	-60.2	51.5	-28.8	18.5	-141.7	6.2	-124.7
nBS	-12.4	140.1	-179.7	111.	-7.1	16.2		
nBC	9.	-67.6	121.7	-21.4	8.5	-1.3		

PRACA **ANTAGONISTÓW** w fazie [J/kg\*10<sup>-3</sup>]

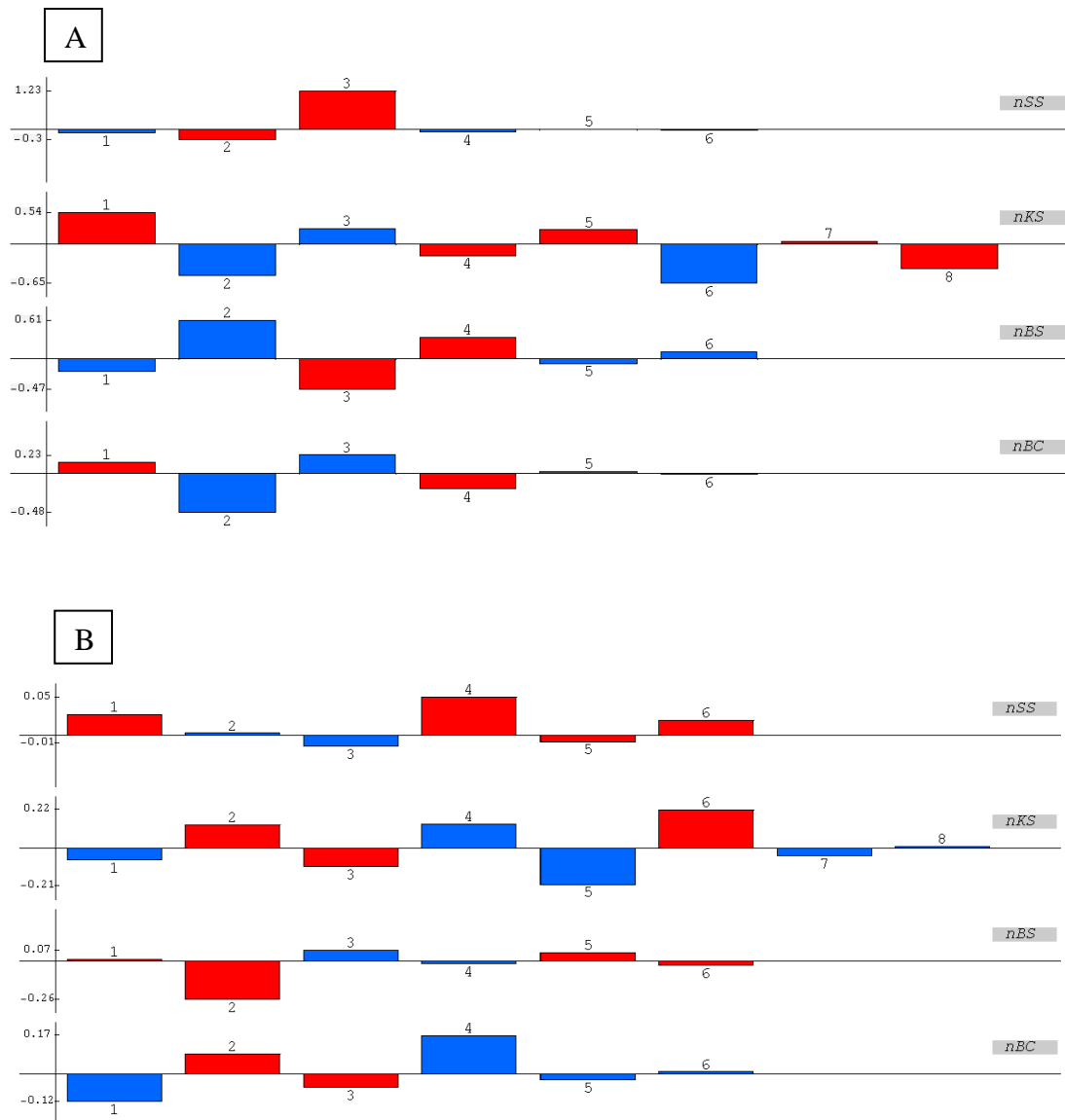
	1	2	3	4	5	6	7	8
nSS	2.7	1.3	-2.6	2.6	-2.3	2.9		
nKS	-4.4	15.2	-19.9	20.4	-15.9	46.9	-5.7	2.8
nBS	0.8	-59.3	27.6	-6.7	5.4	-4.3		
nBC	-7.8	12.4	-31.9	19.4	-7.9	1.1		

STOSUNEK prac antagonistów i agonistów w fazie [%]

	1	2	3	4	5	6	7	8
nSS	29	1	1	71	49	98		
nKS	13	25	39	71	86	33	92	2
nBS	6	42	15	6	76	27		
nBC	86	18	26	91	93	84		

Celem lepszej ilustracji zaangażowania agonistów i antagonistów w poszczególnych fazach mocy wartości generowanych przez nie średnich mocy przedstawiono również na wykresach (Ryc. 4.3). Kolorem czerwonym oznaczono mięśnie generujące moment dodatni (zginacze podszwowe stawu skokowego, zginacze kolana, zginacze biodra

i przywodziciele biodra), kolorem niebieskim mięśnie generujące moment ujemny (zginacze grzbietowe, prostowniki kolana, prostowniki biodra i odwodziciele biodra).



kolor czerwony – mięśnie generujące dodatni moment siły,  
kolor niebieski – mięśnie generujące ujemny moment siły

Ryc. 4.3. Średnie wartości mocy generowanych przez agonistów (A) i antagonistów (B) w każdej z faz, dla każdego z analizowanych stopni swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w [Wkg<sup>-1</sup>]

Wartość średniej mocy generowanej przez będące agonistami zginacze podszwowe w fazie nSS-3, wynosząca 1,22 Wkg<sup>-1</sup> jest wynikiem najbardziej wyróżniającym się, potwierdzając obserwację poczynioną wcześniej przy analizie diagramu faz mocy. Z wykresów wynika, że mięśnie agonistyczne działające w stawie kolanowym bardziej

angażują się w powstrzymanie ruchu, generując moc ujemną w fazach: *nKS-2* (-0,52 Wkg-1) i *nKS-6* (-0,65 Wkg-1), gdy dotyczy to prostowników (kończyna utrzymuje ciężar ciała w fazie podporowej) oraz *nKS-8* (-0,41 Wkg-1), gdy działają zginacze hamujące ruch kończyny na końcu fazy przenoszenia. Generowanie dodatniej mocy przez agonistów dotyczy przede wszystkim fazy *nKS-1* (0,54 Wkg-1) gdy zginacze pracują by zapewnić bezpieczny kąt przed przyjęciem obciążenia. W stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej działanie agonistów jest najbardziej wyróżniające się w fazie *nBS-2* (0,61 Wkg-1), gdy prostowniki uczestniczą we wprowadzaniu ciała nad opartą kończynę oraz w występującej następnie fazie *nBS-3* (-0,47 Wkg-1), gdy rolę agonistów powstrzymujących ruch prostowania przejmują zginacze.

W płaszczyźnie czołowej, w stawie biodrowym agoniści generują największą co do bezwzględnej wartości moc ujemną w fazie *nBC-2* (-0,48 Wkg-1) w tej roli występują odwodziciele hamując ruch ciała w bok na zewnątrz, także w następnej fazie dominują odwodziciele generując tym razem dodatnią moc *nBC-3* (0,23 Wkg-1) wprowadzając środek ciężkości w kierunku kończyny przeciwnej.

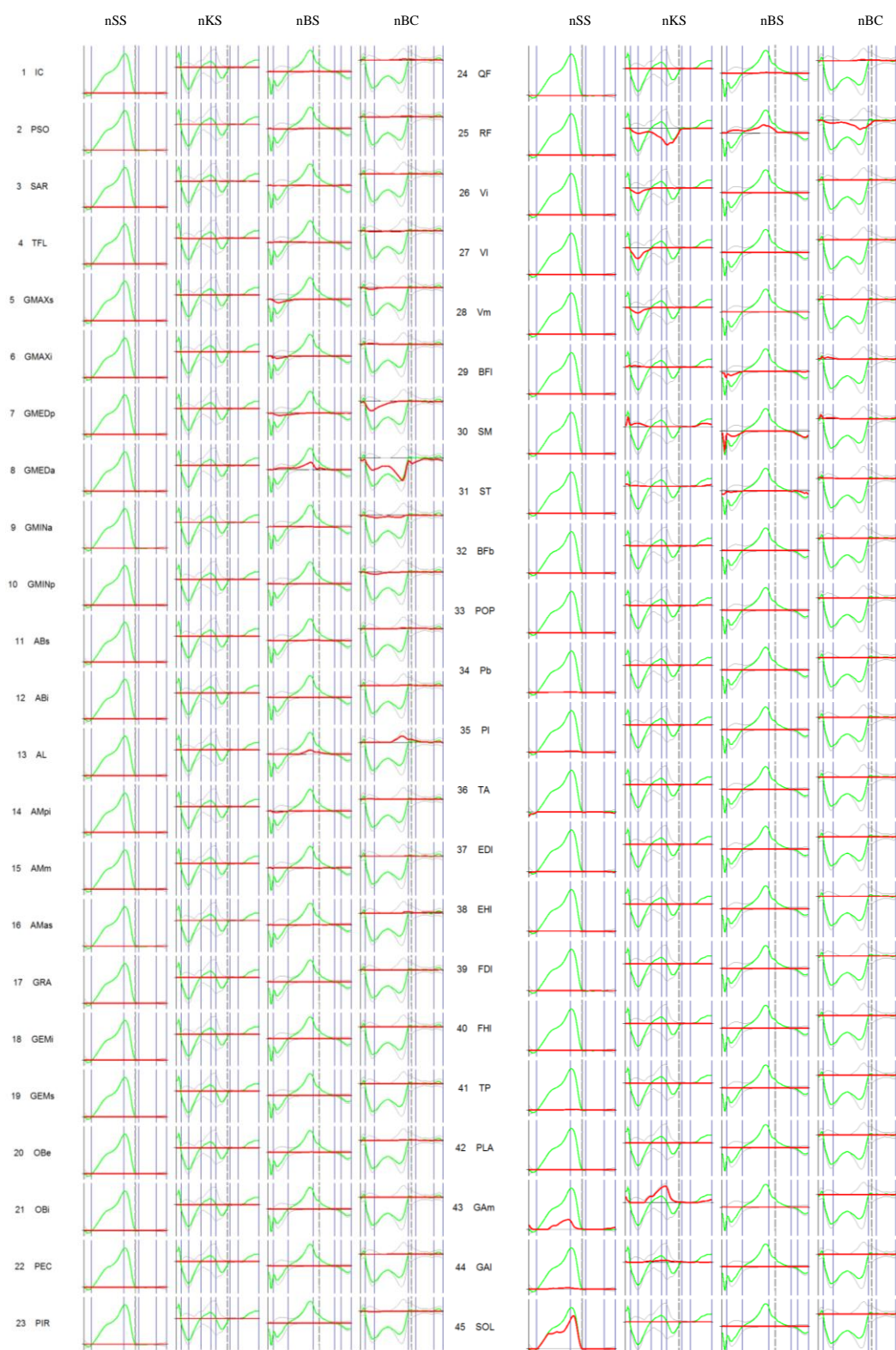
W działaniu antagonistów w stawie skokowym generowane są niewielkie moce (nie przekraczające 0,05 Wkg-1), mimo to stanowią one od 49% do aż 98% mocy generowanych przez agonistów w fazach w których kończyna jest przenoszona *nSS-4,5,6*. Wynik ten potwierdza że stabilizacja stawu skokowego w fazie przenoszenia jest bardzo ważna celem zabezpieczenia kończyny przed zahaczeniem o podłoże. W stawie kolanowym antagoniści najbardziej angażują się w fazach *nKS-5* (-0,21 Wkg-1) i *nKS-6* (0,22 Wkg-1) stabilizując staw kolanowy i umożliwiając przekazanie napędu generowanego w stawie skokowym do wyżej położonych części ciała.

W płaszczyźnie strzałkowej w działaniu antagonistów najbardziej wyróżnia się faza *nBS-2* (-0,26 Wkg-1), w której agoniści (prostowniki biodra) wprowadzają ciało nad podpartą kończynę, natomiast antagoniści (zginacze biodra) stabilizują staw biodrowy oraz wykonują zadania w innych stopniach swobody (prostowanie kolana i odwodzenie biodra). w płaszczyźnie czołowej aktywność antagonistów jest szczególnie wyraźna w fazie *nBC-4* (obejmująca okresy na krótko przed i po podniesieniu kończyny). W fazie tej antagoniści generują zbliżoną moc do tej generowanej przez agonistów (91%). W efekcie moc związana z momentem wypadkowym jest bliska zera mimo wyraźnego działania mięśni po obu stronach stawu.

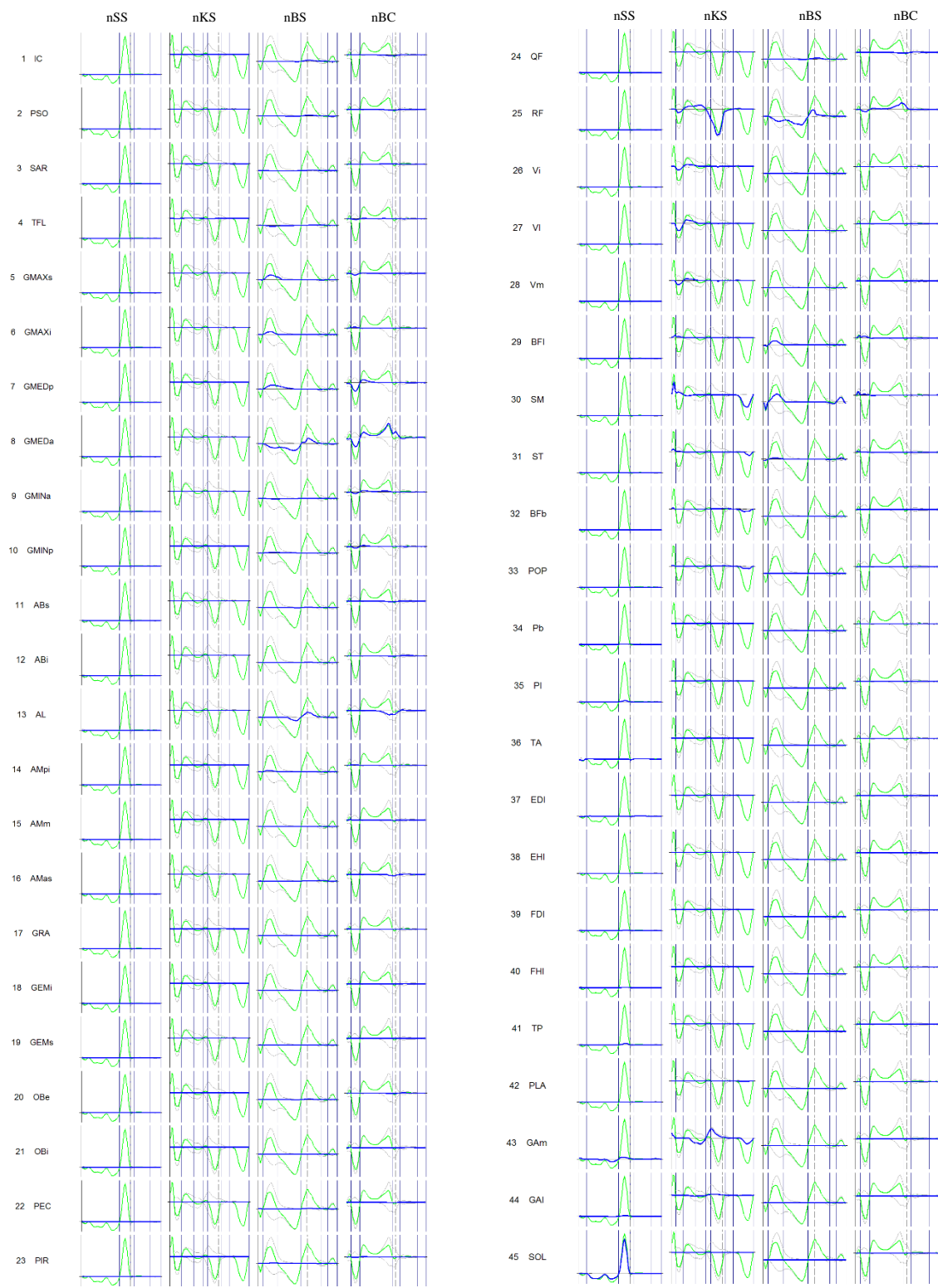
#### **4.1.2. Zaangażowanie poszczególnych mięśni - przypadek chodu fizjologicznego**

Przedstawione wcześniej rozdzielanie wypadkowego działania mięśni obsługujących dany stopień swobody na odrębny wkład agonistów i antagonistów pozwoliło uzyskać ważne informacje, które w wartościach wypadkowych nie są widoczne. Kolejnym krokiem uszczegółowienia informacji o przyczynach obserwowanego ruchu jest wyodrębnienie działania poszczególnych mięśni. Uzyskane na drodze optymalizacji pobudzenia mięśniowe zostały wykorzystane do przygotowania wykresów momentów sił (Ryc. 4.4) oraz mocy (Ryc. 4.5) generowanych przez poszczególne mięśnie w każdym z analizowanych stopni swobody. Takie zestawienie wykresów wszystkich analizowanych mięśni pozwala na szybką ocenę, które mięśnie, i w których fazach były najbardziej zaangażowane w wykonywanie zadań względem poszczególnych osi stawowych.

W płaszczyźnie strzałkowej w stawie skokowym zdecydowanie największe wartości momentów sił i mocy zaobserwowano dla mięśnia SOL, wyróżnił się także GAm. W stawie kolanowym w początkowych fazach cyklu wyróżniły się mięśnie z grupy VASTI (szczególnie VI), następnie GAm, a pod koniec fazy podporowej RF (generujący dużą ujemną moc). W stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej na początku i na końcu cyklu chodu wyróżnił się przede wszystkim SM (generujący najpierw ujemną, a następnie dodatnią moc po postawieniu kończyny i dodatnią przed jej kolejnym postawieniem). Natomiast pod koniec fazy podporowej wyraźnie najbardziej zaangażowane były generujące dodatni moment siły w stawie biodrowym mięśnie GMEDa i RF. Działanie tych dwóch mięśni było również najbardziej widoczne w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym, gdzie pełnią rolę odwodzicieli.

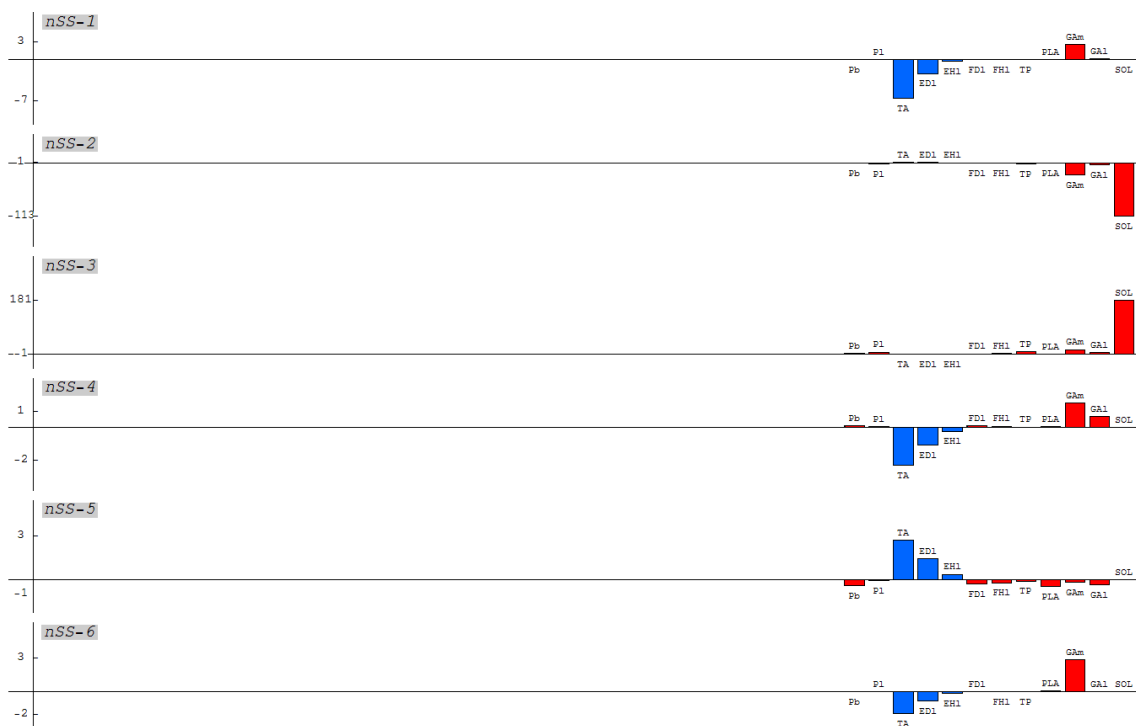


Ryc. 4.4. Wykresy momentów sił generowanych przez poszczególne mięśnie, w każdym z analizowanych stopni swobody w chodzie fizjologicznym



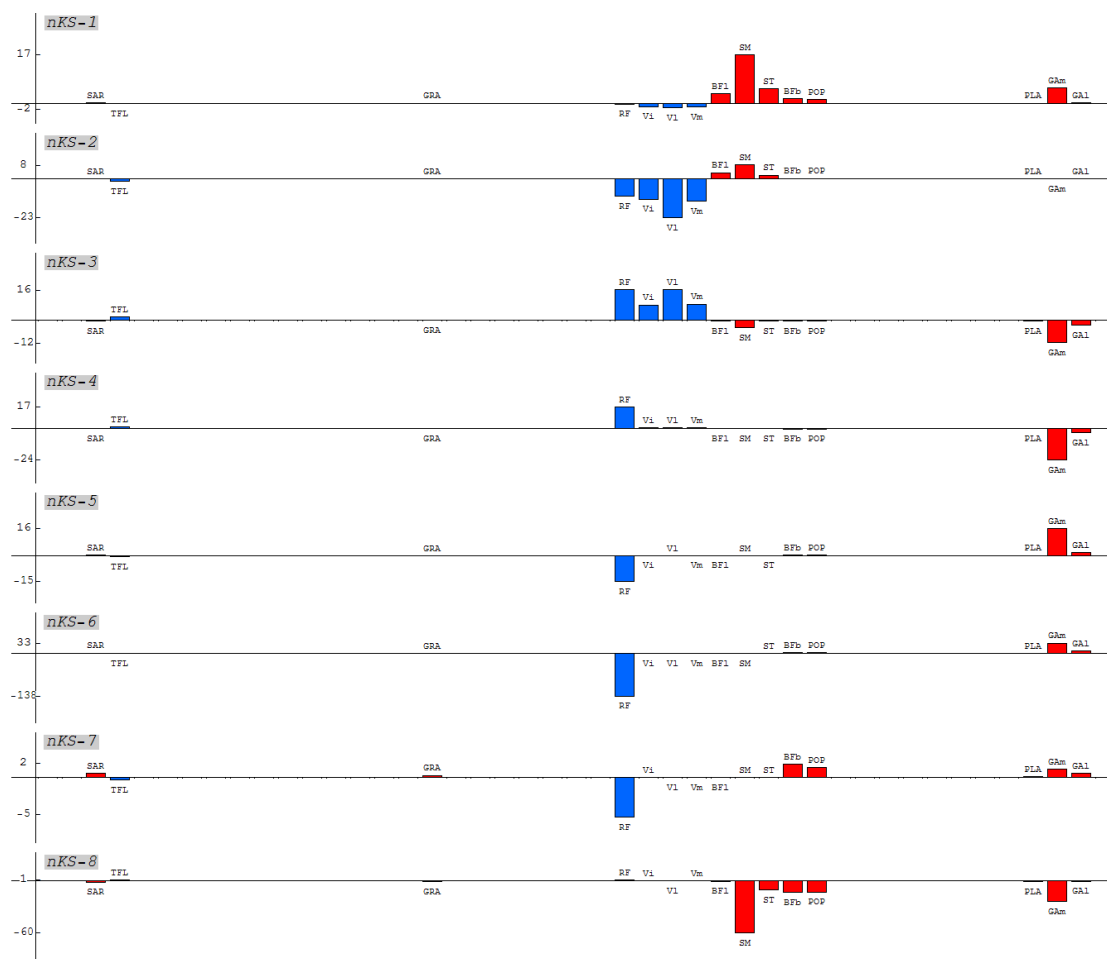
Ryc. 4.5. Wykresy mocy, generowanych przez poszczególne mięśnie, w każdym z analizowanych stopni swobody w chodzie fizjologicznym

Omówione wykresy momentów sił i mocy generowanych przez poszczególne mięśnie przedstawione zostały w jednakowej skali. Pozwoliło to na całościową ocenę i porównanie wszystkich mięśni. Jednak wartości momentów sił i mocy w niektórych fazach i stopniach swobody są znacznie mniejsze od tych pojawiających się w głównych fazach związanych z napędem lub amortyzacją i były słabo widoczne na wykresach obejmujących cały cykl chodu. Dlatego w celu dokładnej analizy zaangażowania poszczególnych mięśni przygotowano wykresy przedstawiające wartości pracy wykonywanej przez mięśnie w każdej z faz mocy w stawie skokowym (Ryc. 4.6), kolanowym (Ryc. 4.7), biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej (Ryc. 4.8) i biodrowym w płaszczyźnie czołowej (Ryc. 4.9). Wartości podano w przeliczeniu na kilogram masy ciała  $[\text{Jkg}^{-1}] \cdot 10^{-3}$ . W zestawieniu uwzględniono tylko te mięśnie, które obsługują dany stopień swobody. Wyniki te stanowiły podstawowe źródło informacji o działaniu mięśni i zostały wykorzystane do stworzenia szczegółowego opisu chodu przedstawionego w kolejnym podrozdziale. Utrzymano wcześniej wprowadzoną zasadę oznaczania kolorem czerwonym mięśni generujących moment dodatni, zaś kolorem niebieskim mięśni generujących moment ujemny.

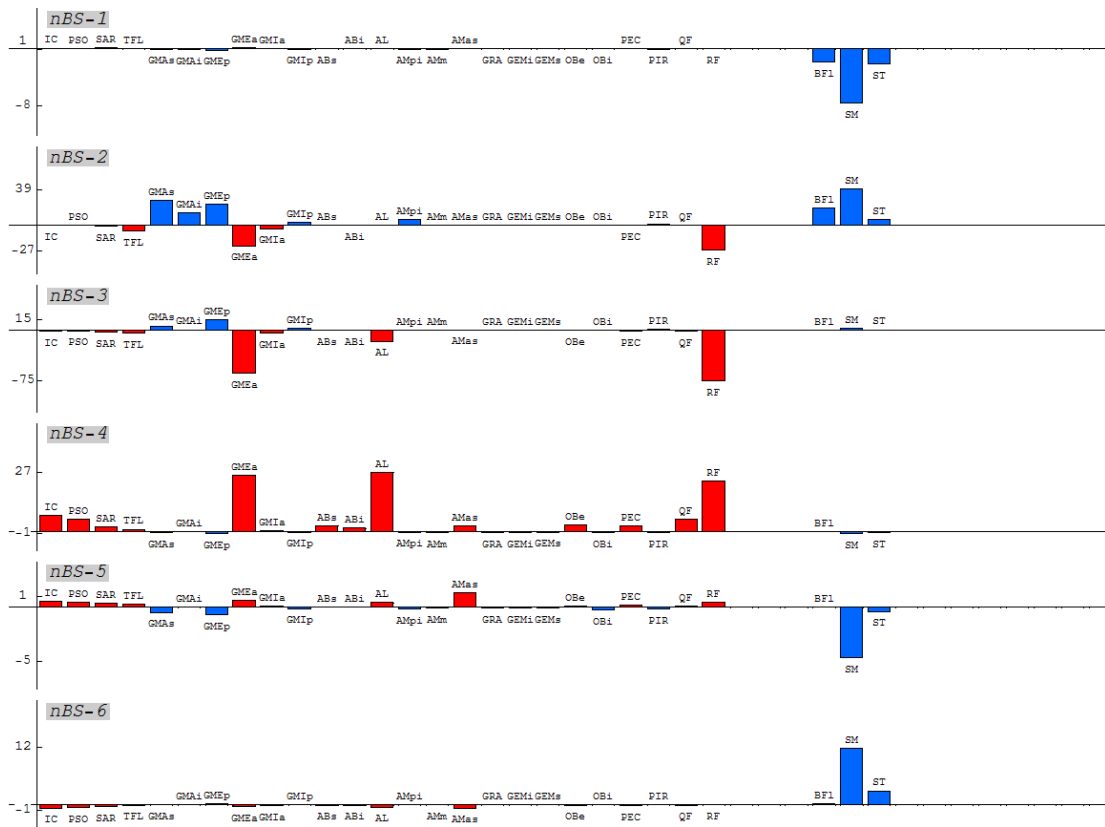


Ryc. 4.6. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie skokowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w  $[\text{Jkg}^{-1}] \cdot 10^{-3}$

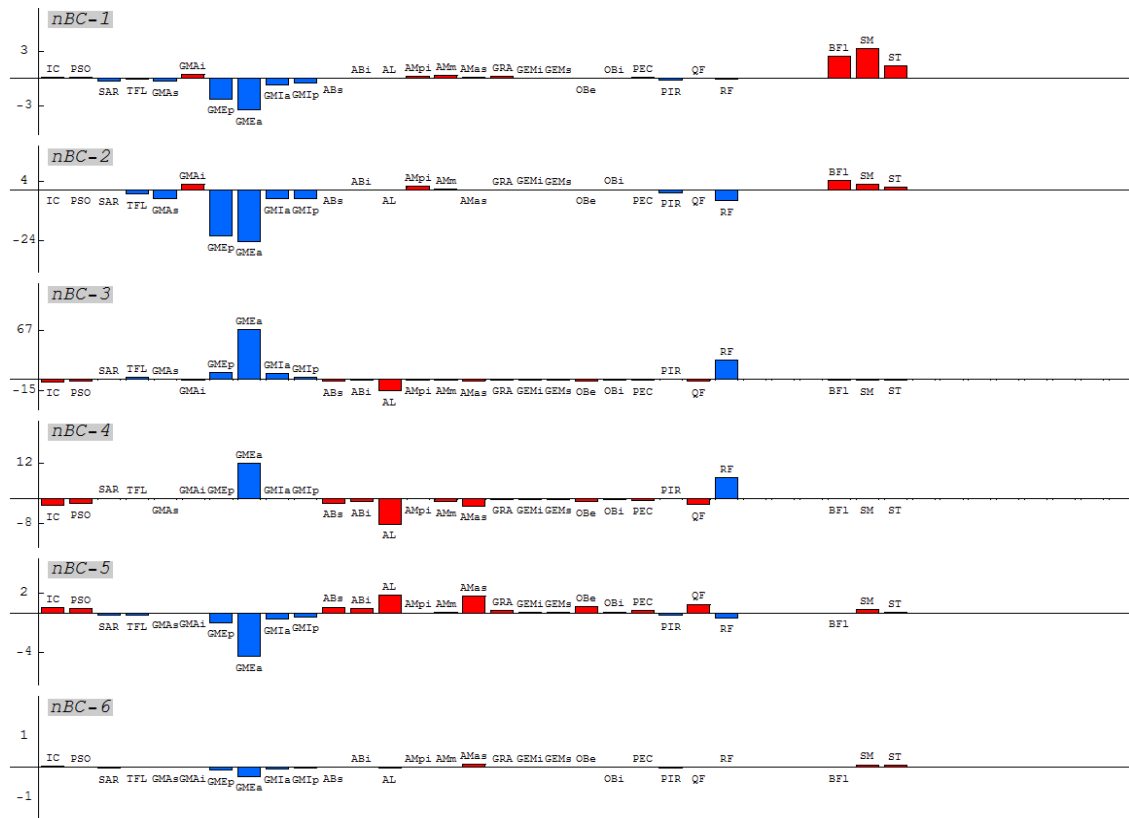




Ryc. 4.7. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie kolanowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w  $[Jkg^{-1}] * 10^{-3}$



Ryc. 4.8. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w  $[Jkg^{-1}] \cdot 10^{-3}$



Ryc. 4.9. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w  $[Jkg^{-1}] \cdot 10^{-3}$

### 4.1.3. Opis chodu fizjologicznego

W oparciu o dane przedstawione w poprzednich podrozdziałach przygotowano opis chodu fizjologicznego z wyodrębnieniem poszczególnych stopni swobody i faz mocy. W opisie położono szczególny nacisk na informacje niedostępne w standardowych raportach analizy chodu, dotyczące działania poszczególnych mięśni oraz grup agonistów i antagonistów.

#### Staw skokowy, płaszczyzna strzałkowa

- **nSS-1** - zginacze grzbietowe - głównie TA i ED1 (Ryc. 4.6) powstrzymują opadanie stopy po jej postawieniu na piętę. Następuje obrót kończyny względem osi przechodzącej przez piętę (heel rocker „przetoczenie przez piętę”). Faza ta odpowiada fazie loading response („odpowiedź na obciążenie”). Wyraźnie działają mięśnie antagonistyczne (zginacze podeszwowe - głównie GAm) stabilizując staw skokowy i wykonując pracę równą około 30% pracy zginaczy grzbietowych (Tabela 4.1)
- **nSS-2** - długo trwająca faza obejmująca większą część fazy podporowej. Rozpoczyna się po opadnięciu całej stopy na podłoże (*foot flat*). Zginacze podeszwowe kontrolują obrót ciała względem stawu skokowego (*ankle rocker*) wykonując ujemną pracę. Faza ta składa się z dwóch okresów oddzielonych zdarzeniem przejścia środka ciężkości nad osią obrotu w stawie skokowym. Wykresy mocy generowanych przez poszczególne mięśnie (Ryc. 4.5) wskazują, że w pierwszym z tych okresów niemal całą pracę wykonuje SOL, zaś w drugim okresie SOL jest wspierany przez GAm. W fazie nSS-2 mięśnie antagonistyczne niemal nie pracują - generowana przez nie średnia moc jest niewielka.
- **nSS-3** - główna faza napędowa. Średnia moc generowana przez mięśnie agonistyczne oraz wykonywana przez nie praca osiągają tu największe z obserwowanych wartości, odpowiednio: około  $1,2 \text{ Wkg}^{-1}$  i około  $0,22 \text{ Jkg}^{-1}$  (Tabela 4.2). Fazę poprzedza podniesienie pięty kończyny napędzającej. Kończyna obraca się względem osi przechodzącej przez stawy śródstopno-paliczkowe (*toe rocker*). Praca związana z napędzaniem ciała jest wykonywana przez zginacze podeszwowe (przede wszystkim SOL) (Ryc. 4.6).
- **nSS-4** - krótka faza występująca po podniesieniu kończyny. Zginacze grzbietowe (głównie TA i ED1) (Ryc. 4.6) hamują niepożądane podczas przenoszenia kończyny zginanie podeszwowe stopy, będące po pierwsze wynikiem napędzania stopy

w poprzedniej fazie, a po drugie wynikiem działania dwustawowego GA, który w tym czasie uczestniczy w zginaniu kończyny w stawie kolanowym.

- **nSS-5** - obejmuje większą część fazy przenoszenia kończyny. Stopa zgina się grzbietowo (przede wszystkim dzięki działaniu TA, ED1 i EHL) (Ryc. 4.6), umożliwiając bezpieczne przeniesienie kończyny.
- **nSS-6** - końcowa część fazy przenoszenia, w której kończyna przygotowywana jest do kontaktu z podłożem. Stopa nieznacznie opada przy jednoczesnym działaniu zginaczy grzbietowych i podeszwowych - mięśnie antagonistyczne współdziałają z agonistycznymi w zadaniu stabilizowania stawu skokowego wykonując niemal taką samą pracę (Tabela 4.1).

### **Staw kolanowy, płaszczyzna strzałkowa**

- **nKS-1** - krótka faza, w której zginacze (głównie SM, ST i BFL) (Ryc. 4.7), które hamowały prostowanie kończyny przed jej postawieniem, pracują nadal, zginając kończynę w stawie kolanowym i zapewniając bezpieczny kąt przed przyjęciem obciążenia. Mięśnie generują przy tym dość dużą moc (ok.  $0,5 \text{ Wkg}^{-1}$ ) (Tabela 4.1).
- **nKS-2** - amortyzacja w stawie kolanowym. Hamowanie zginania w stawie kolanowym i związanego z nim ruchu ciała w dół. Pracują przede wszystkim prostowniki kolana z grupy *Vasti* (głównie VI), ale także RF (Ryc. 4.7), generując przy tym dość dużą ujemną moc (ok.  $-0,5 \text{ Wkg}^{-1}$ ) (Tabela 4.1).
- **nKS-3** - prostowanie w stawie kolanowym mające na celu wprowadzenie ciała nad podpartą kończynę. Pracują nadal prostowniki z grupy *Vasti*, ale teraz przy większym współdziałaniu RF (Ryc. 4.7). W grupie antagonistów aktywny jest przede wszystkim GAm stabilizujący kolano i przygotowujący się do działania w kolejnej fazie.
- **nKS-4** - hamowanie dalszego prostowania w stawie kolanowym (głównie przez GAm) (Ryc. 4.7) po przejściu środka ciężkości ciała nad stawem skokowym podpartej kończyny. Zarówno w tej, jak i w następnej fazie, obserwuje się silne współdziałanie mięśni antagonistycznych (tu głównie RF) prowadzące do ustabilizowania kolana.
- **nKS-5** - bardzo krótka faza, w której rozpoczyna się zginanie w stawie kolanowym zapewniające właściwy kąt początkowy przed fazą napędową w stawie skokowym. Zarówno zginacze (GAm), jak i prostowniki (RF) generują tu zbliżone co do wartości momenty sił (z niewielką przewagą zginaczy), w efekcie stabilizując kolano.

- **nKS-6** - trwa zginanie kończyny w stawie kolanowym prowadzące do jej skrócenia umożliwiającego bezpieczne przeniesienie. Pracują przede wszystkim prostowniki (niemal wyłącznie RF) kontrolując proces zginania oraz usztywniając staw kolanowy umożliwiając przeniesienie napędu generowanego w tym czasie w stawie skokowym (faza nSS-3). Prostowniki generują przy tym dosyć dużą ujemną moc (ok.  $-0.65 \text{ Wkg}^{-1}$ ).
- **nKS-7** - kończyna zgina się w stawie kolanowym dochodząc do największego kąta zgięcia. Proces ten odbywa się przede wszystkim dzięki działaniu mięśni w stawie biodrowym (nBS-4) przy bardzo małej aktywności mięśni obsługujących staw kolanowy.
- **nKS-8** - zachodzi szybkie prostowanie kończyny w stawie kolanowym przed jej postawieniem. Ruch ten jest hamowany przez mocno działające zginacze stawu kolanowego (głównie SM). Faza ta odpowiada fazom *Mid Swing* i *Terminal Swing* i rozpoczyna się po tym jak kończyna przenoszona minie kończynę podpartą.

#### **Staw biodrowy płaszczyzna strzałkowa**

- **nBS-1** - krótka faza na początku cyklu, w której prostowniki stawu biodrowego (głównie SM, ale też ST i BFl) powstrzymują opadanie ciała po postawieniu kończyny.
- **nBS-2** - prostowniki stawu biodrowego (głównie SM i GMAX) uczestniczą we wprowadzaniu ciała nad opartą kończynę generując przy tym dużą moc (około  $0,6 \text{ Wkg}^{-1}$ ). Zwiększenie zapotrzebowania na moc agonistów wynika z konieczności zrównoważenia działania mięśni antagonistycznych (szczególnie GMEDa i RF), które w fazie tej generują dość dużą ujemną moc (ok.  $-0,25 \text{ Wkg}^{-1}$ ). Aktywność antagonistów wiąże się tu z ich przygotowaniem do zadań wykonywanych w następnej fazie oraz zadaniami wykonywanymi przez nie w tym czasie względem innych stopni swobody - GMEDa pracuje jako odwodziciel stawu biodrowego, zaś RF jako prostownik stawu kolanowego.
- **nBS-3** - zginacze (przede wszystkim RF i GMEDa) hamują prostowanie w stawie biodrowym po przejściu środka ciężkości ciała przed opartą kończynę.
- **nBS-4** - zginanie kończyny w stawie biodrowym w celu jej skrócenia i podniesienia tak, by zapewnić bezpieczne jej przeniesienie. Faza obejmuje końcowy okres fazy

podporowej i początkowy okres fazy przenoszenia. Pracują zginacze stawu biodrowego, przede wszystkim GMEDa, RF i AL.

- **nBS-5** - krótka faza, w której prostowniki (głównie SM), działając z niewielką mocą, wyhamowują (przy współdziałaniu siły ciężkości) zginanie kończyny w stawie biodrowym związane z jej wymachem do przodu.
- **nBS-6** - nieznaczne prostowanie w stawie biodrowym poprzedzające kontakt kończyny z podłożem. Pracują prostowniki (przede wszystkim SM, ale też ST) generując stosunkowo niewielką moc (nadal współdziałając z siłą ciężkości).

### **Staw biodrowy płaszczyzna czołowa**

- **nBC-1** - krótka faza, w której kończyna jest lekko przywiedziona i usztywniana w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej, przed przyjęciem pełnego obciążenia. Z podobną mocą pracują zarówno przywodziciele (SM, BFl i ST) jak i odwodziciele (GMED i GMIN), zapewniając odpowiednią stabilizację stawu.
- **nBC-2** - ciało przemieszcza się w płaszczyźnie czołowej w kierunku w bok na zewnątrz. Następuje hamowanie ruchu przez odwodziciele (głównie GMED). Mięśnie generują przy tym dość dużą ujemną moc (ok.  $-0,5 \text{ Wkg}^{-1}$ ).
- **nBC-3** - najdłuższa z faz wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, obejmuje większą część fazy podporowej. Zmienia się kierunek ruchu środka ciężkości ciała, tym razem ruch odbywa się w bok do wewnątrz - w stronę kończyny kontralateralnej, która jako następna przejmuje obciążenie. Pracują odwodziciele - głównie GMEDa.
- **nBC-4** - faza obejmująca okresy na krótko przed i po podniesieniu kończyny. Zadaniem mięśni jest ustabilizowanie stawu po odciążeniu kończyny. Współdziałają przywodziciele (AL) i odwodziciele (GMEDa i RF) generując moce o podobnych wartościach.
- **nBC-5** - następuje przywiedzenie kończyny w czasie jej przenoszenia, przy niewielkim zaangażowaniu mięśni pełniących tu rolę stabilizującą.
- **nBC-6** - krótka faza poprzedzająca postawienie kończyny. Ruch w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym właściwie nie występuje, stąd wartości mocy generowanych przez mięśnie są bliskie zera. Wykresy momentów sił wskazują jednak na działanie mięśni mające na celu usztywnienie stawu przed postawieniem kończyny.

## **4.2. Analiza chodu dla przykładowego przypadku patologicznego *DiSeSp* – *Diplegia Severe Spasticity* (diplegia z ciężką spastycznością)**

W poprzednim rozdziale zaprezentowano wyniki uzyskane za pomocą metod optymalizacji dla przypadku fizjologicznego oraz wykorzystano je do stworzenia opisu chodu zawierającego informacje, które nie pojawiają się w standardowych raportach analizy chodu. W niniejszym rozdziale przedstawiono wyniki uzyskane dla przykładowego przypadku chodu patologicznego *DiSeSp* – *Diplegia Severe Spasticity* (diplegia z ciężką spastycznością), dla kończyny lewej. Na końcu rozdziału przedstawiono sporządzony na podstawie tych wyników opis chodu patologicznego.

Dla poszczególnych stopni swobody dla których przeprowadzono obliczenia przyjęto następujące oznaczenia:

*pSS* – chód patologiczny, obrót w stawie skokowym, w płaszczyźnie strzałkowej,

*pKS* – chód patologiczny, obrót w stawie kolanowym, w płaszczyźnie strzałkowej

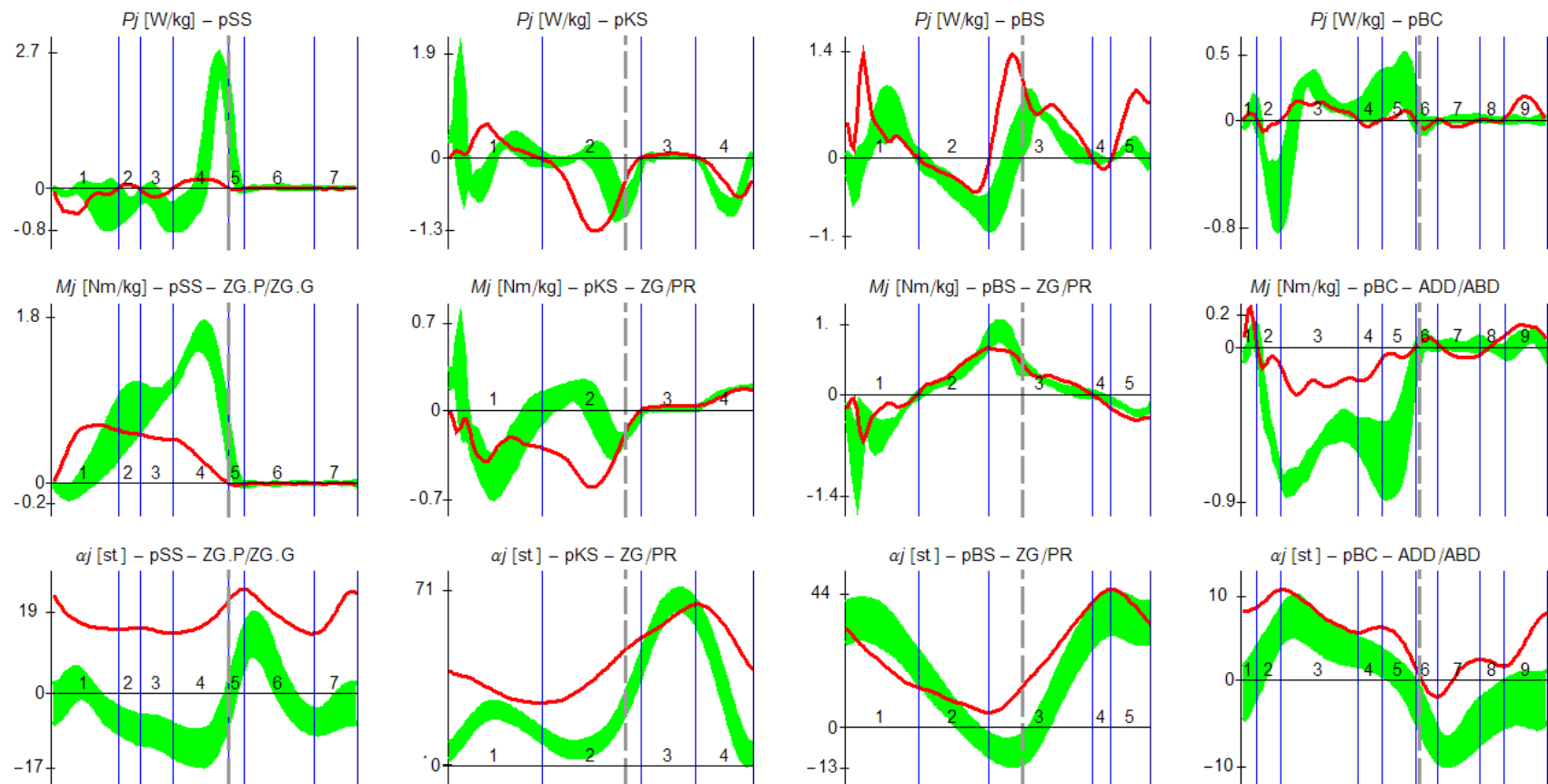
*pBS* – chód patologiczny, obrót w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej,

*pBC* – chód patologiczny, obrót w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej.

### **4.2.1. Uzupelnienie danych standardowo obecnych w protokołach analizy chodu o działanie agonistów i antagonistów oraz podział na fazy mocy**

Zestawienie wyników uwzględnianych standardowo w raportach analizy chodu przedstawiono na rycinie (Ryc. 4.10). Rycina przedstawia przebiegi zmian kątów oraz wypadkowych momentów sił i mocy dla czterech stopni swobody. Wykresy uzyskane dla badanego przypadku przedstawiono na tle wstęgi normy dla chodu fizjologicznego. Ponadto podobnie jak miało to miejsce dla przypadku chodu fizjologicznego, cykl chodu podzielono na fazy mocy wyodrębnione na rysunkach za pomocą linii pionowych.





kolor czerwony – przypadek patologiczny, kolor zielony – wstęga zmienności wyników w populacji osób zdrowych (2SD)

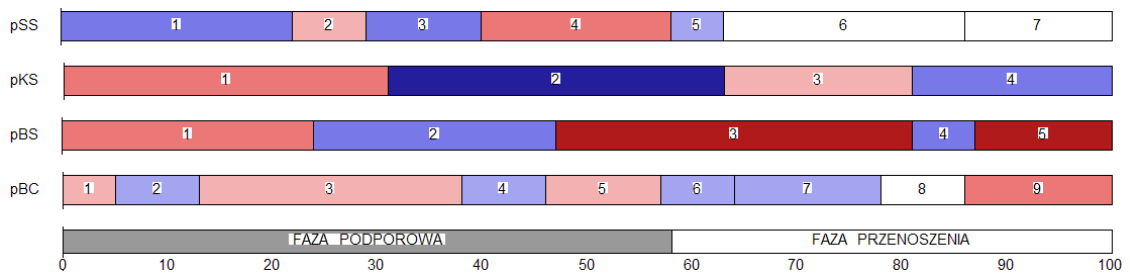
Ryc. 4.10. Zestawienie wykresów kątów ( $\alpha_j$ ), standaryzowanych względem masy ciała momentów sił ( $M_j$ ) i mocy ( $P_j$ ) dla czterech stopni swobody, uzyskanych dla przypadku patologicznego, przedstawionych na tle wstęgi zmienności wyników osób zdrowych

Przedstawione na wykresach wyniki wykazują znaczne odstępstwa od chodu fizjologicznego. Moce generowane w stawie skokowym są znacznie niższe i mają inny charakter przebiegu. W szczególności na początku cyklu pojawia się nie występujące w chodzie fizjologicznym generowanie ujemnej mocy i największy dla tego stopnia swobody moment siły zginaczy podszwowych. Jest to konsekwencją stawiania kończyny na palce, w znacznym zgięciu podszwowym. Kolejną konsekwencją utrzymującego się w całym cyklu zgięcia podszwowego jest upośledzenie generowania w tym stawie mocy związanej z napędem ciała na końcu fazy podporowej.

Także w stawie kolanowym wyraźne są odstępstwa od normy występujące w całym cyklu chodu. Kończyna stawiana jest ze znacznym zgięciem z stawie kolanowym i od razu ulega prostowaniu. Nie obserwuje się w związku z tym amortyzacji w stawie kolanowym i związanej z nią ujemnej mocy. Generowana moc jest od razu dodatnia i pochodzi od prostowników stawu kolanowego. Z kolei w drugiej części fazy podporowej prostowniki generują znacznie większą niż w chodzie fizjologicznym moc ujemną hamując zginanie w stawie kolanowym.

W stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej charakter zmienności przebiegów przedstawionych na wykresach jest najbardziej zbliżony do obserwowanego w chodzie fizjologicznym. Wartości generowanych mocy są natomiast większe niż w chodzie fizjologicznym, co stanowi wyraźny kontrast w zestawieniu z wykresami uzyskanymi dla stawu skokowego i wynika z potrzeby skompensowania deficytów mocy w stawie skokowym i zapewnienia napędu wystarczającego do kontynuowania lokomocji. W płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym kończyna pozostaje przez niemal cały czas cyklu przywiedziona, co ma wyraźny wpływ na zmniejszone zapotrzebowanie na generowanie momentów sił i mocy dla tego stopnia swobody.

Określone dla każdego ze stopni swobody fazy mocy dodatniej i ujemnej zaprezentowano w postaci diagramu fazowego (Ryc. 4.11).



kolor czerwony - fazy mocy dodatniej, kolor niebieski - fazy mocy ujemnej,  
intensywność kolorów jest proporcjonalna do średniej wartości mocy w danej fazie

Ryc. 4.11. Podział cyklu chodu na fazy mocy, dla każdego z analizowanych stopni swobody

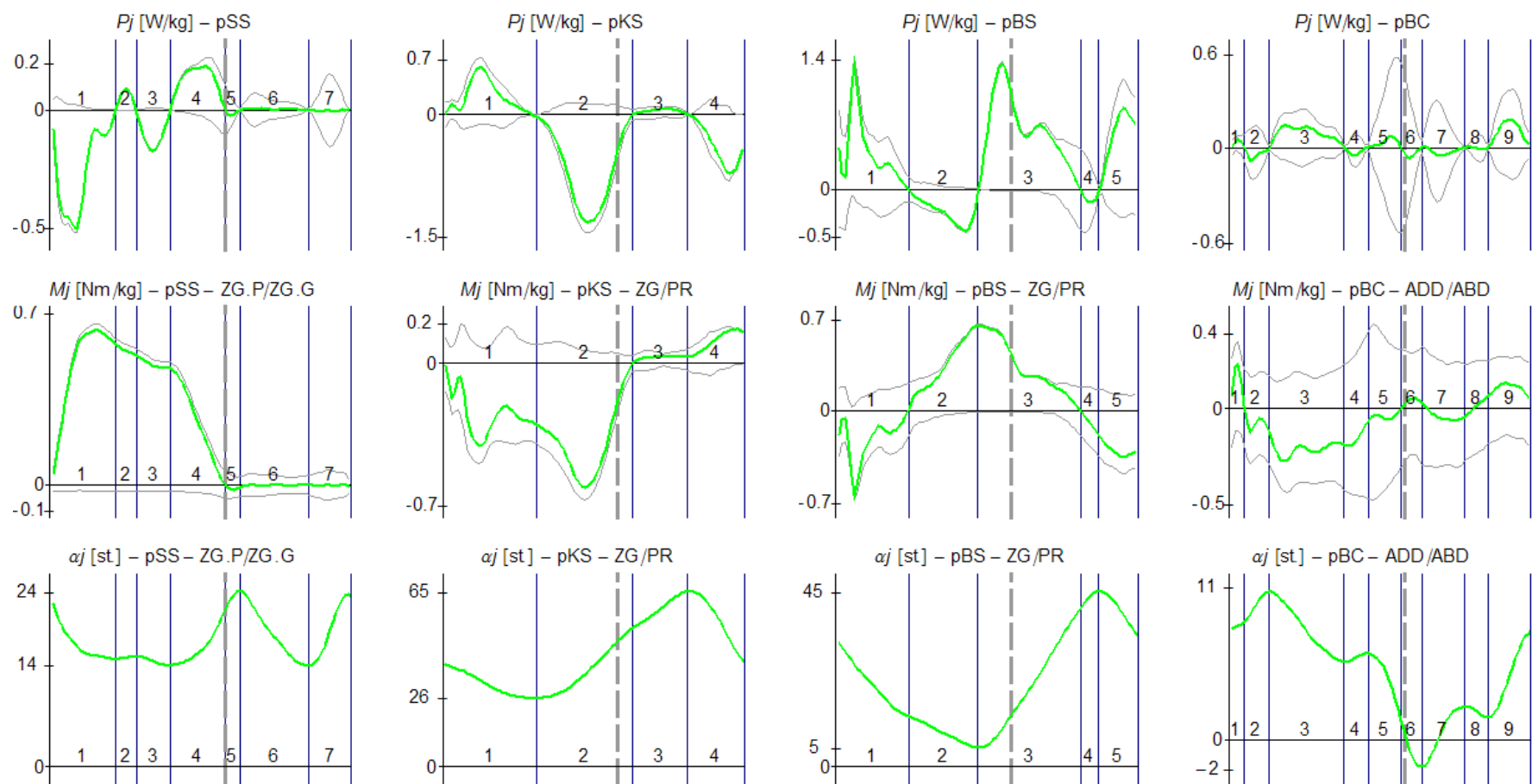
Diagram faz mocy dla opisywanego przypadku wskazuje iż największa moc generowana jest w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej, co stanowi wspomnianą wcześniej kompensację dla zmniejszenia mocy generowanej w stawie skokowym. Natomiast największe hamowanie ruchu i związane z nim generowanie ujemnej mocy zachodzi w drugiej części fazy podporowej w stawie kolanowym.

Podobnie jak poprzednio dla przypadku chodu fizjologicznego, tak i w tym rozdziale do opracowania opisu chodu patologicznego, wykorzystano informacje o działaniu grup mięśni agonistów i antagonistów.

W celu oceny zaangażowania agonistów i antagonistów w poszczególnych fazach chodu przygotowano zestawienie wykresów zmian kątowych oraz momentów sił i mocy generowanych przez agonistów, antagonistów i wypadkowych (Ryc. 4.12).

Wykresy mocy i momentów sił sporządzone dla stawu skokowego pozwoliły zaobserwować niemal jednakowe zaangażowanie agonistów i antagonistów w fazach związanych z przenoszeniem kończyny  $pSS-5,6,7$ ; a co za tym idzie obserwowany wypadkowy moment siły w tym stawie był bliski zera. Oznacza to, że analiza jedynie momentu wypadkowego prowadziłaby do błędnych wniosków o braku aktywności mięśni obsługujących staw skokowy w tych fazach.

W stawie kolanowym działanie antagonistów zaobserwowano w czasie całego cyklu chodu. W fazie podporowej rolę antagonistów pełnią zginacze kolana, a w fazie przenoszenia, prostowniki.



szara obwiednia – krzywe przebiegów agonistów i antagonistów, wyróżnione liniami pionowymi – numerowane fazy mocy, pionowa linia przerywana - rozpoczęcie fazy przenoszenia kończyny

Ryc. 4.12. Zestawienie wykresów kątów ( $\alpha_j$ ) oraz standaryzowanych względem masy ciała momentów sił ( $M_j$ ) i mocy ( $P_j$ ) dla czterech stopni swobody, poszerzone o przebiegi agonistów i antagonistów, uzyskane dla przypadku patologicznego

W stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej działanie antagonistów było szczególnie nasilone w pierwszej części fazy podporowej – faza mocy *pBS-1* oraz w dwóch ostatnich fazach mocy w czasie przenoszenia kończyny przed jej postawieniem: *pBS-4,5*.

Obrót w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym, to stopień swobody w którym działanie antagonistów było najbardziej nasilone. Amplituda wykresów momentów sił i mocy agonistów oraz antagonistów we wszystkich fazach cyklu chodu znacznie przewyższyła dla tego stopnia swobody amplitudę wykresów uzyskanych dla momentów wypadkowych, dając zupełnie inny obraz działania mięśni.

W celu przeprowadzenia ilościowej oceny zaangażowania agonistów i antagonistów na tle wartości wypadkowych w poszczególnych fazach mocy, przygotowano zestawienie generowanych przez nie wartości: średniej pracy i średniej mocy wraz z wartościami wypadkowymi (Tabela 4.2).

Ponadto, wartości średniej mocy agonistów i antagonistów w poszczególnych fazach mocy przedstawiono również na wykresach (Ryc. 4.13). Podobnie jak poprzednio, dla przypadku chodu fizjologicznego, mięśnie generujące moment dodatni (zginacze podszwowe stawu skokowego, zginacze kolana, zginacze biodra i przywodziciele biodra) oznaczono kolorem czerwonym, natomiast kolorem niebieskim mięśnie generujące moment ujemny (zginacze grzbietowe, prostowniki kolana, prostowniki biodra i odwodziciele biodra).

W porównaniu z wartościami uzyskanymi wcześniej dla przypadku fizjologicznego, wartości mocy średniej generowanej w stawie skokowym są znacznie niższe. Najbardziej wyróżniającym się wynikiem jest działanie, pełniących tu rolę agonistów, zginaczy podszwowych, w początkowej fazie cyklu (*pSS-1*). Grupa ta generuje ujemną moc ( $-0,28 \text{ Wkg}^{-1}$ ) amortyzując kontakt z podłożem stawianej na palce stopy. Natomiast praca związana z momentem wypadkowym wykonana w fazie napędowej *nSS-4* wynosi  $20,2 \cdot 10^{-3} \text{ Jkg}^{-1}$ , co stanowi jedynie 9% pracy wykonanej w analogicznej fazie napędowej analizowanego poprzednio przypadku fizjologicznego. Wykresy słupkowe przedstawiające generowanie mocy w stawie skokowym (Ryc. 4.13B) obrazują ich niewielkie zaangażowanie w fazach występujących w czasie podporu kończyny *pSS-1,2,3,4*. Zaangażowanie to okazało się natomiast wyraźnie większe w fazach występujących w czasie przenoszenia *pSS-5,6,7*.

Tabela 4.2. Średnie wartości mocy i pracy agonistów, antagonistów oraz wypadkowych, w każdym z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla chodu patologicznego

MOC średnia WYPADKOWEGO w fazie [W/kg]

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
pSS	-0.26	0.05	-0.11	0.13	-0.01	0	0		
pKS	0.23	-0.67	0.05	-0.39					
pBS	0.41	-0.24	0.63	-0.1	0.6				
pBC	0.04	-0.04	0.09	-0.02	0.03	-0.04	-0.02	0	0.12

MOC średnia AGONistów w fazie [W/kg]

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
pSS	-0.28	0.06	-0.12	0.17	-0.07	0.04	-0.09		
pKS	0.34	-0.78	0.09	-0.48					
pBS	0.65	-0.29	0.72	-0.41	0.85				
pBC	0.09	-0.15	0.17	-0.08	0.38	-0.34	-0.19	-0.05	0.26

MOC średnia ANTAGONistów w fazie [W/kg]

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
pSS	0.02	-0.01	0.01	-0.04	0.06	-0.04	0.09		
pKS	-0.11	0.11	-0.04	0.09					
pBS	-0.24	0.04	-0.08	0.31	-0.24				
pBC	-0.05	0.11	-0.08	0.05	-0.34	0.31	0.17	0.05	-0.15

PRACA momentu WYPADKOWEGO w fazie [J/kg\*10<sup>-3</sup>]

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
pSS	-45.7	3.1	-10.3	20.2	-0.5	0.4	-0.3		
pKS	57.7	-180.4	7.1	-59.					
pBS	79.1	-47.2	180.8	-5.2	60.8				
pBC	1.3	-2.8	19.3	-1.7	3.1	-2.1	-2.9	-0.3	12.6

PRACA AGONistów w fazie [J/kg\*10<sup>-3</sup>]

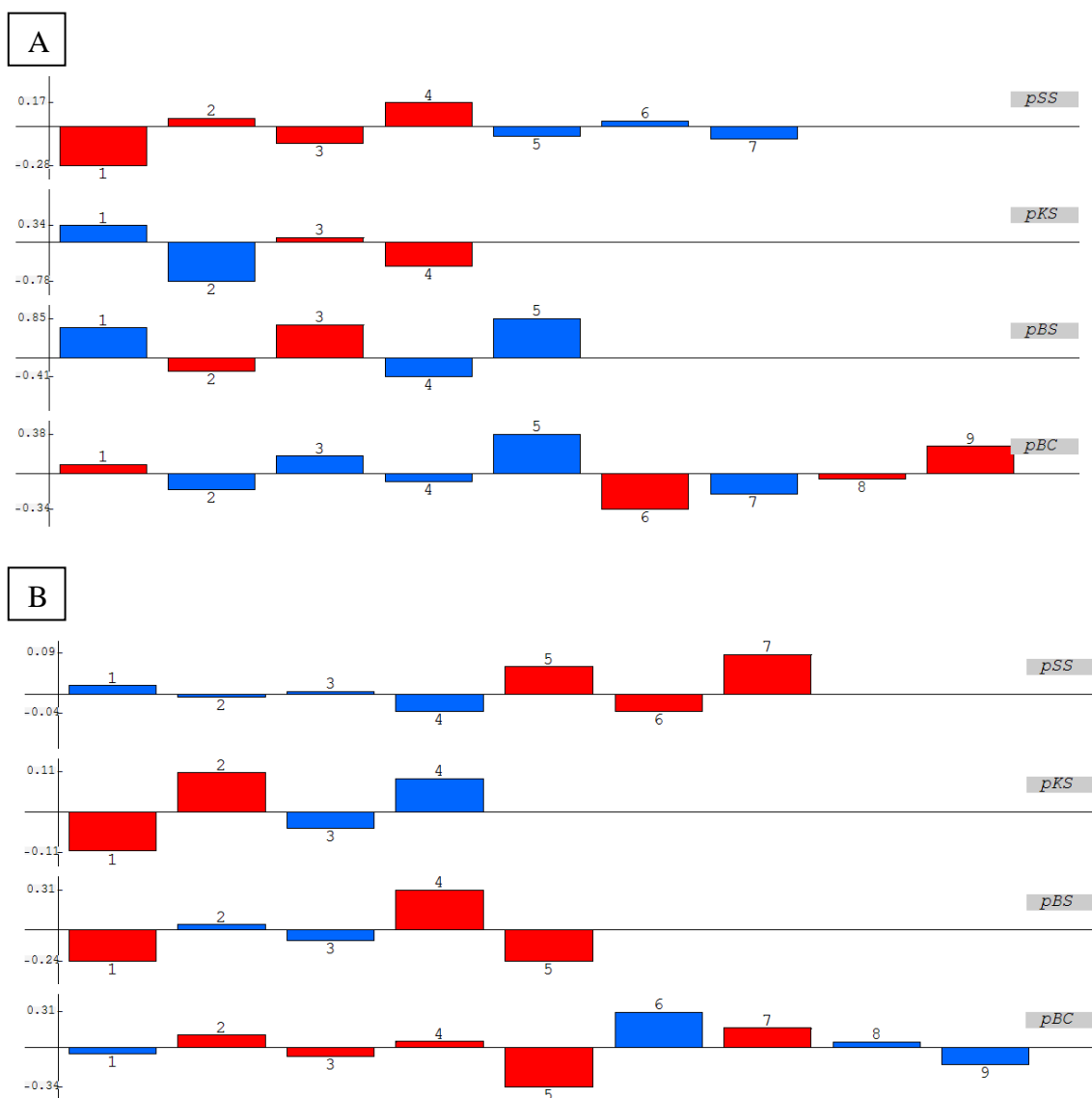
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
pSS	-49.	3.4	-10.8	25.7	-3.	7.4	-9.6		
pKS	84.5	-209.5	13.5	-72.9					
pBS	125.5	-55.4	204.7	-20.7	85.4				
pBC	3.	-10.1	35.1	-5.1	34.8	-20.1	-22.7	-3.6	28.7

PRACA ANTAGONistów w fazie [J/kg\*10<sup>-3</sup>]

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
pSS	3.3	-0.3	0.6	-5.5	2.5	-7.	9.3		
pKS	-26.8	29.1	-6.5	13.9					
pBS	-46.5	8.2	-23.9	15.4	-24.6				
pBC	-1.7	7.3	-15.8	3.5	-31.6	18.	19.8	3.3	-16.1

STOSUNEK prac antagonistów i agonistów w fazie [%]

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
pSS	7	9	5	21	82	95	97		
pKS	32	14	48	19					
pBS	37	15	12	75	29				
pBC	58	72	45	68	91	89	87	92	56



kolor czerwony – mięśnie generujące dodatni moment siły,  
kolor niebieski – mięśnie generujące ujemny moment siły

Ryc. 4.13. Średnie wartości mocy generowanych przez agonistów (A) i antagonistów (B) w każdej z faz, dla każdego z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w [Wkg-1]

W stawie kolanowym w czasie podporu w roli antagonistów występowały wyłącznie zginacze, najpierw generując ujemną moc w fazie *pKS-1* (-0,11 Wkg<sup>-1</sup>), a następnie moc dodatnią w fazie *pKS-2* (0,11 Wkg<sup>-1</sup>). Stanowiło to odpowiednio 32% i 14% zaangażowanie agonistów w tych fazach. Z kolei w czasie przenoszenia kończyny rolę antagonistów przejęły prostowniki również generując najpierw moc ujemną w fazie

*pKS-3* (-0,04 Wkg<sup>-1</sup>), a następnie dodatnią w fazie *pKS-4* (0,09 Wkg<sup>-1</sup>), co stanowiło odpowiednio 48% i 19% zaangażowanie agonistów.

W stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej w roli antagonistów występowały głównie prostowniki stabilizujące staw biodrowy w fazach poprzedzających postawienie kończyny *pBS-4,5* oraz w pierwszej fazie po jej postawieniu *pBS-1*. Generowały w tych fazach moce odpowiednio -0,24 Wkg<sup>-1</sup>, 0,31 Wkg<sup>-1</sup> i -0,24 Wkg<sup>-1</sup>, co stanowiło 75%, 29% i 37% pracy agonistów.

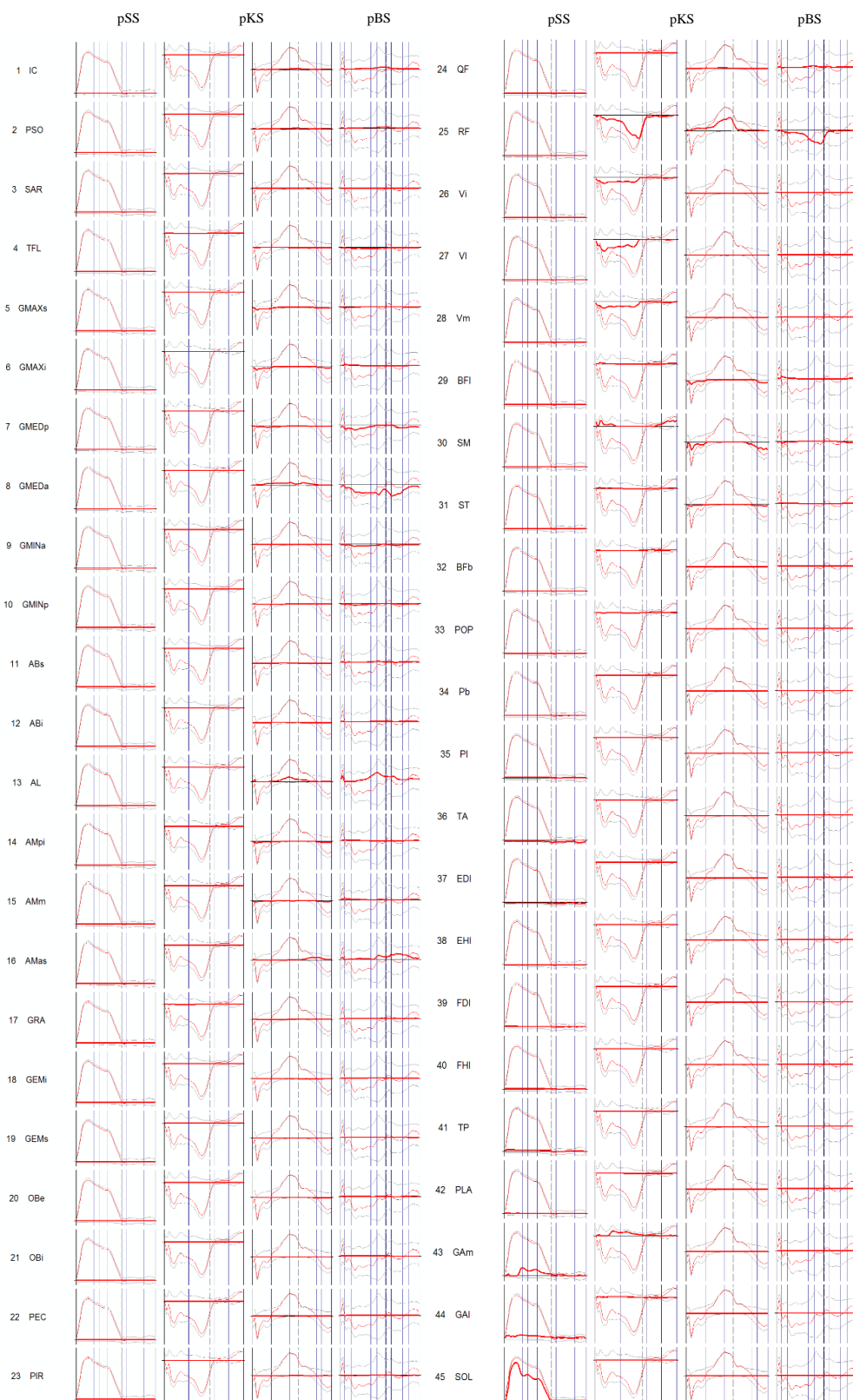
W płaszczyźnie czołowej, w stawie biodrowym jak już wspomniano wcześniej zaangażowanie antagonistów jest bardzo duże we wszystkich fazach. Stosunek wykonywanej przez nie pracy względem pracy agonistów wynosi od 45% w fazie *pBC-3* do aż 92% w fazie *pBC-8*.

#### **4.2.2. Zaangażowanie poszczególnych mięśni - przypadek chodu patologicznego**

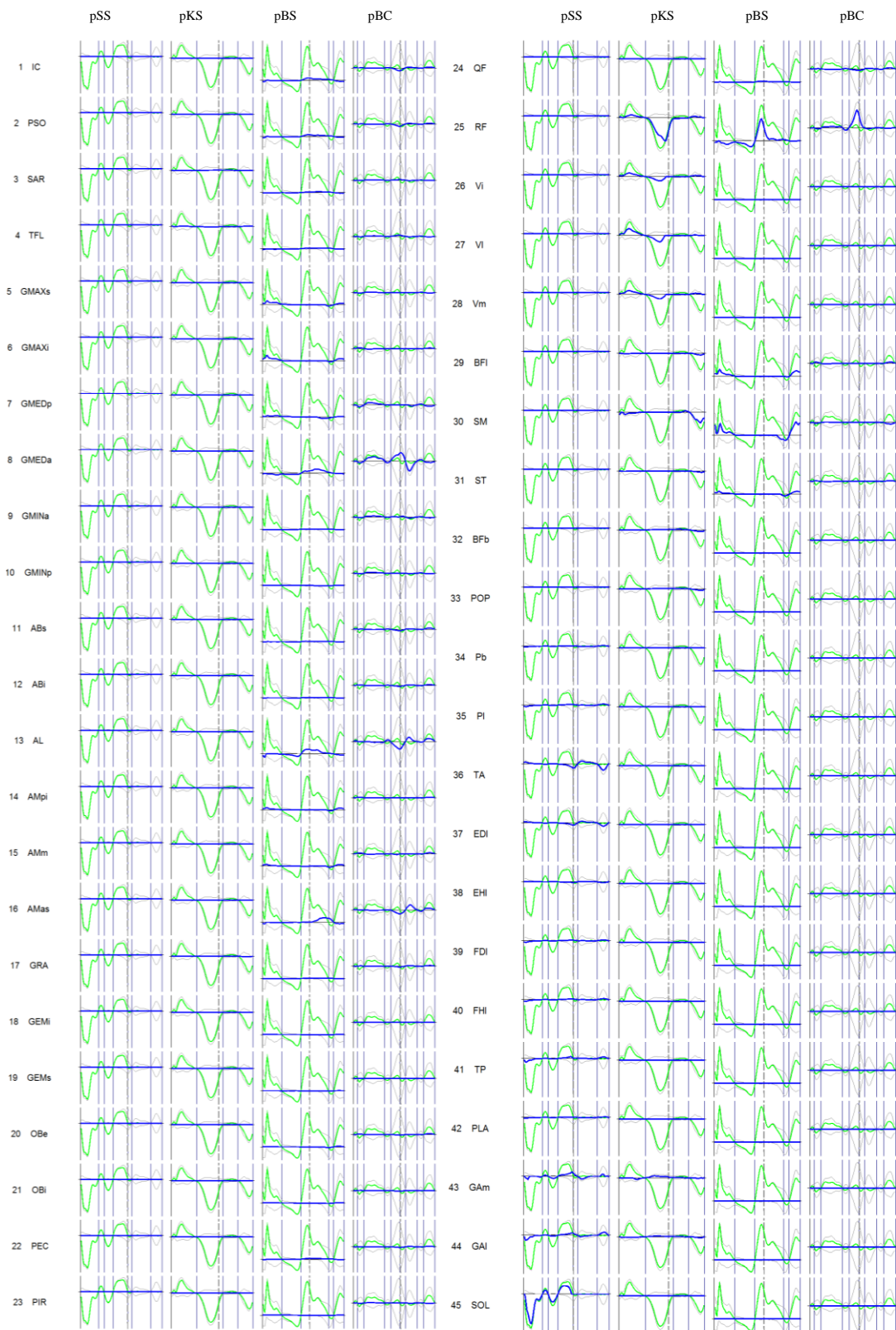
Podobnie jak wcześniej dla przypadku chodu fizjologicznego, także dla przypadku chodu patologicznego, oszacowane na drodze optymalizacji przebiegi zmian pobudzeń mięśniowych pozwoliły na obliczenie pochodzących od poszczególnych mięśni momentów sił i mocy. Wyniki obliczeń przedstawiono na zestawieniach wykresów (Ryc. 4.14) i (Ryc. 4.15). Zestawienia wykresów wszystkich analizowanych mięśni pozwoliły na określenie mięśni dających największy wkład w generowanie wypadkowych momentów sił i mocy w każdej z osi stawowych w poszczególnych fazach cyklu chodu.

W stawie skokowym, podobnie jak w przypadku chodu fizjologicznego, zdecydowanie największy wkład do wypadkowych momentu siły i mocy, pochodził od mięśnia SOL. Wyraźne, choć znacznie mniejsze i późniejsze niż w przypadku SOL było dla tej osi stawowej zaangażowanie mięśnia GAM. W stawie kolanowym po stronie prostowników na początku cyklu wyróżnił się VI, a następnie, w drugiej części fazy podporowej, aż do oderwania stopy od podłoża dominował RF. Po stronie zginaczy stawu kolanowego na początku i na końcu cyklu najbardziej widoczne było zaangażowanie SM, a w drugiej części fazy podporowej GAM. W stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej zadanie prostowania realizował przede wszystkim SM, natomiast najbardziej zaangażowanym zginaczem był RF. Działanie RF było także najbardziej wyraźne w płaszczyźnie czołowej stawu biodrowego, gdzie pełni on rolę odwodziciela. Natomiast wyraźnie mniejsze niż w przypadku fizjologicznym było zaangażowanie w odwodzenie mięśnia GMEDa.



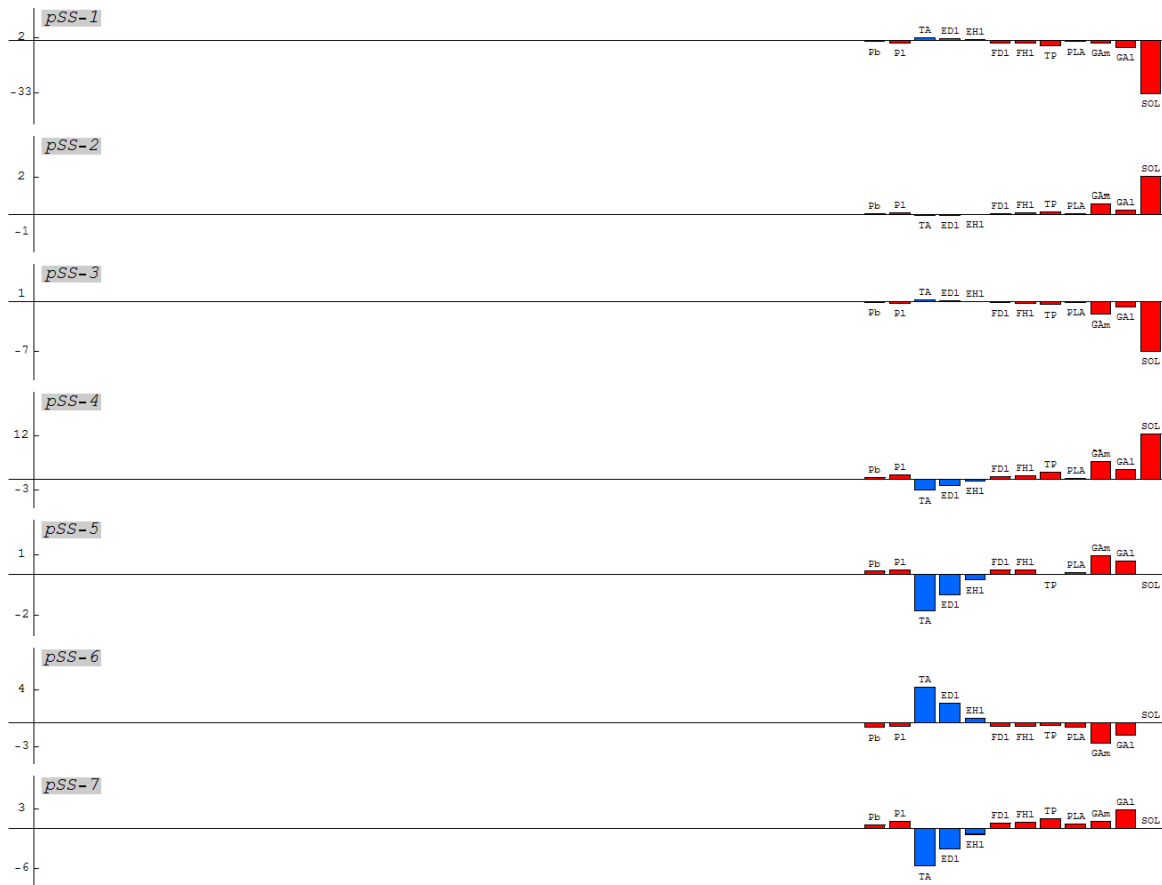


Ryc. 4.14. Wykresy momentów sił generowanych przez poszczególne mięśnie, w każdym z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego

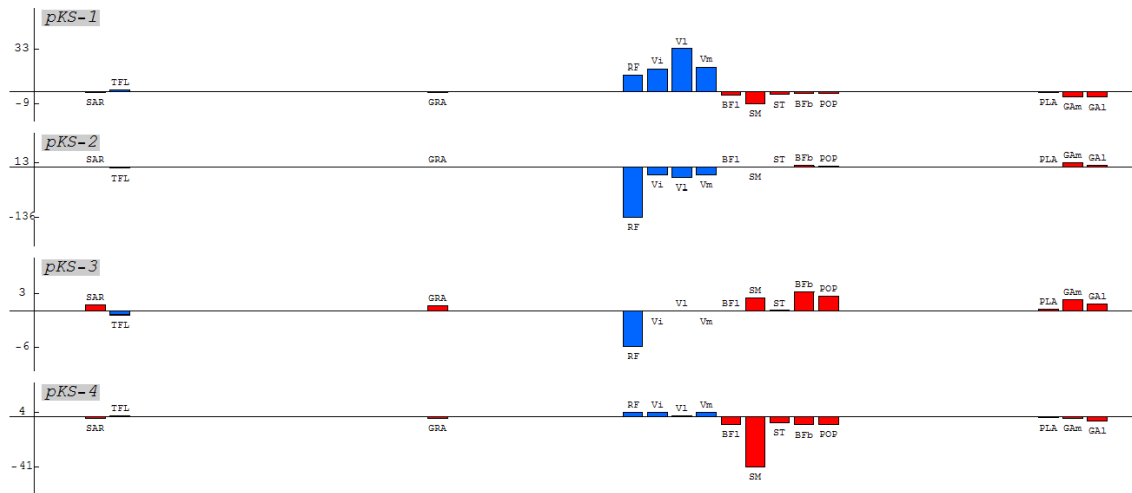


Ryc. 4.15. Wykresy mocy, generowanych przez poszczególne mięśnie, w każdym z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego

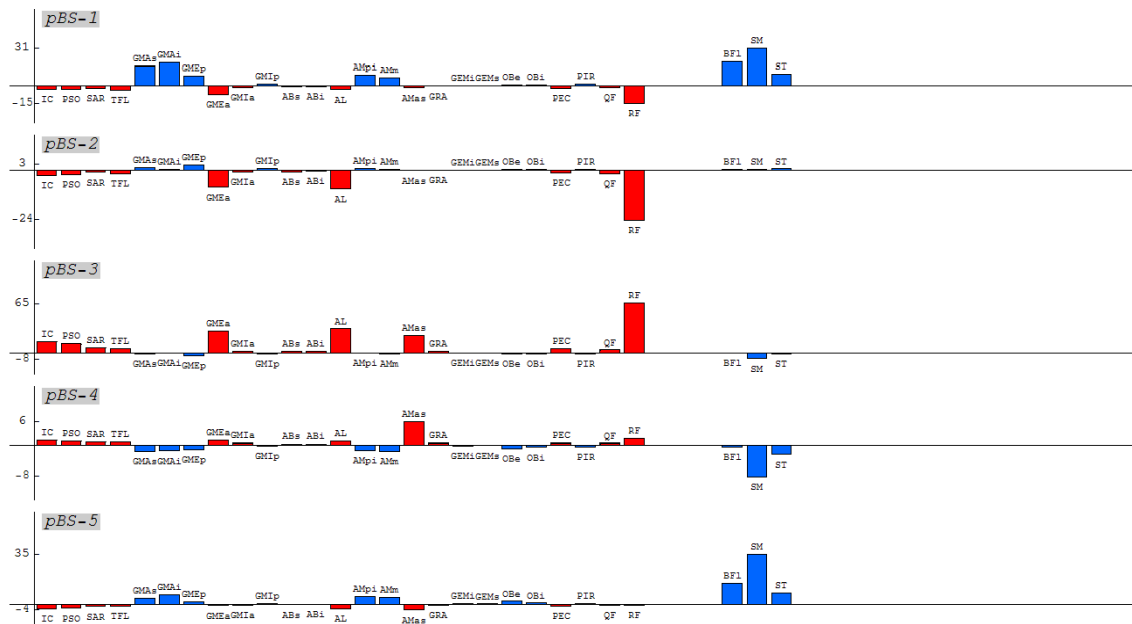
Celem dokładnej analizy zaangażowania poszczególnych mięśni, tak jak uczyniono to wcześniej dla przypadku chodu fizjologicznego, przygotowano wykresy pracy wykonywanej przez mięśnie w każdej z faz mocy dla stawów: skokowego (Ryc. 4.16), kolanowego (Ryc. 4.17), biodrowego i płaszczyzny strzałkowej (Ryc. 4.18) oraz biodrowego i płaszczyzny czołowej (Ryc. 4.19). Dla każdego stopnia swobody, w zestawieniu uwzględniono jedynie mięśnie, które go obsługują. Wyniki zostały podane w przeliczeniu na kg masy ciała  $[\text{Jkg}^{-1}] \cdot 10^{-3}$ . Uzyskane wyniki wykorzystano w szczegółowym opisie chodu przedstawionym w kolejnym podrozdziale. Kolorem czerwonym oznaczono mięśnie generujące moment dodatni, zaś kolorem niebieskim mięśnie generujące moment ujemny.



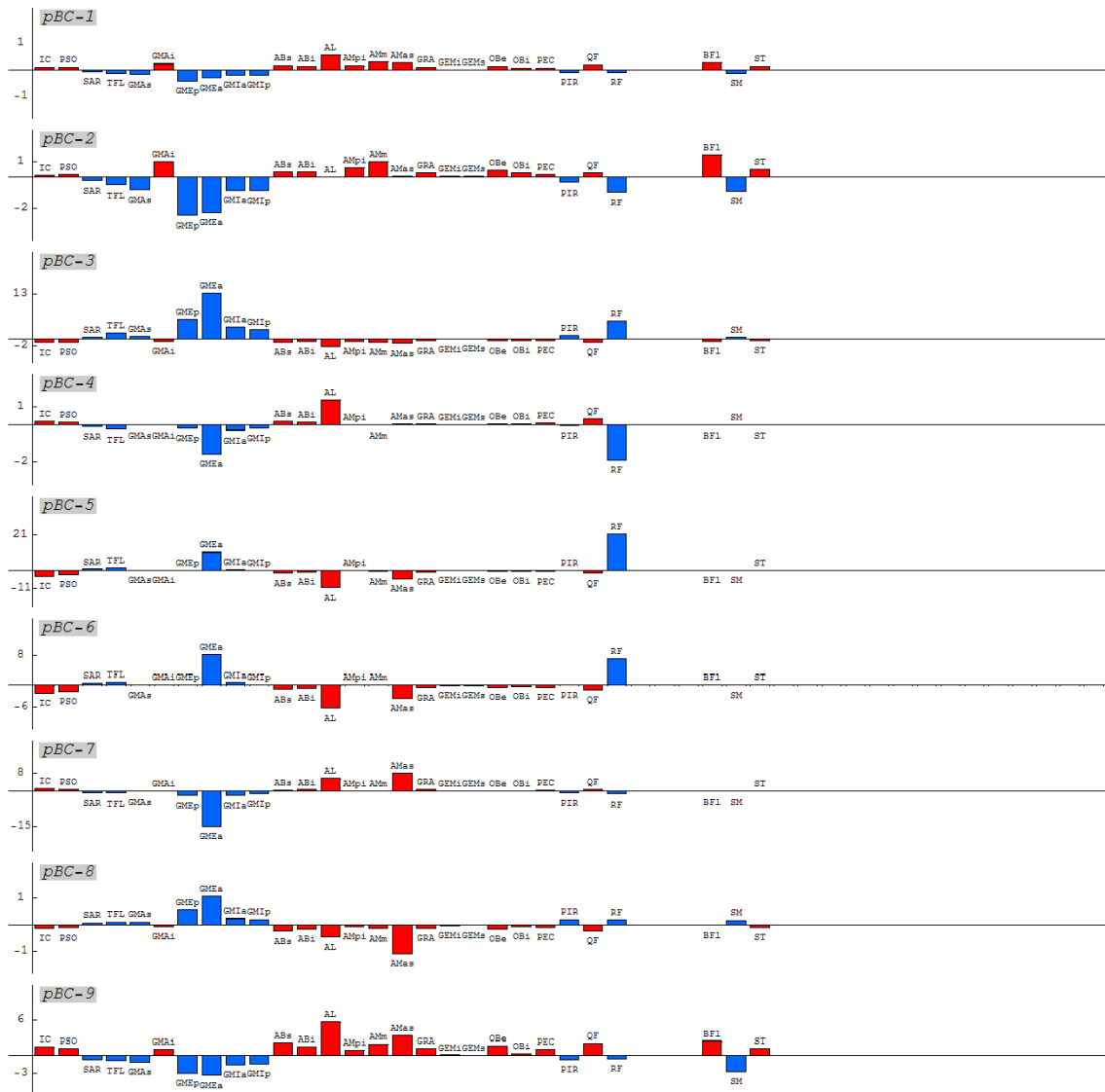
Ryc. 4.16. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie skokowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w  $[\text{Jkg}^{-1}] \cdot 10^{-3}$



Ryc. 4.17. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie kolanowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w  $[Jkg^{-1}] * 10^{-3}$



Ryc. 4.18. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w  $[Jkg^{-1}] * 10^{-3}$



Ryc. 4.19. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w  $[Jkg^{-1}] * 10^{-3}$

#### 4.2.3. Opis przypadku chodu patologicznego w oparciu o uzyskane dane

##### Staw skokowy, płaszczyzna strzałkowa

- **pSS-1** - ponieważ stopa stawiana jest na palce w silnym zgięciu podszwawym, nie występuje obecna w chodzie normalnym faza nSS-1, w której stopa opada po postawieniu na piętę. Faza pSS-1 ma charakter fazy amortyzacji i zastępuje występującą w chodzie normalnym amortyzację w stawie kolanowym (nKS-2). Niemal całą związaną z amortyzacją ujemną pracę wykonuje SOL. Pod wpływem obciążenia dochodzi do niewielkiego zmniejszenia - utrzymującego się w czasie całego cyklu - bardzo dużego zgięcia podszwawego stopy.
- **pSS-2 i pSS-3** - dwie krótkie fazy obejmujące okres przechodzenia ciała nad postawioną kończyną. Zginacze podszwawo (przede wszystkim SOL) utrzymują stopę kończyny w silnym zgięciu - kąt w stawie skokowym pozostaje prawie bez zmian.
- **pSS-4** - faza napędowa, odpowiednik fazy nSS-3. Porównanie z normą wykazuje niemal zanik funkcji napędowej mięśni obsługujących staw skokowy. Średnia wartość względna mocy generowanej w tej fazie przez zginacze podszwawo wynosi 0,17 Wkg<sup>-1</sup> i jest ponad 7-krotnie niższa niż w odpowiedniej fazie chodu fizjologicznego. Stopa jeszcze bardziej zgina się podszwawo, głównie pod wpływem działania SOL i GA.
- **pSS-5** - krótka faza występująca po podniesieniu kończyny (odpowiednik fazy nSS-4). Zginacze grzbietowe (głównie TA, EDI i EHI) hamują dalsze zginanie podszwawo stopy przed przeniesieniem. Mięśnie te muszą ponadto zrównoważyć moment siły mięśni antagonistycznych (głównie GA) - stosunek wartości pracy antagonistów i agonistów w tej fazie wynosi ponad 80%.
- **pSS-6** - odpowiednik fazy nSS-5. Obejmuje większą część fazy przenoszenia kończyny. Stopa nieznacznie zgina się grzbietowo (przede wszystkim dzięki działaniu TA, EDI i EHI), podnosząc nieco bezpieczeństwo przeniesienia kończyny. Moment siły generowany przez zginacze grzbietowe jest jednak zbyt mały aby ustawić stopę w położeniu uzyskiwanym w chodzie normalnym. Stopa pozostaje więc silnie zgięta podszwawo, co grozi jej zahaczeniem o podłoże.
- **pSS-7** - końcowa część fazy przenoszenia (odpowiednik fazy nSS-6). Zgięcie podszwawo stopy ponownie wzrasta skutkując postawieniem kończyny na palce na początku kolejnego cyklu.

### Staw kolanowy, płaszczyzna strzałkowa

- **pKS-1** - stawiana kończyna jest w znacznym zgięciu w stawie kolanowym (przewyższającym nawet fizjologiczne zgięcie kolana w fazie amortyzacji). Nie występują w związku z tym fazy: przygotowawcza (odpowiednik nKS-1) i amortyzacji (odpowiednik nKS-2). Na początku fazy pKS-1 występuje krótki okres stabilizowania stawu (zginacze i prostowniki generują momenty sił o zbliżonych wartościach). Następnie prostowniki z grupy Vasti (głównie V1), ale także RF doprowadzają do zmniejszenia zgięcia w kolanie, współuczestnicząc we wprowadzaniu środka ciężkości ciała nad opartą kończynę (odpowiednik fazy nKS-3).
- **pKS-2** - po zakończeniu fazy pKS-1 dalsze prostowanie już nie zachodzi, a kończyna pozostaje nadal silnie zgięta w kolanie. Nie występują zatem odpowiedniki faz nKS-4 (hamowanie prostowania) oraz nKS-5 (wstępne zginanie przed fazą odepchnięcia). W fazie pKS-2 (odpowiadającej nKS-6) trwa zginanie kończyny w kolanie służące jej skróceniu przed przeniesieniem. Pracują przede wszystkim prostowniki (głównie RF), które usztywniając staw kolanowy umożliwiają przeniesienie w kierunku tułowia sił generowanych w tym czasie w stawie skokowym (faza pSS-4). Prostowniki generują przy tym dużą ujemną moc średnią ok.  $-0,78\text{Wkg}^{-1}$  (przy  $-0,65\text{Wkg}^{-1}$  w chodzie normalnym w analogicznej fazie nKS-6).
- **pKS-3** - odpowiednik fazy nKS-7. Po podniesieniu kończyna zgina się w stawie kolanowym dochodząc do maksimum zgięcia, które mieści się w granicach normy. Zginanie w stawie kolanowym zachodzi głównie dzięki bardzo mocnej akcji zginania w stawie biodrowym (pBS-3), zaś moce generowane w stawie kolanowym są niewielkie.
- **pKS-4** - odpowiednik fazy nKS-8. W związku ze zmianami ruchu kończyny w stawie biodrowym: najpierw mocnym hamowaniem zginania (pBS-4), a następnie mocnym prostowaniem (pBS-5), zachodzi szybkie prostowanie kończyny w stawie kolanowym przed jej postawieniem. Ruch ten jest hamowany przez mocno działający dwustawowy zginacz stawu kolanowego SM, który w tym czasie w stawie biodrowym (fazy: pBS-4 i pBS-5) wykonuje prace o największych wartościach spośród mięśni grupy prostowników.

### Staw biodrowy, płaszczyzna strzałkowa

- **pBS-1** - w ostatniej fazie cyklu, przed postawieniem kończyny (pBS-5), następuje szybkie prostowanie w stawie biodrowym celem skompensowania skrócenia kończyny w związku ze znacznym jej zgięciem w stawie kolanowym. Stawiana kończyna jest zatem w znacznym stopniu wyprostowana w stawie biodrowym, a w fazie pBS-1 dochodzi do dalszego jej prostowania (głównie dzięki pracy GMAX, SM i BFl). W związku z innym niż normalny układem kątów stawianej kończyny, nie występuje odpowiednik fazy nBS-1, a faza pBS-1 odpowiada nBS-2. Zadaniem prostowników w trakcie pBS-1 jest wprowadzenie środka ciężkości ciała nad opartą kończynę oraz zrównoważenie osiągających w tej fazie wysokie wartości momentów sił antagonistów.
- **pBS-2** - odpowiada fazie nBS-3, w której zginacze (przede wszystkim RF, GMEDa i AL) hamują prostowanie w stawie biodrowym po przejściu środka ciężkości nad opartą kończyną.
- **pBS-3** - odpowiada fazie nBS-4. Obejmuje końcowy okres fazy podporowej i początkowy okres fazy przenoszenia. Następuje zginanie kończyny w stawie biodrowym w celu jej skrócenia i podniesienia tak, by zapewnić bezpieczne jej przeniesienie. Pracują zginacze stawu biodrowego, przede wszystkim RF, GMEDa, AL i AMas.
- **pBS-4** - krótka faza analogiczna do nBS-5, w której prostowniki (głównie SM), współdziałając z siłą ciężkości, wyhamowują związane z wymachem kończyny do przodu zginanie w stawie biodrowym.
- **pBS-5** - odpowiada nBS-6. Następuje szybkie prostowanie w stawie biodrowym poprzedzające kontakt kończyny z podłożem. Pracują prostowniki (przede wszystkim SM, ale też BFl i ST), generując dużą średnią moc względną  $0,85 \text{Wkg}^{-1}$ , wielokrotnie większą niż w chodzie normalnym ( $0,12 \text{Wkg}^{-1}$ ).



### **Staw biodrowy, płaszczyzna czołowa**

- **pBC-1** - stawiana kończyna jest silnie przywiedziona (inaczej niż w przypadku normalnym, gdzie kąt przywiedzenia-odwiedzenia jest bliski zera). Krótka faza pBC-1 odpowiada nBC-1 i służy usztywnieniu stawu przed przyjęciem pełnego obciążenia. Stabilizację stawu zapewniają mięśnie antagonistyczne generujące momenty sił o dosyć dużych wartościach.
- **pBC-2** - odpowiada nBC-2. Ciało przemieszcza się w płaszczyźnie czołowej w kierunku w bok na zewnątrz, zwiększając przywiedzenie. Odwodziciele (głównie GMED) hamują ten ruch ciała. Mięśnie generują przy tym wielokrotnie mniejsze niż w przypadku normalnym momenty sił i moce, ze względu na znacznie mniejszą zmianę kąta.
- **pBC-3** - najdłuższa z faz wyodrębnionych dla tego stopnia swobody (odpowiednik fazy nBC-3), obejmuje dużą część fazy podporowej. Środek ciężkości ciała przemieszcza się w bok do wewnątrz - w stronę kończyny kontralateralnej. Pracują odwodziciele - głównie GMEDa, GMEDp i RF. Moment siły generowany przez te mięśnie jest jednak kilkakrotnie mniejszy niż w przypadku normalnym.
- **pBC-4** - nie obserwowana w chodzie normalnym krótka faza przywodzenia rozpoczynająca się tuż przed fazą napędową w stawie skokowym (pSS-4), może służyć korekcie ustawienia kończyny względem miednicy przed fazą napędową.
- **pBC-5** - kontynuacja zadania z fazy wprowadzana ciała nad kończynę kontralateralną. Mięśnie pracują znacznie słabiej niż w analogicznej fazie chodu fizjologicznego.
- **pBC-6** - odpowiednik fazy nBC-4, obejmuje okresy na krótko przed i po podniesieniu kończyny. Współaktywne przywodziciele (AL i AMas) i odwodziciele (GMEDa i RF) generują moce o podobnych wartościach. Ich zadaniem jest ustabilizowanie stawu po odciążeniu kończyny.
- **pBC-7** - odpowiednik fazy nBC-5. Następuje przywiedzenie kończyny w czasie jej przenoszenia. Inaczej niż w przypadku normalnym, mięśnie położone po obu stronach stawu generują duże wartości sił i momentów celem ustabilizowania stawu.
- **pBC-8** - nie występująca w chodzie normalnym krótka faza zatrzymania przywodzenia kończyny, w której dochodzi do zrównoważenia się momentów sił mięśni przywodzicieli i odwodzicieli.

- **pBC-9** - odpowiednik fazy nBC-6 - faza poprzedzająca postawienie kończyny. Inaczej niż w przypadku normalnym, gdzie ruch w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym właściwie nie występuje, obserwuje się tu szybkie przywodzenie kończyny. Stąd wartości mocy generowanych przez mięśnie są wyraźnie większe niż w przypadku chodu fizjologicznego.

### **4.3. Porównanie z przebiegami sygnałów EMG wartości pobudzeń $x_i$ , obliczonych na drodze optymalizacji**

W celu wytypowania dla każdego z przypadków kryterium optymalizacyjnego wybranego przez układ sterowania ruchem, przygotowano procedurę oceny zgodności uzyskanych wyników z przebiegami sygnałów EMG dla wybranych mięśni (TA, GAM, SOL, RF, VI, SM, BFI). W ocenie zgodności posługiwano się wskaźnikiem podobieństwa *wp*. Procedurę porównań przeprowadzono dla przypadku chodu fizjologicznego i dwóch przypadków klinicznych dla każdej z kończyn dolnych: *DiSeSp* – *Diplegia Severe Spasticity* (diplegia z ciężką spastycznością) oraz *FeNePa* – *Femoral Nerve Palsy* (porażenie nerwu udowego). Dla każdego przypadku zbadano podobieństwo do sygnałów EMG wartości pobudzeń uzyskanych na drodze optymalizacji z wykorzystaniem różnych kryteriów: kwadratowego ( $\text{Min}(\sum x_i^2)$ ), sześciennego ( $\text{Min}(\sum x_i^3)$ ), łagodnego nasycenia (*Soft Saturation* - *SS*), najmniejszego zmęczenia (*Minimum Fatigue* – *MF*) oraz wariantów kryteriów potęgowych z różnymi wartościami parametru przesunięcia ( $x_s$ ).

Za szczególnie ważne uznano porównanie wartości wskaźnika  $\varphi$  uzyskanych dla powszechnie stosowanego kryterium kwadratowego ( $\text{Min}(\sum x_i^2)$ ) z innymi kryteriami, które w ostatnio publikowanych pracach pojawiają się zdecydowanie rzadziej, lub nie były dotąd stosowane w tak złożonych modelach. Analizę statystyczną normalności rozkładów oraz istotności różnic z wykorzystaniem testu t-Studenta dla prób zależnych, przeprowadzono w programie *Mathematica*.

#### **4.3.1. Wyniki porównań EMG i $x_i$ uzyskane dla różnych kryteriów dla poszczególnych przypadków chodu**

Wyniki porównań sygnałów EMG i pobudzeń mięśniowych oszacowanych na drodze optymalizacji dla różnych kryteriów uzyskane dla poszczególnych przypadków przedstawia Tabela 4.3.

Tabela 4.3. Wartości średnie wskaźnika podobieństwa ( $\varphi$ ), uzyskane dla różnych kryteriów, dla różnych przypadków chodu patologicznego

		PRZYPADEK								Wszystkie przypadki	
		FeNePaL		FeNePaR		DiSeSpL		DiSeSpR			
		ŚR	SD	ŚR	SD	ŚR	SD	ŚR	SD		
KRYTERIUM OPTIMALIZACJI	$\Sigma x_i^2$	0,597	0,109	0,594	0,076	0,587	0,076	0,513	0,097	0,573	0,020
	SS	0,599	0,107	0,596	0,076	0,587	0,076	0,513	0,097	0,574	0,020
	$\Sigma x_i^3$	0,604	0,104	0,599	0,079	0,590	0,079	0,514	0,086	0,577	0,017
	MF	0,631	0,093	0,607	0,119	0,609	0,119	0,550	0,127	0,599	0,068
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,02)$	0,619	0,128	0,613	0,072	0,603	0,072	0,543	0,097	0,594	0,043
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,04)$	0,626	0,128	0,617	0,082	0,614	0,082	0,546	0,101	0,601	0,045
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,06)$	0,631	0,138	0,621	0,084	0,630	0,084	0,553	0,100	0,609	0,046
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,08)$	0,639	0,148	0,627	0,090	0,637	0,090	0,554	0,099	0,614	0,050
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,10)$	0,637	0,149	0,621	0,088	0,634	0,088	0,563	0,099	0,614	0,050
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,12)$	0,639	0,154	0,626	0,090	0,634	0,090	0,563	0,093	0,615	0,051
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,14)$	0,634	0,153	0,626	0,098	0,634	0,098	0,567	0,087	0,615	0,054
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,16)$	0,621	0,147	0,617	0,099	0,634	0,099	0,564	0,086	0,609	0,053
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,18)$	0,616	0,145	0,611	0,096	0,639	0,096	0,560	0,079	0,606	0,052
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,20)$	0,609	0,146	0,606	0,100	0,641	0,100	0,557	0,078	0,603	0,051
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,22)$	0,599	0,143	0,604	0,106	0,636	0,106	0,556	0,072	0,599	0,053
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,24)$	0,589	0,139	0,601	0,109	0,630	0,109	0,554	0,073	0,594	0,053
	$\Sigma x_i^3 (x_s=0,02)$	0,594	0,098	0,594	0,082	0,584	0,082	0,513	0,082	0,571	0,017
	$\Sigma x_i^3 (x_s=0,04)$	0,580	0,093	0,571	0,084	0,577	0,084	0,504	0,091	0,558	0,025
$r_1$	7%		6%		9%		11%				
<b>p</b>	0,18		0,14		<b>0,01</b>		<b>0,08</b>				
$r_2$	6%		2%		4%		7%				
<b>p</b>	0,32		0,36		0,6		0,4				
$r_3$	16%		12%		14%		16%				
<b>p</b>	<b>0,01</b>		<b>0,01</b>		<b>&lt;0,01</b>		<b>0,06</b>				
$r_4$	8%		4%		9%		11%				
<b>p</b>	0,38		<b>0,03</b>		0,1		0,35				

MF – kryterium najmniejszego zmęczenia (*Minimum Fatigue*), SS – kryterium łagodnego nasycenia (*Soft Saturation*),  $x_s$  – parametr przesunięcia,  $r$  – różnice  $\varphi$  między kryterium kwadratowym a:  $r_1$  – kryterium z najlepszym wynikiem (jedno kryterium),  $r_2$  – kryterium z najlepszym wynikiem wśród kryteriów bez  $x_s$  (jedno kryterium),  $r_3$  – kryterium z najlepszym wynikiem (różne kryteria),  $r_4$  – kryterium z najlepszym wynikiem wśród kryteriów bez  $x_s$  (różne kryteria). Zielony – najlepszy wynik dla kryteriów z  $x_s$ , różowy – najgorszy wynik, pomarańczowy – najlepsze kryterium bez  $x_s$

Największe wartości wskaźnika podobieństwa  $\varphi$  dla każdego z badanych przypadków osiągnięto dla kryterium kwadratowego uzupełnionego o parametr przesunięcia  $x_s$ . Dla przypadku *FeNePa*, dla obu kończyn najlepsze wyniki uzyskano dla  $x_s = 0,08$  (zbliżone wartości wskaźnika  $\varphi = 0,639$  i  $\varphi = 0,627$ ). Dla przypadku *DiSeSp*, dla nogi lewej

najlepszą zgodność uzyskano dla  $x_s = 0,2$  ( $\varphi = 0,641$ ), natomiast dla nogi prawej dla  $x_s = 0,14$  ( $\varphi = 0,567$ ). Różnica między wartością wskaźnika zgodności uzyskaną dla kryterium kwadratowego, a jego wartością dla jednego wybranego kryterium z najlepszą średnią zgodnością okazała się istotna statystycznie ( $p = 0,01$ ) w jednym z badanych przypadków, a dla jednego była bliska istotności ( $p = 0,08$ ). Wśród kryteriów bez parametru przesunięcia w każdym z przypadków najlepszą zgodność uzyskiwano dla kryterium najmniejszego zmęczenia (*MF*), a najgorszą dla kryterium kwadratowego. Przy czym różnice te nie okazały się istotne statystycznie w żadnym z przypadków. Dla kryterium łagodnego nasycenia (*SS*) uzyskano wartości wskaźnika *wp*, takie same jak dla kryterium kwadratowego (dla obu kończyn dla przypadku *DiSeSp*), lub tylko nieznacznie lepsze (dla przypadku *FeNePa*).

Różnice wskaźnika zgodności wartości między średnią z wartości najlepszych (dla różnych kryteriów) i wartością średnią z wyników uzyskanych dla kryterium kwadratowego okazały się istotne statystycznie w niemal wszystkich przypadkach, wyjątek stanowił przypadek *DiSeSpP*, gdzie uzyskano wynik bliski statystycznej istotności ( $p = 0,06$ ). Porównanie różnic średnich z najlepszych wyników dla różnych kryteriów bez parametru przesunięcia i wyników uzyskanych dla kryterium kwadratowego wykazało istotność statystyczną ( $p = 0,03$ ) dla jednego przypadku - *FeNePaP*.

#### **4.3.2. Wyniki porównań sygnałów EMG i $x_i$ uzyskane dla poszczególnych mięśni dla różnych kryteriów**

Uzyskane dla różnych przypadków klinicznych porównania oszacowanych na drodze optymalizacji pobudzeń mięśni z sygnałami EMG uzyskane dla poszczególnych mięśni i dla różnych kryteriów przedstawiają: Tabela 4.4 i Tabela 4.5. Bardzo dobrą zgodność z EMG osiągnięto w każdym z przypadków dla mięśnia TA. Wynik taki był konsekwencją zastosowania kryterium minimum zmęczenia (*MF*) oraz kryteriów z parametrem przesunięcia. Kryterium *MF*, we wszystkich badanych przypadkach okazało się dawać najlepszą zgodność z EMG spośród kryteriów bez parametru przesunięcia. A dla obu kończyn przypadku *DiSeSp* kryterium to było najlepsze wśród wszystkich badanych kryteriów i dawało znacznie lepsze wyniki zgodności niż kryterium kwadratowe. Kryterium kwadratowe dla mięśnia TA w niemal wszystkich przypadkach dawało natomiast najgorsze wyniki zgodności.

Tabela 4.4. Wartości wskaźnika podobieństwa ( $\varphi$ ), uzyskane dla różnych mięśni i dla różnych kryteriów, dla dwóch kończyn przypadku chodu patologicznego *FeNePa*

<b>FeNePaL</b>	TA	GAm	SOL	RF	VI	SM	BFI
$\Sigma x_i^2$	0,66	0,75	0,51	0,57	0,43	0,68	0,58
SS	0,66	0,75	0,50	0,58	0,44	0,68	0,58
$\Sigma x_i^3$	0,69	0,74	0,49	0,56	0,47	0,68	0,60
MF	0,77	0,73	0,49	0,59	0,61	0,62	0,61
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,02)$	0,77	0,73	0,49	0,60	0,42	0,70	0,62
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,04)$	0,76	0,72	0,48	0,66	0,42	0,71	0,63
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,06)$	0,79	0,72	0,47	0,66	0,42	0,73	0,63
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,08)$	0,81	0,72	0,47	0,66	0,41	0,76	0,64
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,10)$	0,80	0,70	0,46	0,64	0,41	0,77	0,68
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,12)$	0,78	0,69	0,46	0,63	0,40	0,80	0,71
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,14)$	0,77	0,68	0,46	0,62	0,40	0,81	0,70
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,16)$	0,75	0,67	0,45	0,61	0,40	0,79	0,68
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,18)$	0,74	0,66	0,44	0,61	0,40	0,78	0,68
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,20)$	0,73	0,66	0,44	0,61	0,38	0,77	0,67
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,22)$	0,72	0,65	0,43	0,60	0,38	0,76	0,65
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,24)$	0,71	0,65	0,43	0,59	0,37	0,74	0,63
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,02)$	0,66	0,71	0,49	0,57	0,45	0,68	0,60
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,04)$	0,60	0,70	0,49	0,56	0,44	0,67	0,60

<b>FeNePaR</b>	TA	GAm	SOL	RF	VI	SM	BFI
$\Sigma x_i^2$	0,63	0,58	0,62	0,65	0,59	0,60	0,49
SS	0,64	0,59	0,62	0,64	0,59	0,60	0,49
$\Sigma x_i^3$	0,64	0,59	0,63	0,62	0,59	0,60	0,52
MF	0,67	0,57	0,65	0,67	0,58	0,56	0,55
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,02)$	0,70	0,61	0,62	0,65	0,59	0,59	0,53
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,04)$	0,69	0,63	0,58	0,67	0,59	0,61	0,55
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,06)$	0,68	0,65	0,57	0,68	0,59	0,63	0,55
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,08)$	0,69	0,65	0,55	0,67	0,61	0,65	0,57
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,10)$	0,68	0,63	0,54	0,64	0,61	0,66	0,59
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,12)$	0,66	0,62	0,53	0,62	0,61	0,71	0,63
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,14)$	0,66	0,61	0,53	0,60	0,61	0,73	0,64
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,16)$	0,65	0,61	0,52	0,58	0,60	0,73	0,63
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,18)$	0,64	0,60	0,51	0,58	0,60	0,73	0,62
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,20)$	0,65	0,59	0,51	0,57	0,58	0,72	0,62
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,22)$	0,64	0,59	0,51	0,57	0,58	0,72	0,62
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,24)$	0,63	0,58	0,51	0,57	0,59	0,72	0,61
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,02)$	0,65	0,59	0,63	0,61	0,59	0,58	0,51
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,04)$	0,62	0,56	0,62	0,59	0,58	0,57	0,46

MF – kryterium najmniejszego zmęczenia (*Minimum Fatigue*), SS – kryterium łagodnego nasycenia (*Soft Saturation*),  $x_s$  – parametr przesunięcia  $x_s$ . Zielony – najlepszy wynik dla kryteriów z  $x_s$ , różowy – najgorszy wynik, pomarańczowy – najlepsze kryterium bez  $x_s$

Tabela 4.5. Wartości wskaźnika podobieństwa ( $\varphi$ ), uzyskane dla różnych mięśni i dla różnych kryteriów, dla dwóch kończyn przypadku chodu patologicznego *DiSeSp*

<b>DiSeSpL</b>	TA	GAm	SOL	RF	VI	SM	BFI
$\Sigma x_i^2$	0,49	0,50	0,56	0,67	0,68	0,62	0,59
SS	0,49	0,50	0,56	0,67	0,68	0,62	0,59
$\Sigma x_i^3$	0,50	0,50	0,56	0,69	0,69	0,60	0,59
MF	0,69	0,42	0,60	0,73	0,74	0,52	0,56
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,02)$	0,63	0,48	0,55	0,68	0,68	0,61	0,59
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,04)$	0,64	0,48	0,55	0,71	0,70	0,63	0,59
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,06)$	0,63	0,51	0,56	0,75	0,72	0,64	0,60
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,08)$	0,62	0,52	0,55	0,75	0,74	0,68	0,60
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,10)$	0,60	0,53	0,54	0,74	0,74	0,68	0,61
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,12)$	0,59	0,53	0,54	0,74	0,75	0,68	0,61
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,14)$	0,58	0,52	0,54	0,75	0,75	0,70	0,60
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,16)$	0,56	0,52	0,55	0,75	0,75	0,71	0,60
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,18)$	0,57	0,53	0,55	0,75	0,75	0,71	0,61
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,20)$	0,57	0,53	0,54	0,76	0,76	0,70	0,63
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,22)$	0,56	0,53	0,51	0,76	0,76	0,70	0,63
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,24)$	0,57	0,54	0,48	0,77	0,75	0,68	0,62
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,02)$	0,50	0,47	0,58	0,68	0,69	0,59	0,58
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,04)$	0,49	0,47	0,57	0,66	0,70	0,60	0,55

<b>DiSeSpR</b>	TA	GAm	SOL	RF	VI	SM	BFI
$\Sigma x_i^2$	0,48	0,39	0,62	0,43	0,66	0,50	0,51
SS	0,48	0,39	0,62	0,43	0,66	0,50	0,51
$\Sigma x_i^3$	0,47	0,43	0,61	0,47	0,66	0,47	0,49
MF	0,74	0,43	0,64	0,49	0,66	0,45	0,44
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,02)$	0,64	0,42	0,62	0,44	0,66	0,51	0,51
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,04)$	0,66	0,44	0,62	0,42	0,66	0,51	0,51
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,06)$	0,66	0,45	0,62	0,42	0,67	0,54	0,51
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,08)$	0,66	0,46	0,61	0,41	0,67	0,55	0,52
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,10)$	0,68	0,48	0,62	0,42	0,67	0,56	0,51
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,12)$	0,67	0,49	0,62	0,43	0,67	0,55	0,51
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,14)$	0,66	0,50	0,62	0,44	0,67	0,56	0,52
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,16)$	0,66	0,50	0,61	0,44	0,67	0,55	0,52
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,18)$	0,64	0,50	0,60	0,45	0,67	0,54	0,52
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,20)$	0,63	0,51	0,59	0,44	0,67	0,53	0,53
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,22)$	0,62	0,52	0,57	0,45	0,67	0,53	0,53
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,24)$	0,62	0,52	0,57	0,45	0,67	0,53	0,52
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,02)$	0,47	0,44	0,61	0,46	0,65	0,47	0,49
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,04)$	0,45	0,43	0,62	0,45	0,65	0,45	0,48

MF – kryterium najmniejszego zmęczenia (*Minimum Fatigue*), SS – kryterium łagodnego nasycenia (*Soft Saturation*),  $x_s$  – parametr przesunięcia  $x_s$ . Zielony – najlepszy wynik dla kryteriów z  $x_s$ , różowy – najgorszy wynik, pomarańczowy – najlepsze kryterium bez  $x_s$

Kryterium *MF* okazało się również najlepszym w trzech z czterech przypadków dla oszacowań dokonanych dla mięśnia SOL (wyjątek stanowi przypadek *FeNePaL*, gdzie nieznacznie lepsze okazało się kryterium kwadratowe).

Bardzo dobre wyniki zgodności dla kryterium *MF* osiągnięto również dla mięśnia VI - najlepszy wynik spośród wszystkich kryteriów dla przypadku *FeNePaL* i najlepszy wynik spośród kryteriów bez parametru przesunięcia dla przypadków *DiSeSpL* i *DiSeSpR*, zaś dla przypadku *FeNePaR* VI, wszystkie kryteria bez parametru przesunięcia uzyskały podobne wyniki zgodności z EMG.

Kryterium *MF* okazało się również najlepszym ze wszystkich kryteriów bez parametru przesunięcia w oszacowaniach pobudzeń dla mięśnia RF, we wszystkich przypadkach, a w przypadku *DiSeSpR* okazało się najlepsze również przy uwzględnieniu kryteriów z parametrem przesunięcia.

Dla oszacowań dokonanych dla mięśnia BFl we wszystkich przypadkach najlepsze zgodności uzyskano dla kryteriów z dość dużymi parametrami przesunięcia. Zaś dla kryteriów bez parametru przesunięcia w przypadkach *FeNePaL* i *FeNePaR* najlepsze wyniki uzyskano dla kryterium *MF*, natomiast w przypadkach *DiSeSpL* i *DiSeSpR* najlepsze wyniki uzyskano dla kryterium kwadratowego.

Dla mięśnia GAm w przypadkach *DiSeSpL* i *DiSeSpR* najlepsze wyniki zgodności osiągnięto dla kryteriów z dużymi wartościami parametru przesunięcia ( $x_s = 0,24$ ). Natomiast dla przypadku *FeNePaR*, najlepsza zgodność została uzyskana dla kryterium z  $x_s=0,06$ , a dla przypadku *FeNePaL*, najlepsze okazało się kryterium kwadratowe.

Wyniki uzyskane dla mięśnia SM we wszystkich przypadkach wykazały największą zgodność dla kryteriów z dość dużymi wartościami parametru przesunięcia  $x_s \in \langle 0,1; 0,14 \rangle$ . Spośród kryteriów bez parametru przesunięcia najlepsze wyniki zgodności we wszystkich przypadkach uzyskano dla kryterium kwadratowego, a najgorsze dla kryterium minimum zmęczenia.

Porównania oszacowanych na drodze optymalizacji dla różnych kryteriów pobudzeń mięśni z sygnałami EMG uzyskane dla poszczególnych mięśni, uśrednione dla wszystkich badanych przypadków przedstawia Tabela 4.6.

Tabela 4.6. Wartości wskaźnika podobieństwa ( $\varphi$ ), uśrednione dla wszystkich badanych przypadków chodu patologicznego, dla różnych mięśni i dla różnych kryteriów

		MIĘSIEŃ													
		TA		GAm		SOL		RF		VI		SM		BFI	
		ŚR	SD	ŚR	SD	ŚR	SD	ŚR	SD	ŚR	SD	ŚR	SD	ŚR	SD
KRYTERIUM OPTIMALIZACJI	$\Sigma x_i^2$	0,565	0,093	0,555	0,152	0,578	0,053	0,580	0,109	0,590	0,113	0,600	0,075	0,543	0,050
	SS	0,568	0,096	0,558	0,152	0,575	0,057	0,580	0,107	0,593	0,109	0,600	0,075	0,543	0,050
	$\Sigma x_i^3$	0,575	0,107	0,565	0,134	0,573	0,062	0,585	0,093	0,603	0,098	0,587	0,087	0,550	0,054
	MF	0,718	0,046	0,538	0,145	0,595	0,073	0,620	0,104	0,648	0,070	0,538	0,071	0,540	0,072
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,02)$	0,685	0,065	0,560	0,138	0,570	0,063	0,593	0,107	0,588	0,118	0,603	0,078	0,563	0,051
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,04)$	0,688	0,053	0,568	0,130	0,558	0,059	0,615	0,132	0,593	0,124	0,615	0,082	0,570	0,052
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,06)$	0,690	0,070	0,583	0,124	0,555	0,062	0,628	0,144	0,600	0,131	0,635	0,078	0,573	0,053
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,08)$	0,695	0,082	0,588	0,119	0,545	0,057	0,623	0,147	0,608	0,142	0,660	0,087	0,583	0,051
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,10)$	0,690	0,082	0,585	0,099	0,540	0,065	0,610	0,135	0,608	0,142	0,668	0,086	0,598	0,070
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,12)$	0,675	0,079	0,583	0,090	0,538	0,066	0,605	0,129	0,607	0,150	0,685	0,103	0,615	0,082
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,14)$	0,668	0,078	0,578	0,083	0,538	0,066	0,603	0,127	0,607	0,150	0,700	0,104	0,615	0,075
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,16)$	0,655	0,078	0,575	0,079	0,533	0,067	0,595	0,127	0,605	0,150	0,695	0,102	0,608	0,067
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,18)$	0,648	0,070	0,573	0,072	0,525	0,068	0,597	0,123	0,605	0,150	0,690	0,104	0,607	0,066
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,20)$	0,645	0,066	0,573	0,068	0,520	0,063	0,595	0,132	0,598	0,163	0,680	0,104	0,613	0,059
	$\Sigma x_i^2 (x_s=0,22)$	0,635	0,066	0,573	0,060	0,505	0,057	0,595	0,128	0,598	0,163	0,678	0,101	0,608	0,053
$\Sigma x_i^2 (x_s=0,24)$	0,633	0,058	0,573	0,057	0,497	0,059	0,595	0,132	0,595	0,164	0,668	0,095	0,595	0,051	
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,02)$	0,570	0,099	0,553	0,123	0,578	0,062	0,580	0,092	0,595	0,105	0,580	0,086	0,545	0,053	
$\Sigma x_i^3 (x_s=0,04)$	0,540	0,083	0,540	0,120	0,575	0,061	0,565	0,087	0,593	0,113	0,573	0,092	0,523	0,064	

MF – kryterium najmniejszego zmęczenia (*Minimum Fatigue*), SS – kryterium łagodnego nasycenia (*Soft Saturation*),  $x_s$  – parametr przesunięcia. Zielony – najlepszy wynik dla kryteriów z  $x_s$ , różowy – najgorszy wynik, pomarańczowy – najlepsze kryterium bez  $x_s$



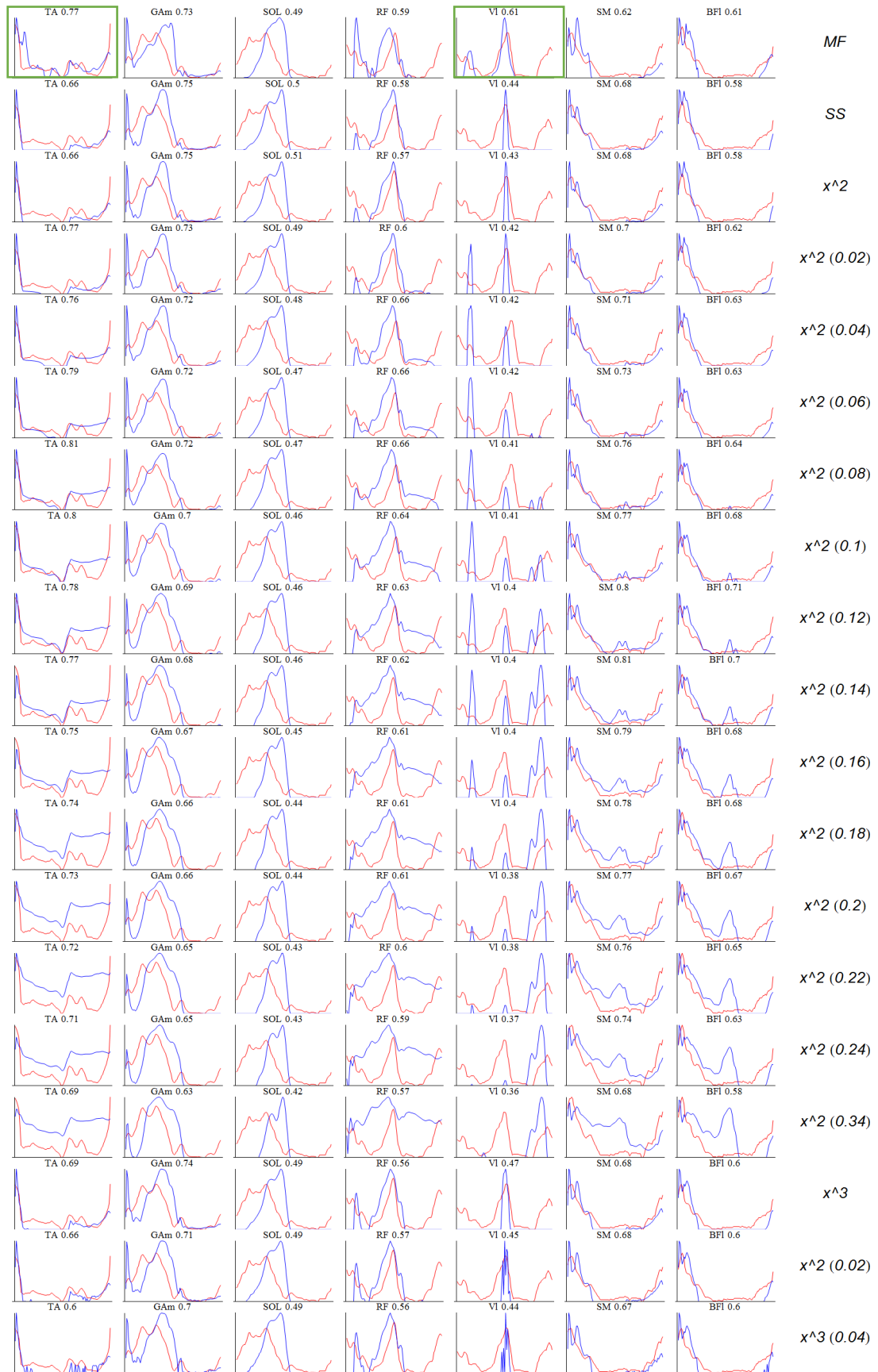
Biorąc pod uwagę wyniki uśrednione dla wszystkich przypadków, wyraźnie najwyższe wartości wskaźnika podobieństwa uzyskano dla mięśni TA ( $\varphi = 0,718$ ) oraz SM ( $\varphi = 0,7$ ), nieco niższe dla mięśni: VI ( $\varphi = 0,648$ ), RF ( $\varphi = 0,628$ ) i BFl ( $\varphi = 0,615$ ), a najniższe dla zginaczy podszwowych stopy: SOL ( $\varphi = 0,595$ ) i GAm ( $\varphi = 0,588$ ). Kryterium, które dla badanych przypadków okazało się mieć najwyższą wartość średniej wskaźnika zgodności było bądź jedno z kryteriów kwadratowych z parametrem przesunięcia  $x_s$ : dla mięśni SM i BFl ( $x_s = 0.14$ ) dla GAm ( $x_s = 0.08$ ) oraz dla RF ( $x_s = 0.06$ ), bądź kryterium minimum zmęczenia (*MF*), mięśnie: TA, SOL, VI.

Wyniki średnie zgodności z EMG dla kryterium kwadratowego bez parametru przesunięcia i dla kryterium łagodnego nasycenia dla wszystkich mięśni okazały się identyczne lub bardzo zbliżone.

Dla powszechnie używanego kryterium kwadratowego najlepsze wyniki uzyskano dla mięśni SM, VI, RF i SOL (odpowiednio  $\varphi = 0,6; 0,59; 0,58$  i  $0,578$ ), zaś gorsze dla TA, GAm i BFl (odpowiednio  $\varphi = 0,565; 0,555$  i  $0,543$ ).

Wykresy przedstawiające wyniki dla przykładowego przypadku *FeNePa* dla kończyny lewej przedstawiono na rycinie (Ryc. 4.20).

Uzyskane wykresy, w uzupełnieniu do zamieszczonych tabel wskaźników zgodności  $\varphi$  pozwalają również w sposób jakościowy ocenić zgodność oszacowań sił mięśniowych i sygnałów EMG dla poszczególnych mięśni i różnych kryteriów. W przykładowym przypadku szczególnie wyraźna jest najlepsza zgodność z EMG uzyskana dla kryterium *MF* dla mięśnia VI, a dla mięśnia TA (na rycinie oznaczone zielonym prostokątem). Zgodność ta jest lepsza niż otrzymane dla innych kryteriów, nie uwzględniających parametru przesunięcia. Podobne wyniki osiągnięto również dla pozostałych przypadków, dla których zestawienia wykresów zamieszczono w Aneksie.



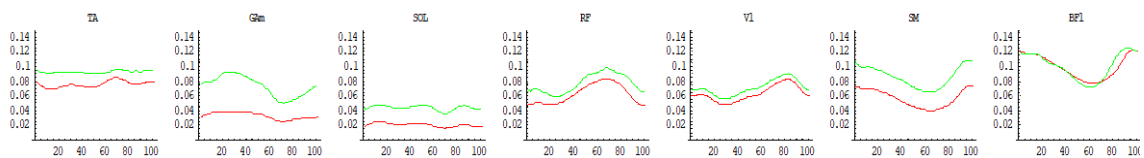
Ryc. 4.20. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu (przypadek *FeNePaL*)

#### 4.4. Weryfikacja wyników działania wykorzystanych w pracy modeli

Przygotowany dla potrzeb realizacji zadań niniejszej pracy model geometryczny kończyn dolnych oparty o model Kepple'a (Kepple i in., 1997), umożliwiającą przeprowadzenie obliczeń w środowisku pakietu oprogramowania matematycznego Mathematica, został poddany weryfikacji. Proces ten przeprowadzono poprzez porównanie uzyskiwanych z jego wykorzystaniem wyników, z wynikami działania oprogramowania OpenSim (NIH Center for Biomedical Computation Systems at Stanford University, California, USA) (Delp i in., 2007; Seth i in., 2018) służącego do modelowania układu ruchowego człowieka. Porównania przeprowadzono dla jednego cyklu wybranego przypadku chodu dla prawej kończyny. Analizowano siedem wybranych mięśni, szczególnie ważnych w lokomocji dwunożnej: TA, GAM, SOL, RF, VI, SM i BFL. W pierwszej kolejności zestawiano, uzyskane za pomocą różnych modeli geometrycznych, chwilowe wartości długości włókien mięśniowych. Następnie dokonano porównania przebiegów zmian wartości ramion sił mięśniowych względem poszczególnych osi obrotu w stawach. W kolejnym etapie weryfikacji dokonano porównań wartości maksymalnej siły mięśniowej, możliwej do wygenerowania przez mięsień w zależności od chwilowej długości jego włókna i chwilowej wartości prędkości jego skracania, bądź rozciągania. W ostatniej części rozdziału, dokonano oceny wpływu na uzyskiwane wyniki ilości stopni swobody obecnych w modelu.

##### 4.4.1. Porównanie chwilowych długości włókien mięśniowych i szybkości ich skracania

Na rycinie (Ryc. 4.21) przedstawiono zestawienie przebiegów zmian długości włókien mięśniowych dla jednego z przypadków chodu, uzyskane dla modelu zastosowanego w niniejszej pracy oraz uzyskane w OpenSim.



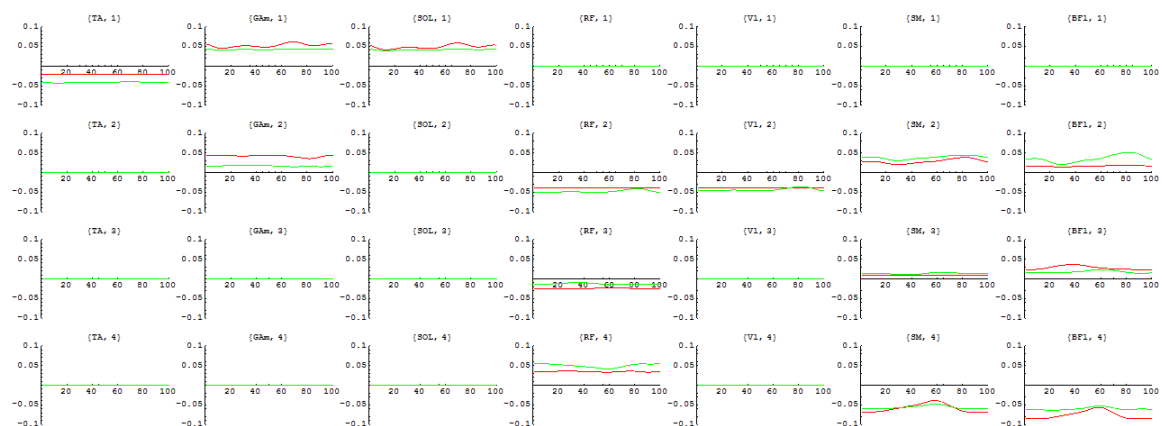
czzerwony - OpenSim, zielony - model zastosowany w pracy

Ryc. 4.21. Wynik porównania zmian długości włókien mięśniowych -  $l_f$  [m] wybranych mięśni, uzyskanych dla jednego cyklu chodu, obliczonych dla różnych modeli

Przebiegi zmian długości włókien mięśniowych uzyskanych dla zastosowanego w pracy modelu Kepple'a oraz wygenerowanych w OpenSim dla wszystkich mięśni mają zbliżony charakter. Wartości długości włókien uzyskane w modelu zastosowanym w pracy są zwykle większe niż otrzymane w OpenSim (wyjątek stanowią wyniki dla mięśnia BFL).

#### 4.4.2. Porównanie przebiegów zmian ramion sił mięśniowych

Porównania przebiegów zmian wartości ramion sił ( $d_{ij}$ ) wybranych mięśni dla czterech stopni swobody, uzyskanych dla zastosowanego w niniejszej pracy modelu Kepple'a i modelu OpenSim przedstawia rysunek (Ryc. 4.22).



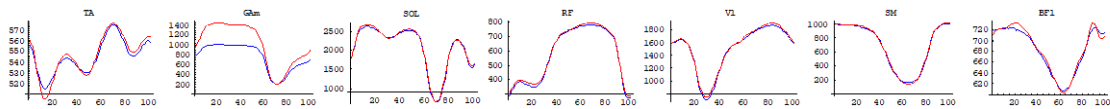
zielony - OpenSim, czerwony - model zastosowany w pracy

Ryc. 4.22. Wynik porównania przebiegów zmian wartości ramion sił ( $d_{ij}$ ) dla wybranych mięśni, względem poszczególnych stopni swobody, uzyskanych dla modelu zastosowanego w pracy i modelu OpenSim

Uzyskane wyniki porównań ramion sił wskazują na dobrą zgodność zastosowanego w pracy modelu Kepple'a i modelu obecnego w programie OpenSim.

#### 4.4.3. Porównanie modeli służących do określania wartości chwilowych maksymalnych sił mięśniowych ( $F_{maxi}$ )

Po przeprowadzeniu obliczeń  $F_{maxi}$  w OpenSim, a następnie obliczeń dla modelu  $F_{maxi}$  obecnego w pracy, ale dla danych o  $l_f(t)$  pochodzących z OpenSim, uzyskano niemal identyczne przebiegi (Ryc. 4.23).



czerwony - OpenSim, niebieski - model zastosowany w pracy

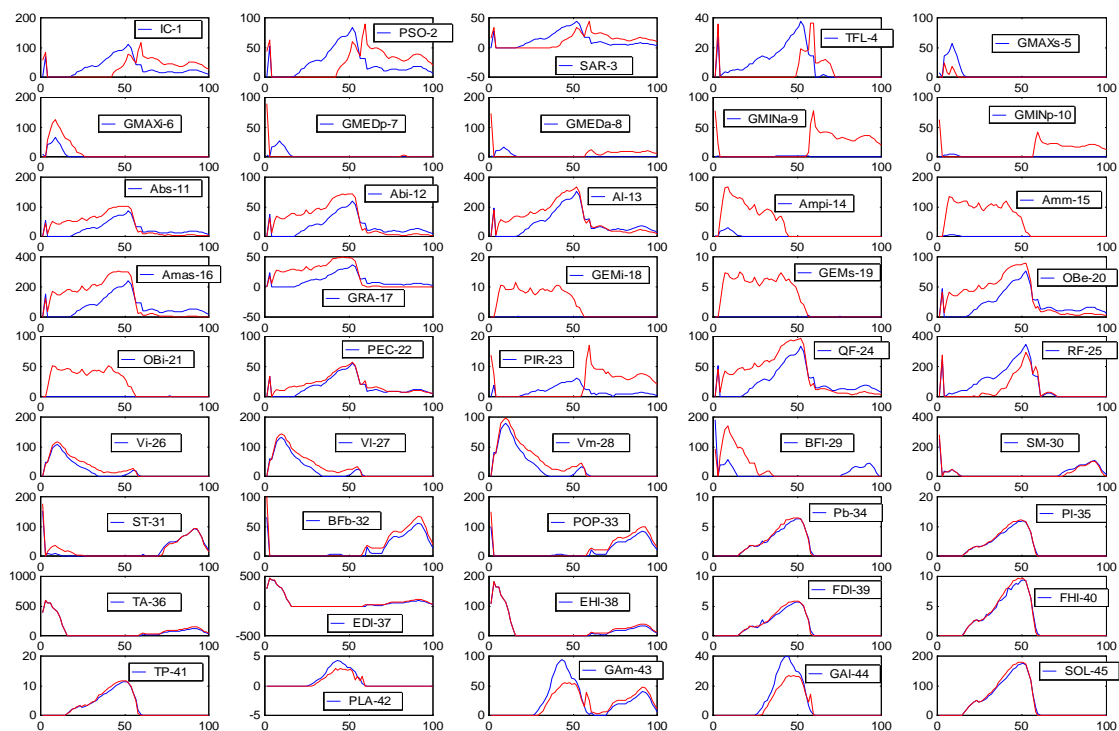
Ryc. 4.23 Wynik porównania  $F_{\max i}(t)$  wybranych mięśni uzyskanych dla modelu zastosowanego w pracy i modelu OpenSim

#### 4.5. Badanie wrażliwości wyników na zmiany stopnia złożoności modelu

W tej części pracy zbadano wpływ złożoności modelu układu ruchowego na wyniki obliczeń wykonywanych z jego pomocą. W pierwszej kolejności dokonano sprawdzenia wrażliwości wyników na ilość uwzględnionych w modelu stopni swobody. Następnie zbadano wpływ uwzględnienia zmieniających się pod wpływem ruchu w stawach ramion sił mięśniowych w porównaniu do wyników uzyskiwanych przy przyjęciu ramion sił stałych. W ostatnim etapie badania wrażliwości sprawdzono jaki wpływ na wyniki ma różny stopień złożoności modelu służącego wyznaczaniu chwilowych wartości maksymalnych sił jakie są w stanie generować poszczególne mięśnie.

##### 4.5.1. Badanie wrażliwości wyników na liczbę uwzględnionych stopni swobody

Wynik dokonanego w niniejszej pracy poszerzenia modelu płaskiego, uwzględniającego jedynie obroty w płaszczyźnie strzałkowej, o obrót w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej dla przykładowego przypadku chodu przedstawiono na rycinie (Ryc. 4.24).



niebieski – model płaski, czerwony - model uzupełniony o obroty w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym

Ryc. 4.24. Porównanie przebiegów zmian wartości sił [N], w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego, dla modelu płaskiego (obroty w płaszczyźnie strzałkowej) - oraz modelu, w którym dodano obrót w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej – przywodzenie i odwodzenie

Na wykresach przedstawiono wartości sił dla wszystkich badanych mięśni uzyskane dla modeli o różnej złożoności.

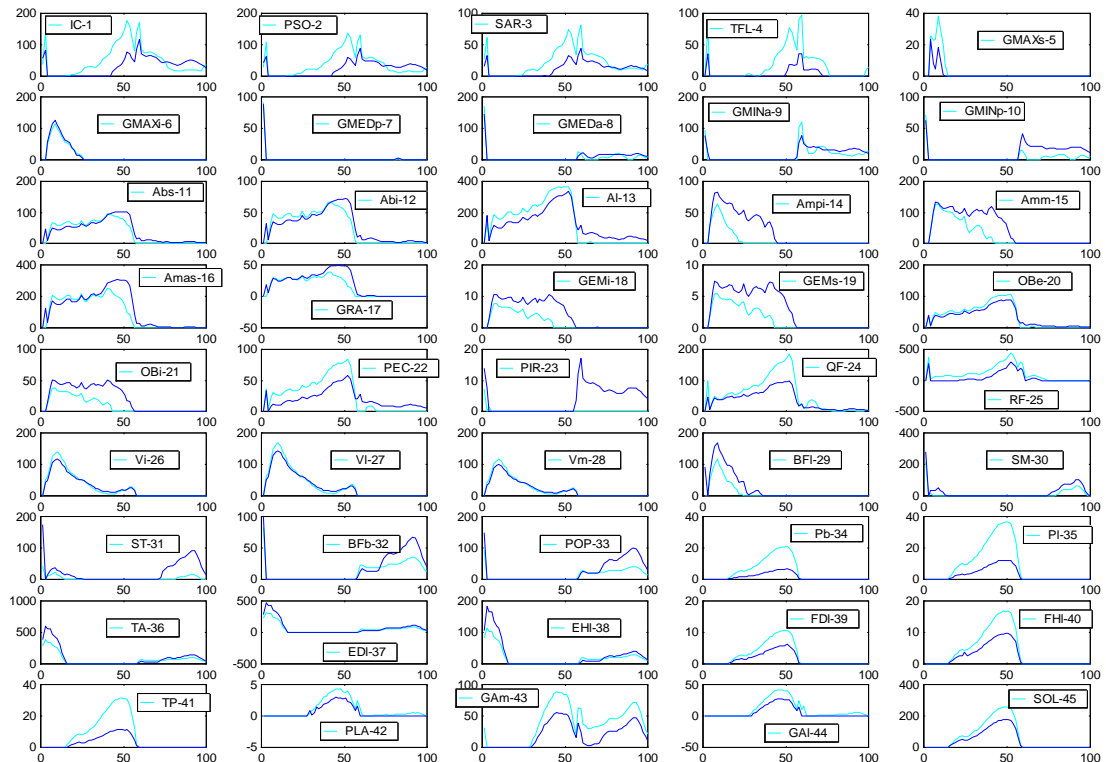
Zmiany związane z dodaniem do modelu możliwości obrotu w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym są następujące:

- mięśnie jednostawowe obsługujące staw skokowy (m.in. SOL (45), TA (36)) – zmiany bardzo małe,
- mięśnie dwustawowe zginające podszwowo staw skokowy i zginające kolonowy (GAm (43), GAI (44), PLA (42)) - tu wyraźne zmniejszenie wartości generowanych sił w fazie podporowej,
- mięśnie jednostawowe obsługujące tylko staw kolonowy:
  - zginacze kolana: BFb (32), POP (33) – niewielki wzrost, przedział czasu aktywności bez zmian,

- prostowniki kolana: grupa VASTI (26,27,28): - niewielki wzrost, rozszerzenie aktywności na całą fazę podporową,
- mięśnie dwustawowe, zginające staw kolanowy oraz przywodzące i prostujące staw biodrowy BFl (29), ST (30), SM (31): wyraźna zmiana wartości generowanych sił tylko w BFl, w fazie podporowej (siła BFl ma największe ramię względem dodanej osi),
- mięśnie dwustawowe prostujące kolano i zginające biodro oraz odwodzące udo: RF (25) - wyraźne skrócenie czasu generowania siły (tylko amortyzacja po postawieniu pięty oraz działanie w drugiej części fazy podporowej usztywnianie kończyny w stawie kolanowym – w czasie akceleracji, natomiast zanik aktywności w pierwszej części fazy podporowej),
- gwałtowny wzrost aktywności w fazie podporowej przywodzicieli biodra w fazie podporowej szczególnie z grupy przywodzicieli/zginaczy biodra Ampi (14), Amm (15), GEMi (18), GEMs (19), Obi (21), ale także z grupy przywodzicieli/prostowników biodra Abs (11), Bbi (12), Al (13), Amas (16), GRA (17), OBe (20), PEC (22), QF (24). Siła mięśnia PEC (22) przyrasta najmniej, bo jej ramię względem dodanej osi jest najmniejsze w tej grupie,
- rośnie siła głowy przywodząco-zginającej mięśnia Gluteus,
- w fazie przenoszenia wyraźnie rośnie przewidywana aktywność odwodzicieli uda (odchylenie i utrzymanie przenoszonej kończyny “z boku”),
  - gwałtownie wzrasta przewidywana aktywność odwodzicieli/prostowników: GMEDp (7), GMEDa (8), GMINa (9), GMINp (10), które w modelu płaskim nie były potrzebne (w fazie przenoszenia mięśnie głównie zginały podnosząc kończynę, a prostowanie odbywało się głównie za pośrednictwem sił grawitacji).

#### **4.5.2. Badanie wpływu na wyniki uwzględnienia zależności ramion sił mięśniowych od chwilowych wartości kątów stawowych**

Wpływ wprowadzenia zależności ramion sił mięśniowych względem poszczególnych osi obrotu od chwilowych wartości kąta w stawach przedstawia rycina (Ryc. 4.25).



granatowy – ramiona sił stałe, błękitny - ramiona sił zależne od kąta w stawie

Ryc. 4.25. Porównanie przebiegów zmian wartości sił [N] w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego, obliczonych dla ramion sił stałych oraz zależnych od kąta w stawie

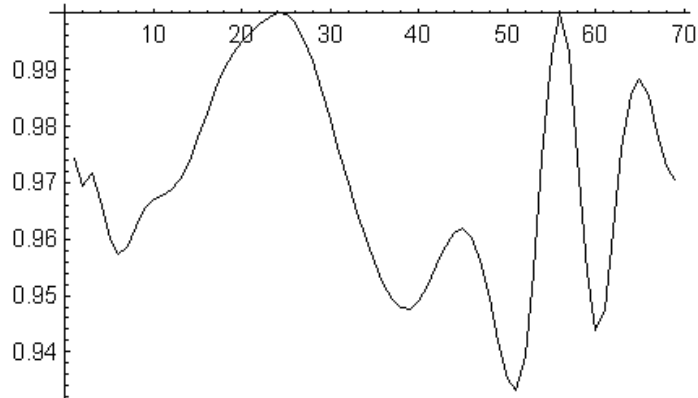
Widoczny jest wyraźny wpływ wprowadzenia tej zależności uzyskane wyniki. Jednak wpływ ten przejawia się przede wszystkim zmianami amplitudy uzyskanych wykresów, a w mniejszym stopniu w charakterze ich zmienności.

#### 4.5.3. Badanie wpływu na wyniki stopnia złożoności modelu siły mięśniowej

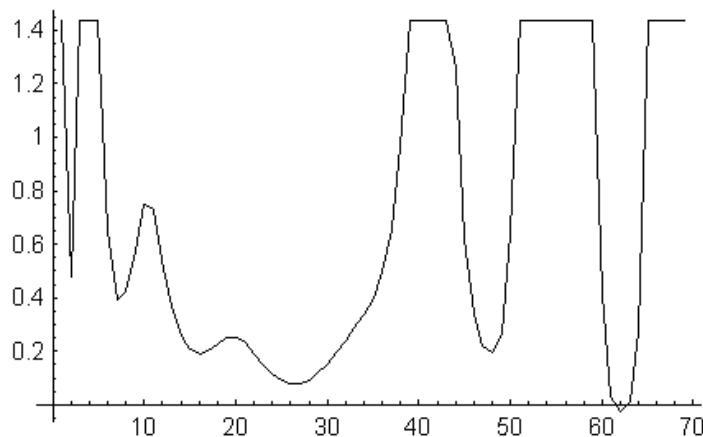
Aby zilustrować wpływ poszczególnych czynników na zmiany maksymalnej wartości siły, jaką jest w stanie generować mięsień, rozważony został przykład. Obliczenia wykonano dla jednego cyklu chodu (obejmującego 70 chwil próbkowania). Rozpatrywano mięsień *Tibialis Posterior*, dla którego  $pCSA = 3,622 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2$  (Pierrynowski, 1995). Zatem zgodnie z (2.10);  $F_0 = 905,5 \text{ N}$ .



Uzyskane zmiany w czasie, czynników: zależnego od długości mięśnia  $f_1(l(t))$  oraz zależnego od szybkości skracania (rozciągania)  $f_2(v(t))$  przedstawiają odpowiednio: Ryc. 4.26 oraz Ryc. 4.27.



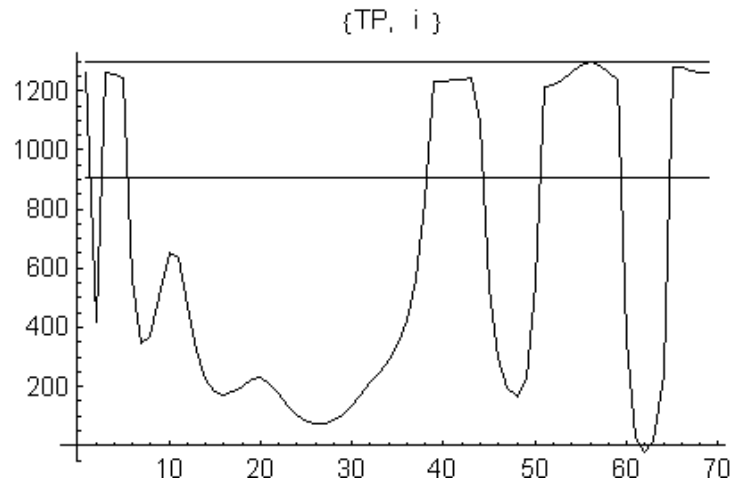
Ryc. 4.26. Przebieg zmian  $f_1(l(t))$  dla mięśnia *Tibialis Posterior* w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego



Ryc. 4.27. Przebieg zmian  $f_2(v(t))$  dla mięśnia *Tibialis Posterior* w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego

Analiza wykresu czynnika zależnego od chwilowej długości mięśnia  $f_1(l(t))$  pozwala stwierdzić, że jego wpływ na wartość  $F_{\max}$  jest niewielki (wartości  $f_1(l(t))$  są bliskie jedności). Natomiast czynnik  $f_2(v(t))$ , którego wartości zmieniają się w szerokim przedziale (od 0 do 1,4(3)) ma decydujący wpływ na przebieg  $F_{\max}$ . Obserwacje te

potwierdza wyraźne podobieństwo przebiegów  $f_2(v(t))$  oraz przebiegu zmian siły  $F_{\max}(t)$  przedstawionego na Ryc. 4.28. Na rycinie przedstawiono ponadto linie na poziomie  $F_0$  (maksymalna wartość siły, jaką mięsień może wygenerować w optymalnych warunkach statycznych) oraz  $1,4(3) \cdot F_0$  (największa wartość siły, możliwa do wygenerowania przez mięsień rozciągany z dużą szybkością).



Ryc. 4.28. Przebieg zmian  $F_{\max}(t)$  dla mięśnia *Tibialis Posterior* w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego

## 5. DYSKUSJA

Określenie funkcjonowania mięśni w czasie chodu stanowi bardzo istotny element jego analizy. Pozwala stwierdzić jak poszczególne mięśnie angażują się w realizację zadań postawionych przed nimi przez centralny układ nerwowy. Informacje takie pozwalają na szczegółową analizę generowanych w układzie ruchu sił napędowych, a zatem umożliwiają badanie przyczyn występowania ruchu o określonym obrazie (Erdemir i in., 2007; Trinler i in., 2018).

Porównanie zaangażowania mięśni w poszczególnych fazach chodu fizjologicznego i chodu patologicznego stanowi doskonałe narzędzie służące określeniu, które mięśnie angażują się w sposób nadmierny, a które wykonują swoją pracę słabiej niż w chodzie fizjologicznym. Niestety bezpośredni pomiar sił mięśniowych w czasie chodu jest praktycznie niemożliwy. Wynika to z konieczności chirurgicznego wprowadzania w mięśnie czujników siły, co wiąże się z bardzo dużą inwazyjnością tej metody. W efekcie informacje o działaniu mięśni uzyskuje się zwykle w sposób pośredni poprzez pomiar ich czynności elektrycznej za pomocą elektrod wkłuwanych lub umieszczanych na powierzchni skóry. Jednak także i ten pomiar dotyczy zwykle tylko wybranych mięśni, które są położone na tyle płytko, że związany z ich pracą sygnał elektryczny można łatwo pozyskać. Badanie działania mięśni położonych głębiej jest już znacznie utrudnione. Dlatego też dużym zainteresowaniem badaczy cieszą się metody pozwalające na uzyskiwanie przebiegów zmian sił mięśniowych występujących w czasie ruchu, nie poprzez ich pomiar, lecz dzięki obliczeniom z wykorzystaniem modeli matematycznych.

W podejściu tym przyjmuje się założenie, że w celu realizacji określonego ruchu układ nerwowy rozdziela zadania poszczególnym mięśniom kierując się pewnym kryterium jakości. Podejmowano liczne próby wyrażenia tego kryterium w postaci wzoru (funkcji celu), tak by z wykorzystaniem metod optymalizacji można było uzyskać rozwiązanie w postaci udziałów poszczególnych mięśni. Niestety dotychczas nie udało się jednoznacznie określić uniwersalnego kryterium dającego dobrą zgodność z bezpośrednimi pomiarami sił. Co więcej, spośród sformułowanych dotychczas kryteriów poszczególne zespoły badawcze wskazywały na różne kryteria, jako te, które dają najlepsze wyniki.

W niniejszej pracy podjęto próbę przewyciężenia trudności z wyborem właściwego kryterium, proponując metody automatycznego doboru funkcji celu, w procedurze optymalizacji, w oparciu o pomiary EMG. Celem jednoznacznego opisu

zadań wykonywanych przez mięśnie w poszczególnych stopniach swobody wprowadzono podział cyklu chodu na fazy mocy (odpowiadającego współdziałaniu mięśni w generowaniu ruchu), jako alternatywnego względem powszechnie stosowanego podziału na fazy, opartego na charakterystycznych zdarzeniach kinematycznych.

Pierwsza z hipotez badawczych, którą postawiono w pracy, zakładała możliwość zastosowania kryterium minimum zmęczenia (*Minimum Fatigue*) (Dul i in., 1984), w rozwiązaniu zagadnienia udziału mięśni w chodzie, dla złożonego modelu, zawierającego liczbę mięśni kończyn dolnych zbliżoną do rzeczywistej. Zastosowanie tego kryterium było szczególnie ważne, ze względu na jego potwierdzoną badaniami zgodność z rzeczywistymi przebiegami sił mięśniowych. Mimo, że kryterium to jest znane już od blisko 40 lat, ze względu na trudności obliczeniowe, dotychczas udawało się je z powodzeniem zastosować jedynie w modelach o uproszczonej strukturze z weryfikacją uzyskiwanych wyników prowadzoną dzięki bezpośrednim pomiarom dokonywanym na zwierzętach.

Autorzy kryterium minimum zmęczenia (Dul i in., 1984), dokonali obliczeń dla mięśni SOL i GAM kota dla których dostępne były wyniki bezpośrednich pomiarów dokonanych wcześniej w badaniach (Walmsley i in., 1978). Badania te prowadzone były zarówno w statyce, jak i dla ruchów lokomocyjnych. Badacze dokonali porównań wyników oszacowań sił mięśniowych z wykorzystaniem kryteriów potęgowych (liniowego i kwadratowego) i kryterium minimum zmęczenia z wynikami bezpośrednich pomiarów u kotów. Uzyskane wyniki wykazały znacznie lepszą zgodność kryterium *MF* z pomiarami.

Podobnych porównań z wynikami bezpośrednich pomiarów przeprowadzonych na zwierzętach dokonywali również (Herzog & Leonard, 1991), potwierdzając obserwacje dokonane wcześniej przez (Dul i in., 1984). Natomiast próba zastosowania kryterium minimum zmęczenia, obok kryteriów potęgowych, w analizie lokomocji człowieka została podjęta w pracy (Ou & Kecskemethy, 2007). W pracy tej zaprezentowano jedynie wyniki dla dwóch mięśni GMAXs i BF, a ich porównanie z sygnałami EMG (tylko pod względem okresów aktywności) dało bardzo rozbieżne wyniki dla wszystkich badanych funkcji celu. Autorzy tłumaczyli taki rezultat niewystarczającą dokładnością zastosowanego modelu. Wyniki wspomnianej pracy nie wskazywały w szczególności na to by zgodność z pomiarami EMG, dla wyników uzyskanych z kryterium minimum zmęczenia w lokomocji człowieka była lepsza niż dla

kryteriów potęgowych. Być może czynniki te spowodowały, że wspomniana praca, pozostała praktycznie niezauważona w środowisku biomechaników i dotychczas posiada tylko jedno cytowanie, i to w czasopiśmie typowo technicznym. Natomiast w rozwiązaniu zadania rozdziału sił mięśniowych w chodzie, wciąż dominuje stosowanie kryteriów potęgowych, najczęściej z drugą potęgą (Wakeling i in., 2023).

Szczególnym osiągnięciem niniejszej pracy jest wykorzystanie kryterium minimum zmęczenia w modelu mięśniowo-szkieletowym człowieka, złożonym z wielu mięśni oraz wykazanie, że uzyskiwane z jego użyciem rozwiązanie zadania udziałów mięśniowych daje w wybranych przypadkach chodu patologicznego rozwiązania istotnie lepsze niż uzyskiwane z wykorzystaniem innych, powszechnie używanych kryteriów. Cel ten udało się osiągnąć dzięki zastosowaniu metody zbiorów dopuszczalnych i sprowadzeniu tego trudnego zadania optymalizacji do zagadnienia dającego się rozwiązać metodą programowania liniowego. Zadanie to rozwiązano dla modelu kończyn dolnych człowieka (dla każdej kończyny 45 niezależnych aktonów mięśniowych), co pozwoliło rozwiązać zadanie rozdziału sił mięśniowych w sposób bliski temu, w jaki dokonuje się to w układzie sterowania ruchem, jednocześnie potwierdzając postawioną hipotezę.

Należy nadmienić, że zagadnienie udziałów mięśniowych z kryteriami minimaxowymi rozwiązywano już wcześniej, jednak miało to miejsce dla kryteriów o liniowym charakterze, co znacznie upraszczało rozwiązanie zadania w porównaniu z nieliniową funkcją celu występującą w kryterium minimum zmęczenia (Rasmussen i in., 2001). Po raz pierwszy uczyniono to w badaniach (An i in., 1984), gdzie przyjęto kryterium minimalizujące maksymalne naprężenie występujące w mięśniach obsługujących staw łokciowy. Również dla tego stawu przeprowadzono rozwiązanie zagadnienia udziałów mięśniowych w badaniach (Rasmussen i in., 2001), gdzie minimalizowano maksymalną wartość ilorazu siły mięśniowej i siły maksymalnej (odpowiednik kryterium potęgowego z bardzo dużym wykładnikiem).

Możliwość stworzenia procedury pozwalającej obiektywnie określić, które ze znanych kryteriów optymalizacyjnych jest najbliższe temu, jakim kieruje się układ sterowania ruchem w poszczególnych przypadkach chodu dotyczyła druga z przyjętych w pracy hipotez. W celu jej weryfikacji stworzono protokół obliczeniowy porównujący wartości pobudzeń mięśniowych oszacowane na drodze optymalizacji, z zapisem sygnału EMG dokonany dla wybranych mięśni „reprezentantów”. Do porównań tych

wprowadzono wskaźnik podobieństwa  $\varphi$  uwzględniający: współczynnik korelacji Pearsona, zgodność okresów aktywacji (OnOff), wskaźnik zależny od średniej kwadratowej różnic (1-RMSD) oraz zgodność monotoniczności (Mon).

Dzięki takim porównaniom udało się dla każdego z badanych przypadków chodu wyłonić kryteria optymalizacyjne, które pozwalają uzyskać wartości pobudzeń mięśniowych charakteryzujące się najlepszą zgodnością z EMG i co za tym idzie najlepiej odpowiadające kryterium przyjętemu przez układ sterowania ruchem. Wykazano, że te najlepiej zgodne kryteria dają dla niektórych przypadków chodu i dla niektórych mięśni wyniki istotnie różne od najczęściej stosowanego i przyjmowanego w sposób arbitralny kryterium kwadratowego. Taki wynik potwierdził postawioną w pracy hipotezę, że jest możliwe stworzenie procedury wybierającej w sposób obiektywny i automatyczny kryterium optymalizacyjne najlepiej zbieżne z wybranym przez układ sterowania ruchem oraz, że wybrane w ten sposób kryterium daje wyniki istotnie lepsze od najczęściej stosowanych. Zaproponowane w pracy podejście stanowiło próbę usunięcia mankamentów optymalizacji statycznej, w podejściu, w którym przyjmuje się z góry wybrane kryterium potęgowe, uzyskując najczęściej wyniki znacznie odbiegające od pomiarów sygnałów EMG, co może być szczególnie wyraźne dla przypadków chodu patologicznego (Trinler i in., 2018; Veerkamp i in., 2019).

W niniejszej pracy wykazano, że układ sterowania ruchem w różnych przypadkach chodu, dla różnych osób, może kierować się różnymi kryteriami dokonując podziału zadań na poszczególne mięśnie. Było to zgodne z wynikami badań (Lloyd & Buchanan, 2001), w których wykazano, że założenie, iż każdy człowiek kieruje się jednakową strategią w wykonaniu określonego zadania ruchowego jest sprzeczne z pomiarami sygnałów EMG, które przy tych samych ruchach mogą charakteryzować się innymi przebiegami dla różnych osób. W innych badaniach stwierdzono, że nawet dla tej samej osoby i tego samego ruchu w stawie, ale wykonywanego w ramach różnych zadań ruchowych przebiegi sygnałów EMG różniły się (Buchanan & Lloyd, 1995; Milner & Cloutier, 1998). Takie rezultaty mogą oznaczać, że kryteria wybierane przez układ sterowania ruchem mogą być dobierane do konkretnego zadania ruchowego. Za takie różne zadania ruchowe można w szczególności uznać zadania lokomocji dwunożnej człowieka w warunkach fizjologicznych oraz w różnych przypadkach chodu patologicznego. Co więcej w niniejszej pracy wykazano ponadto, że także w każdej z kończyn takie kryteria mogą mieć różną postać. Potwierdzono zatem przypuszczenie,

że gdy chód charakteryzuje wyraźna asymetria związana z uszkodzeniem występującym w obrębie jednej z kończyn, kryterium przyjmowane w zajętej kończynie najprawdopodobniej będzie związane z oszczędzaniem struktur objętych zmianami patologicznymi oraz zwiększeniem stabilności chodu poprzez uruchomienie stabilizującego działania antagonistów (nawet kosztem związanego z tym większego zużycia energii). Przyjmując, że dla przypadków chodu patologicznego kryteria w każdej z kończyn mogą się różnić, dokonano osobnych i niezależnych obliczeń dla każdej z kończyn uzyskując różne kryteria najlepiej dopasowane do wyników EMG. Aby stwierdzić czy kryteria wytypowane, jako najlepsze dawały wynik zgodności istotnie lepszy niż powszechnie stosowane kryterium kwadratowe przeprowadzono analizę statystyczną. W każdym z przypadków porównano z kryterium kwadratowym jedno, wybrane kryterium z najlepszą średnią zgodnością. Różnica okazała się istotna statystycznie ( $p < 0,01$ ) dla jednego z czterech przypadków klinicznych, a dla jednego była bliska istotności ( $p = 0,08$ ). Natomiast różnice średnich wyników zgodności uzyskane dla różnych kryteriów i średnich wyników zgodności dla kryterium kwadratowego, okazały się istotne statystycznie ( $p \leq 0,01$ ) dla niemal wszystkich przypadków, a dla jednego przypadku różnica ta była bliska istotności ( $p = 0,06$ ). Wyniki te mają szczególne znaczenie, bowiem potwierdzają zasadność stosowania również kryteriów innych niż kwadratowe w obliczeniach dla przypadków chodu patologicznego. Co więcej, wśród kryteriów w podstawowej postaci (bez parametru przesunięcia) kryterium kwadratowe w żadnym z przypadków nie okazało się najlepsze. A zbliżone do niego kryterium łagodnego nasycenia, dawało co najwyżej niewielką poprawę zgodności. Wyniki wyraźnie lepsze niż dla kryterium kwadratowego uzyskiwano natomiast dla kryterium sześciennego oraz kryterium minimum zmęczenia.

Podkreślić należy fakt, że kryterium minimum zmęczenia, zastosowane w niniejszej pracy, po raz pierwszy w badaniu chodu i dla złożonego modelu, osiągnęło dla wszystkich przypadków lepszą zgodność z wynikami EMG niż pozostałe kryteria bez parametru przesunięcia. Wynik ten oznacza, że kryterium to należy brać pod uwagę, jako takie, którym może kierować się układ sterowania ruchem w obciążaniu poszczególnych mięśni w niektórych przypadkach ruchu człowieka i należy go uwzględniać w obliczeniach służących szacowaniu udziałów mięśniowych w chodzie. Szczególnie zaś w przypadkach chodu patologicznego, gdy układ ruchowy jest zwykle bardziej obciążony i mięśnie są narażone na szybsze męczenie się. Na szczególną uwagę zasługuje również

fakt, że lepsze wyniki zgodności uzyskiwano dla kryteriów potęgowych po wprowadzeniu parametru przesunięcia, co potwierdza jak ważna jest obecność w procedurze obliczeniowej czynnika pozwalającego uwzględnić angażowanie się mięśni antagonistycznych.

W badaniach (Herzog & Leonard, 1991), w których przeprowadzono bezpośredni pomiar sił generowanych przez mięśnie kończyn kota, postawiono zadanie polegające na ocenie poprawności przewidywań udziałów sił mięśniowych na drodze optymalizacji dla różnych funkcji celu. Sprawdzano: kryterium minimum zmęczenia, a także kryteria: kwadratowe, z trzecią potęgą oraz liniowe. W badaniach tych stwierdzono, że kryteria z drugą i trzecią potęgą zawsze nadmiernie obciążały mięśnie większe, natomiast dla kryteriów liniowych wyniki były całkowicie niezgodne z pomiarami. Stwierdzono także, że pomimo, iż w analizowanych przypadkach użycie kryterium minimum zmęczenia nadmiernie obciążało mięśnie o większej zawartości włókien wolnokurczliwych (szczególnie dla małych obciążeń) oraz nadmiernie obciążało mięśnie większe (szczególnie dla ruchów mało intensywnych), to wyniki uzyskane przy tym kryterium najlepiej odpowiadały pomiarom.

W badaniach prowadzonych dla lokomocji człowieka przez różnych autorów, w których porównywano zgodność oszacowanych na drodze optymalizacji pobudzeń lub sił mięśniowych i EMG najczęściej najlepsze wyniki uzyskiwano dla zginaczy podszwowych GAM i SOL, natomiast słabsze wyniki dla zginającego stopę grzbietowo mięśnia TA oraz mięśni obsługujących staw kolanowy VI i BFL (Glitsch & Baumann, 1997; Heintz & Gutierrez-Farewik, 2007; Michaud i in., 2021; Seireg & Arvikar, 1975; Żuk i in., 2018b). Jednak w badaniach tych nie stosowano kryterium minimum zmęczenia i kryteriów uwzględniających parametr przesunięcia. Natomiast Forster, który wprowadził do kryteriów potęgowych parametr przesunięcia (Forster, 2004), w swoich badaniach zwracał uwagę na fakt, że w szczególności niedoszacowanie aktywności mięśnia TA jako stabilizatora stawu skokowego jest sprzeczne z wynikami EMG. Wykazał on, że wprowadzenie parametru przesunięcia pozwoliło uzyskać znaczną poprawę zgodności.

Obserwacja dokonana przez Forstera została potwierdzona w niniejszej pracy, bowiem dzięki zastosowaniu kryterium minimum zmęczenia oraz kryteriów z parametrem przesunięcia, najlepsze zgodności z EMG osiągnięto właśnie dla mięśnia TA. Biorąc pod uwagę wyniki uśrednione dla wszystkich przypadków, wprowadzenie



parametru przesunięcia pozwoliło uzyskać również bardzo dobre, znacznie lepsze od kryterium kwadratowego, wyniki zgodności dla mięśni SM, RF, BF oraz GAm, natomiast kryterium minimum zmęczenia okazało się najlepsze w przypadku mięśni TA, SOL i VI. Jeśli wziąć pod uwagę wszystkie mięśnie (7) w badanych czterech przypadkach, czyli razem 28 wyborów najlepszego dopasowania do sygnału EMG, kryterium *MF* okazało się najlepszym wyborem dla 7 mięśni (25% wszystkich), a kryteria uwzględniające parametr przesunięcia okazały się najlepszym wyborem dla 19 dopasowań (68% wszystkich), zaś kryterium kwadratowe tylko w dla 2 mięśni (jedynie 7% wszystkich dopasowań). Wyniki te świadczą o kluczowym znaczeniu, jakie ma dopuszczenie kryterium minimum zmęczenia oraz kryteriów z parametrem przesunięcia w rozwiązaniu zadania rozdziału sił mięśniowych w przypadkach chodu patologicznego.

Wykazano zatem, we wszystkich badanych, przykładowych przypadkach, że pominięcie tych kryteriów i używanie jedynie kryteriów potęgowych (w szczególności najczęściej stosowanego kryterium kwadratowego), bądź ich modyfikacji w postaci kryterium łagodnego nasycenia, w przypadku chodu patologicznego stanowi poważne ograniczenie.

Wspomnieć należy, że w prowadzonych przez różnych autorów badaniach sygnały EMG wykorzystywano nie tylko do weryfikacji uzyskiwanych wyników, ale także jako danych wejściowych do modeli służących poszukiwaniu pobudzeń i sił mięśniowych (Lloyd & Besier, 2003; Sartori i in., 2012) oraz w połączeniu z metodami optymalizacji w tzw. podejściu hybrydowym (Cholewicki & McGill, 1994; Pizzolato i in., 2015; Sartori i in., 2014). Jednak sygnały EMG nie były wykorzystywane w identyfikacji funkcji celu odpowiadającej kryterium, jakim kierował się układ sterowania ruchem, a w podejściu hybrydowym z optymalizacją statyczną stosowano minimalizację kwadratów pobudzeń (Pizzolato i in., 2015).

Ostatnia z badanych hipotez, o szczególnym znaczeniu aplikacyjnym, mówiła, że informacje o oszacowanych na drodze optymalizacji wartościach sił mięśniowych ułatwią stawianie diagnozy w przypadkach chodu patologicznego, poprzez poszerzenie zakresu danych dostępnych w standardowych protokołach analizy chodu. W celu weryfikacji tej hipotezy dla badanych przypadków dokonano podziału cyklu chodu na fazy mocy wykorzystane w dalszych analizach. Przygotowano diagramy faz mocy, pozwalające w przejrzysty sposób ocenić generowanie i absorpcję energii w odniesieniu do poszczególnych stopni swobody i faz cyklu chodu. Wykonano zestawienia wykresów

momentów sił i mocy generowanych przez poszczególne mięśnie oraz pracy wykonywanej przez nie w poszczególnych fazach. Przeprowadzono ponadto analizę zaangażowania antagonistów i agonistów badając przebiegi zmian momentów sił i mocy generowanych przez mięśnie agonistyczne oraz antagonistyczne, a także wartości pracy i mocy średniej generowanych przez momenty wypadkowe oraz momenty pochodzące od agonistów i antagonistów w każdej z wyodrębnionych faz. Bazując na tych wynikach przeprowadzono dla wybranych przypadków szczegółową analizę zaangażowania poszczególnych mięśni w generowanie ruchu.

Wykazano, że tworzące diagramy faz mocy wstęgi faz dla różnych stopni swobody są zwykle niezgodne, jeśli chodzi o początek i koniec. Można na tej podstawie wnioskować, że zadania związane z pracą grup mięśniowych wykonujących zadania w poszczególnych stopniach swobody, w poszczególnych fazach cyklu są przesunięte w czasie. Stanowi to argument za podziałem cyklu chodu na fazy dotyczące osobno każdego ze stopni swobody i związane z pracą mięśni (podział na fazy mocy), jako alternatywy dla stosowanego najczęściej podziału chodu na fazy dokonywanego na podstawie danych kinematycznych, czyli opartego na analizie skutków, a nie przyczyn ruchu (podział za pomocą zdarzeń charakterystycznych). Proponowany podział na fazy wydaje się szczególnie uzasadniony wtedy, gdy przedmiotem zainteresowania jest ocena działania mięśni i grup mięśniowych, jako przyczyn ruchu, tak jak ma to miejsce w niniejszej pracy.

Wykazano, że zawarte w standardowych protokołach analizy chodu wartości wypadkowych momentów sił i mocy w wielu z wyodrębnionych faz mocy osiągają wartości bliskie zera, co może prowadzić do wyciągnięcia w ocenie klinicznej przypadku, mylnych wniosków o nikłym zaangażowaniu mięśni lub wręcz jego braku, podczas gdy wynik taki często wiąże się z jednoczesnym występowaniem działania mięśni po obu stronach stawu. Dopiero rozdzielenie wartości wypadkowych na działanie mięśni agonistycznych i antagonistycznych pozwoliło uzyskać rzeczywisty wgląd w pracę tych grup mięśniowych i ocenić ich zaangażowanie w zadania związane z generowaniem ruchu, przyjmowaniem obciążeń, amortyzacją i absorpcją energii, czy stabilizacją stawów w poszczególnych fazach. Na to, iż analiza wykresów wypadkowych momentów sił w stawach może dawać mylące informacje odnośnie pracy mięśni i na potrzebę ich rozdzielenia na pracę agonistów i antagonistów, zwracał uwagę (Vaughan, 1996), nawiązując do wyników swoich wieloletnich badań przypadków chodu patologicznego.

Uzyskane w niniejszej pracy wyniki są zgodne z uzyskanymi w pracy (Forster i in., 2004), w której zauważono, że stosowane najczęściej kryteria optymalizacyjne zakładając, że celem ośrodkowego układu nerwowego przy rekrutacji mięśni jest wyłącznie jak najbardziej efektywna praca, zaniedbują inny ważny cel, jakim jest angażująca mięśnie antagonistyczne potrzeba stabilizacji stawów. Co więcej potrzeba ta może rosnąć wraz ze wzrostem trudności realizowanych przez układ ruchowy zadań, szczególnie zaś w przypadkach chodu patologicznego.

O znaczeniu zaproponowanego w niniejszej pracy poszerzenia standardowych raportów o dane dotyczące poszczególnych mięśni i potwierdzeniu postawionej hipotezy, świadczy fakt, że w dysfunkcjach układu ruchowego, stawiane diagnozy, formułowane zalecenia terapeutyczne i planowane zabiegi chirurgiczne często odnoszą się do poszczególnych mięśni, a nie do ich grup. Ponadto w standardowych raportach pomijane są informacje o odrębnym działaniu agonistów i antagonistów, mogące mieć ważny wpływ na stawianą diagnozę.

Celem sprawdzenia poprawności stworzonego w ramach niniejszej pracy modelu mięśniowo-szkieletowego dokonano jego weryfikacji poprzez porównanie z modelem dostępnym w powszechnie stosowanym programie OpenSim. Zaobserwowano dobrą zgodność zarówno przebiegów zmian długości włókien wybranych mięśni  $l_f$ , szybkości zmian ich długości  $v_f$ , a także ramion sił mięśniowych względem poszczególnych osi stawowych  $d_{ij}$ . Długości włókien mięśniowych przyjmowały w modelu Kepple'a zastosowanym w pracy, zwykle nieco większe wartości, niż te uzyskane w OpenSim, ale charakter zmian dla obu modeli był zbliżony, co potwierdziło porównanie szybkości zmian długości włókien mięśniowych w obu modelach.

Bardzo dobrą zgodność z wynikami uzyskiwanymi w OpenSim uzyskano również dla obliczeń chwilowych wartości siły maksymalnej  $F_{maxi}$  przy obliczaniu której wykorzystuje się  $l_f$  oraz  $v_f$ . Wyniki te pozwoliły wnioskować, że przygotowany w niniejszej pracy model układu mięśniowo-szkieletowego, umożliwia uzyskiwanie prawidłowych danych, o koniecznych do określenia więzów w procedurze optymalizacyjnej, wartościach  $d_{ij}$  oraz  $F_{maxi}$ . Wynik ten ma szczególne znaczenie, bowiem oznacza, że przygotowany w ramach pracy, własny model dający pełną możliwość wglądu w zastosowane procedury obliczeniowe oraz jego kształtowania i dopasowania, pozwala otrzymywać wyniki zgodne z uzyskiwanymi z wykorzystaniem

zaawansowanego modelu OpenSim, opracowanego przez wiodący zespół naukowy i uznanego w ośrodkach badawczych na całym świecie (Wakeling i in., 2023).

W celu określenia wrażliwości wyników stworzonego w pracy modelu na stopień jego złożoności, dokonano porównań wyników uzyskiwanych przy różnej ilości uwzględnionych stopni swobody. Uzasadnienie uwzględnienia innych, niż związane z obrotem w płaszczyźnie strzałkowej stopni swobody w analizie chodu przedstawiono m.in. W pracy (Glitsch & Baumann, 1997) poprzez stwierdzenie, iż poszerzenie modelu o ruch w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym poprawia zgodność wyników z zapisem EMG. Autorzy wspomnianej pracy zaobserwowali także, że uwzględnienie dodatkowych stopni swobody w stawach skokowym i kolanowym powodowało bardzo duże, nienaturalne obciążanie mięśni, które przejmowały funkcję nieuwzględnionych w modelu struktur biernych. Również Eng i Winter (1995) przeprowadzili badania mające na celu stwierdzenie, o ile wyniki analizy 3D mogą wzbogacić te uzyskiwane z analiz 2D. Badania przeprowadzono dla chodu fizjologicznego, a analizie poddano wartości mocy generowanych w każdym z trzech obrotowych stopni swobody stawów skokowego, kolanowego i biodrowego. Stwierdzono, że co prawda zgodnie z oczekiwaniami, główna część pracy we wszystkich stawach wykonywana była w płaszczyźnie strzałkowej, jednak istotna część pracy w stawie biodrowym (23%) wykonywana była w płaszczyźnie czołowej. Autorzy wnioskowali, że analizę chodu warto przeprowadzać także w innych płaszczyznach, a szczególnie właśnie w płaszczyźnie czołowej w stawie biodrowym. Autorzy podkreślali ponadto, że analiza 3D nabiera szczególnego znaczenia w przypadkach chodu patologicznego. Również w niniejszej pracy przeprowadzono badanie wpływu na wynik uwzględnienia dodatkowego stopnia swobody w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej. Uzyskane wyniki wskazują, że wyraźnie wpłynęło to na szacowane wartości sił mięśniowych. Potwierdzając zarazem celowość wprowadzenia tego stopnia swobody w wykorzystanym w pracy modelu.

Analizie poddano następnie wpływ wprowadzenia zależności ramion sił mięśniowych względem poszczególnych osi obrotu od chwilowych wartości kątów w stawach. Wykazano wyraźny wpływ wprowadzenia tej zależności na uzyskiwane w procedurze optymalizacyjnej wartości sił mięśniowych, szczególnie jeśli chodzi o amplitudę, zaś w mniejszym stopniu na kształt wykresów. Wyniki takie są zgodne z obserwacjami poczynionymi w pracy (Raikova & Prilutsky, 2001). Autorzy ci

stwierdzili ponadto, że wyniki działania modelu są bardziej wrażliwe właśnie na zmiany ramion sił niż na zmiany wartości przekroju fizjologicznego  $pCSA_i$  potrzebnego do obliczenia maksymalnej siły mięśniowej  $F_{maxi}$ .

Stwierdzeniu, jaka jest wrażliwość uzyskiwanych wyników na stopień złożoności modelu służącego obliczeniu chwilowych wartości maksymalnej siły mięśniowej  $F_{maxi}$  poświęcono ostatni etap badania wrażliwości. Część autorów stosuje w swoich modelach uproszczone zależności, pomijając zależność  $F_{max}(l, v)$ , zachowując jedynie  $F_{max}(pCSA)$  (Forster, 2004; Weinhandl & Bennett, 2019), lub zaniedbuje z kolei zależność maksymalnej prędkości skracania mięśnia od składu włókien mięśniowych (Delp i in., 1990).

Wyniki uzyskane w niniejszej pracy pozwoliły na wyciągnięcie wniosku, że na wartość maksymalnej siły, jaką jest w stanie generować mięsień w określonych warunkach, decydujący wpływ ma człon zawierający zależność tej siły od chwilowej szybkości zmiany długości włókna mięśniowego. Natomiast wpływ chwilowej długości włókna mięśniowego okazał się być stosunkowo niewielki. Przeprowadzone badanie wrażliwości wyników pozwoliło stwierdzić, że przyjęty w pracy stopień złożoności modelu, uwzględnia czynniki mające decydujący wpływ na uzyskiwane wyniki. Wynik ten jest zgodny z obserwacjami dokonanymi w badaniach (Arslan i in., 2013), w której badano zgodność rozwiązania zagadnienia udziałów mięśniowych z bezpośrednimi pomiarami sił dokonanymi na zwierzętach. W badaniach tych wykazano, że kryteria nie uwzględniające zależności siły, jaką może generować mięsień od chwilowej jego długości i prędkości skracania dawały znacznie gorsze oszacowania sił mięśniowych niż kryterium, w którym te zależności zostały uwzględnione.

W przeprowadzonych badaniach udało się osiągnąć dobrą zgodność uzyskanych na drodze optymalizacji statycznej wyników pobudzeń mięśniowych z sygnałami EMG, dla większości analizowanych mięśni. Jednak w pewnych przypadkach, występowały mięśnie, dla których zgodność ta była wyraźnie mniejsza dla wszystkich testowanych funkcji celu. Przyczyn powstawania takich niezgodności w przypadku analizy chodu patologicznego upatrywać należy w tym, że w pracy przyjęto model kończyny dolnej oparty na pomiarach anatomicznych dokonanych na osobach o prawidłowej budowie. Dostosowanie geometrii używanego modelu do zmian strukturalnych występujących w układzie ruchowym osób poruszających się chodem patologicznym stanowiłoby w związku z tym właściwy kierunek dalszych badań (Kainz i in., 2021; Song i in., 2019).

Zastosowany w pracy model pozwalający oszacować wartość siły maksymalnej uwzględniał zarówno przekrój fizjologiczny mięśnia, jak i chwilową długość i szybkość jego skracania bądź wydłużania. Kolejnym elementem, jaki należałoby uwzględnić w przyszłych badaniach osób z dysfunkcjami układu ruchu, byłoby uwzględnienie zmienionej w związku z chorobą zdolności mięśni do generowania sił maksymalnych.

W pracy nie wzięto pod uwagę udziału struktur biernych w generowaniu wypadkowych momentów sił, przyjmując, że dla stopni swobody uwzględnionych w modelu jest on stosunkowo nieduży. W przyszłych badaniach należałoby jednak rozważyć uwzględnienie kolejnych stopni swobody i pojawiających się w nich momentów sił, nie pochodzących bezpośrednio od mięśni (Axel i in., 2021).

Ważnym źródłem błędów w metodach opartych o analizę ruchu markerów instalowanych na ciele pacjenta jest również dokładność ich umiejscowienia w odpowiednich punktach anatomicznych. Dokładność ta zależy od możliwości zidentyfikowania właściwych punktów kostnych w związku z obecnością w ich sąsiedztwie tkanki tłuszczowej i mięśniowej oraz od doświadczenia osoby dokonującej naniesienia markerów na ciało pacjenta (Leszczewska i in., 2012).

W związku z poczynionymi w ramach pracy obserwacjami, nasuwa się sugestia, iż warto byłoby zbadać, czy przeprowadzenie analizy wielokryterialnej, z dopuszczeniem zmieniających się wag poszczególnych kryteriów w odniesieniu do różnych części kończyn i w różnych fazach chodu nie doprowadziłoby do poprawy zgodności szacowanych na drodze optymalizacji wyników z wynikami pomiarów sygnałów EMG.

Uzyskane w ramach niniejszej pracy wyniki prowadzą do wniosków, że analiza wielokryterialna uwzględniająca obok powszechnie stosowanych kryteriów potęgowych, również kryteria z parametrem przesunięcia oraz kryterium minimum zmęczenia, a także wykorzystanie modeli dopasowanych do układu ruchowego osób badanych, mogą stać się podstawą dalszych badań naukowych, w celu poprawy diagnostyki zaburzeń chodu.

## 6. WNIOSKI

1. Zastosowanie metody zbiorów dopuszczalnych pozwoliło na wykorzystanie kryterium minimum zmęczenia w rozwiązaniu zadania rozdziału sił mięśniowych w złożonym z wielu mięśni modelu układu ruchowego.
2. Wykorzystanie sygnałów EMG zebranych dla kilku wybranych mięśni pozwoliło na wybranie kryterium charakteryzującego się najlepszą zgodnością z EMG i oszacowanie pobudzenia, siły, momentów sił i mocy dla wielu mięśni kończyn dolnych, dla których bezpośrednio uzyskanie takich informacji jest trudne lub niemożliwe.
3. Zastosowanie kryterium minimum zmęczenia w analizie chodu jest celowe i ważne, bowiem pozwoliło w niektórych przypadkach uzyskać wyniki zgodności z sygnałami EMG znacznie lepsze niż inne kryteria.
4. Poszerzenie kryteriów potęgowych o parametr przesunięcia jest uzasadnione, bowiem w niektórych przypadkach może prowadzić do istotnej poprawy zgodności wyników z sygnałami EMG.
5. Zastosowanie kryterium kwadratowego, które jest powszechnie stosowane w analizie chodu, w przypadkach chodu patologicznego, może prowadzić do błędnych wyników, ponieważ w niniejszej pracy, w większości badanych przypadków klinicznych, dało wyniki gorsze niż kryterium minimum zmęczenia i kryteria z parametrem przesunięcia.
6. Wprowadzenie kryterium łagodnego nasycenia w przypadkach badanych w niniejszej pracy nie doprowadziło do znaczącej poprawy wyników w stosunku do tych uzyskanych za pomocą kryterium kwadratowego.

### **Wnioski aplikacyjne:**

1. Wprowadzenie w analizie chodu podziału cyklu chodu na fazy mocy osobno dla każdego stopnia swobody, jako alternatywnego do powszechnie stosowanego podziału opierającego się o zdarzenia charakterystyczne natury kinematycznej, pozwala na niezależną ocenę funkcji napędowych i amortyzacyjnych dla poszczególnych grup mięśniowych w każdym ze stopni swobody.

2. Wykorzystanie w analizie chodu diagramów faz mocy, pozwoliło na zobrazowanie jednoczesnego występowania w różnych stopniach swobody faz napędowych i amortyzacyjnych.
3. Obecne w standardowych raportach chodu dane o wypadkowych momentach sił mięśniowych i generowanych mocach nie pozwalają na ocenę zaangażowania agonistów i antagonistów, co w wielu przypadkach prowadzi do błędnych wniosków o niewielkiej aktywności mięśni, lub wręcz jej braku, w sytuacji, gdy ich momenty sił się równoważą.
4. Uzupełnienie standardowego raportu chodu o informacje dotyczące zaangażowania agonistów i antagonistów pozwoliło na ocenę współdziałania grup mięśniowych po obu stronach osi stawowych w zadaniach stabilizacji stawu. Ma to szczególne znaczenie w przypadkach chodu patologicznego, gdzie zapotrzebowanie na taką stabilizację jest wzmożone.
5. Uzupełnienie raportu chodu o informacje dotyczące pobudzeń, sił, momentów sił i mocy generowanych przez poszczególne mięśnie pozwoliło na jednoznaczną ocenę, które mięśnie działają odmiennie niż w przypadku chodu normalnego (które są nadmiernie obciążone, a których działanie jest osłabione), co może stanowić precyzyjną wskazówkę w diagnostyce i planowaniu działań terapeutycznych.



## 7. PIŚMIENICTWO

- Ait-Haddou, R., Herzog, W., & Binding, P. (2000). Theoretical considerations on cocontraction of sets of agonistic and antagonistic muscles. *Journal of Biomechanics*, *33*(9), 1105–1111. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00085-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00085-3)
- Akhundov, R., Saxby, D. J., Diamond, L. E., Edwards, S., Clausen, P., Dooley, K., Blyton, S., & Snodgrass, S. J. (2022). Is subject-specific musculoskeletal modelling worth the extra effort or is generic modelling worth the shortcut? *PLoS ONE*, *17*(11). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262936>
- An, K. N., Kwak, B. M., Chao, E. Y., & Morrey, B. F. (1984). Determination of Muscle and Joint Forces: A New Technique to Solve the Indeterminate Problem. *Journal of Biomechanical Engineering*, *106*(4), 364–367. <https://doi.org/10.1115/1.3138507>
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, *34*(2), 153–161. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00155-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00155-X)
- Arslan, Y. Z., Kaya, M., & Herzog, W. (2013). Evaluation of muscle force predictions using optimization theory. *Journal of Physics: Conference Series*, *410*(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/410/1/012118>
- Awange, J. L., Paláncz, B., Lewis, R. H., Völgyesi, L., Awange, J. L., Paláncz, B., Lewis, R. H., & Völgyesi, L. (2018). Approximation with Radial Bases Functions. *Mathematical Geosciences: Hybrid Symbolic-Numeric Methods*, 245–278.
- Blix, M. (1894). Die Länge und die Spannung des Muskels. *Skandinavisches Archiv Für Physiologie*, *5*(1), 173–206. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1894.tb00199.x>
- Brand, R. A., Crowninshield, R. D., Wittstock, C. E., Pedersen, D. R., Clark, C. R., & van Krieken, F. M. (1982). A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy. *Journal of Biomechanical Engineering*, *104*(4), 304–310. <https://doi.org/10.1115/1.3138363>
- Brand, R. A., Pedersen, D. R., Davy, D. T., Kotzar, G. M., Heiple, K. G., & Goldberg, V. M. (1994). Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *The Journal of Arthroplasty*, *9*(1), 45–51. [https://doi.org/10.1016/0883-5403\(94\)90136-8](https://doi.org/10.1016/0883-5403(94)90136-8)
- Brand, R. A., Pedersen, D. R., & Friederich, J. A. (1986). The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *Journal of Biomechanics*, *19*(8), 589–596. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90164-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90164-8)

- Buchanan, T. S., & Lloyd, D. G. (1995). Muscle activity is different for humans performing static tasks which require force control and position control. *Neuroscience Letters*, *194*(1–2), 61–64. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(95\)11727-E](https://doi.org/10.1016/0304-3940(95)11727-E)
- Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., & Besier, T. F. (2004). Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command. *J Appl Biomech*, *20*(4), 367–395. <https://doi.org/10.1123/jab.20.4.367>
- Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1994). EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *Journal of Biomechanics*, *27*(10), 1287–1289. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90282-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90282-8)
- Collins, J. J. (1995). The redundant nature of locomotor optimization laws. *Journal of Biomechanics*, *28*(3), 251–267. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00072-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00072-C)
- Crowninshield, R. D. (1978). Use of Optimization Techniques to Predict Muscle Forces. *Journal of Biomechanical Engineering*, *100*(2), 88–92. <https://doi.org/10.1115/1.3426197>
- Crowninshield, R. D., & Brand, R. A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, *14*(11), 793–801. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90035-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-X)
- Crowninshield, R. D., Johnston, R. C., Andrews, J. G., & Brand, R. A. (1978). A biomechanical investigation of the human hip. *Journal of Biomechanics*, *11*(1–2), 75–85. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(78\)90045-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(78)90045-3)
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, *10*(5), 575–587. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- Del Vecchio, X. A., Úbeda, A., Sartori, M., Azorín, J. M., Felici, F., Farina, X. D., & Vecchio, D. A. (2018). Central nervous system modulates the neuromechanical delay in a broad range for the control of muscle force. *J Appl Physiol*, *125*, 1404–1410. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00135.2018.-Force>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *54*(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>

- Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(8), 757–767. <https://doi.org/10.1109/10.102791>
- Dul, J., Johnson, G. E., Shiavi, R., & Townsend, M. A. (1984). Muscular synergism—II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 17(9), 675–684. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(84\)90121-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(84)90121-0)
- Eng, J. J., & Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of Biomechanics*, 28(6), 753–758. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00124-M](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00124-M)
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *W Clinical Biomechanics* (T. 22, Numer 2, s. 131–154). <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005>
- Fenn, W. O., & Marsh, B. S. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *The Journal of Physiology*, 85(3), 277–297. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1935.sp003318>
- Forster, E. (2004). Predicting muscle forces in the human lower limb during locomotion. *Diss. Universität Ulm*.
- Forster, E., Simon, U., Augat, P., & Claes, L. (2004). Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction. *Journal of Biomechanics*, 37(4), 577–581. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2003.09.003>
- Gage, J. R., Schwartz, M. H., Koop, S. E., & Novacheck, T. F. (2009). *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy* (Vol. 180-181). John Wiley & Sons.
- Glitsch, U., & Baumann, W. (1997). The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 30(11–12), 1123–1131. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00089-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00089-4)
- Gordon, A. M., Huxley, A. F., & Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 184(1), 170–192. <https://doi.org/https://doi.org/10.1113/jphysiol.1966.sp007909>
- Guimaraes, A. C., Herzog, W., Allinger, T. L., & Zhang, Y. T. (1995). The Emg–Force Relationship of the Cat Soleus Muscle and its Association with Contractile

- Conditions During Locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198(4), 975–987.  
<https://doi.org/10.1242/jeb.198.4.975>
- Hagberg, M. (1981). Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*, 51(1), 1–7.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1981.51.1.1>
- Heintz, S., & Gutierrez-Farewik, E. M. (2007). Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach. *Gait and Posture*, 26(2), 279–288. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.09.074>
- Herzog, W. (1987). Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. *Journal of Neuroscience Methods*, 21(2–4), 167–179.  
[https://doi.org/10.1016/0165-0270\(87\)90114-2](https://doi.org/10.1016/0165-0270(87)90114-2)
- Herzog, W., & Binding, P. (1993). Cocontraction of pairs of antagonistic muscles: analytical solution for planar static nonlinear optimization approaches. *Mathematical Biosciences*, 118(1), 83–95. [https://doi.org/10.1016/0025-5564\(93\)90034-8](https://doi.org/10.1016/0025-5564(93)90034-8)
- Herzog, W., & Leonard, T. R. (1991). Validation of optimization models that estimate the forces exerted by synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 24(SUPPL. 1), 31–39. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90375-W](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90375-W)
- Hicks, J. L., Delp, S. L., & Schwartz, M. H. (2011). Can biomechanical variables predict improvement in crouch gait? *Gait and Posture*, 34(2), 197–201.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.04.009>
- Hill, H. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 126(843), 136–195. <https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050>
- Hughes, R. E., Chaffin, D. B., Lavender, S. A., & Andersson, G. B. J. (1994). Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography. *Journal of Orthopaedic Research*, 12(5), 689–698.  
<https://doi.org/10.1002/jor.1100120512>
- Jinha, A., Ait-Haddou, R., & Herzog, W. (2002). Antagonistic muscle activity in threedimensional models of the musculoskeletal system. IV. *World Congress Biomechanics. Calgary*.
- Karabulut, D., Dogru, S. C., Lin, Y. C., Pandy, M. G., Herzog, W., & Arslan, Y. Z. (2020). Direct Validation of Model-Predicted Muscle Forces in the Cat Hindlimb during

- Locomotion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 142(5).  
<https://doi.org/10.1115/1.4045660>
- Kaufman, K. R. (1998). Future directions in gait analysis. W J. A. DeLisa (Red.), *Gait Analysis in the Science of Rehabilitation*. (s. 85–112). DIANE Publishing.
- Kaya, C. S., Bilgili, F., Akalan, N. E., & Yucesoy, C. A. (2020). Intraoperative testing of passive and active state mechanics of spastic semitendinosus in conditions involving intermuscular mechanical interactions and gait relevant joint positions. *Journal of Biomechanics*, 103. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109755>
- Kepple, T. M., Sommer III, H. J., Siegel, K. L., & Stanhope, S. J. (1997). A three-dimensional musculoskeletal database for the lower extremities. *Journal of Biomechanics*, 31(1), 77–80. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00107-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00107-3)
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Elsevier.
- Lloyd, D. G., & Besier, T. F. (2003). An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 765–776. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00010-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00010-1)
- Lloyd, D. G., & Buchanan, T. S. (2001). Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of Biomechanics*, 34(10), 1257–1267. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00095-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00095-1)
- MacKinnon, C. D., & Winter, D. A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6), 633–644. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90027-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90027-C)
- Michaud, F., Lamas, M., Ligris, U., & Cuadrado, J. (2021). A fair and EMG-validated comparison of recruitment criteria, musculotendon models and muscle coordination strategies, for the inverse-dynamics based optimization of muscle forces during gait. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00806-6>
- Michnik, R., Nowakowska, K., Jurkojć, J., Jochymczyk-Woźniak, K., Kopyta, I., & Mandera, M. (2015). Wykorzystanie metod modelowania obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego u pacjenta z mózgowym porażeniem dziecięcym. *Modelowanie Inżynierskie*, 24(55), 74–80.
- Milner, T. E., & Cloutier, C. (1998). Damping of the wrist joint during voluntary movement. *Experimental Brain Research*, 122(3), 309–317. <https://doi.org/10.1007/s002210050519>

- Monod, H. (1972). *How muscles are used in body. The Structure and Function of Muscle.*(Edited by Bourne, G. H.), Vol. 1, Part 1. Academic Press, New York.
- Morecki, A., Ekiel, J., & Fidelus, K. (1971). *Bionika ruchu*. PWN.
- Nigg, B. M., & Herzog, W. (1994). *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. John Wiley & Sons.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N., & McBride, I. D. (1991). Work and power in gait of stroke patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 72(5), 309–314.
- Ou, Y., & Kecskemethy, A. (2007). A comparison of static optimization criteria for resolving the 3D muscle redundancy problem during human gait. *PAMM*, 7(1), 4020011–4020012. <https://doi.org/10.1002/pamm.200700274>
- Pedersen, D. R., Brand, R. A., & Davy, D. T. (1997). Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *Journal of Biomechanics*, 30(9), 959–965. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00041-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00041-9)
- Pedotti, A., Krishnan, V. V., & Stark, L. (1978). Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38(1–2), 57–76. [https://doi.org/10.1016/0025-5564\(78\)90018-4](https://doi.org/10.1016/0025-5564(78)90018-4)
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK.
- Pierrynowski, M. R. (1995). Analytical representation of muscle line of action and geometry. W P. Allard, IAF Stokes, & JP Blanche (Red.), *Three-dimensional analysis of human movement* (s. 215–256). Human Kinetics.
- Pizzolato, C., Lloyd, D. G., Sartori, M., Ceseracciu, E., Besier, T. F., Fregly, B. J., & Reggiani, M. (2015). CEINMS: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *Journal of Biomechanics*, 48(14), 3929–3936. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.021>
- Raikova, R. T. (1999). About weight factors in the non-linear objective functions used for solving indeterminate problems in biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 32(7), 689–694. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00037-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00037-8)
- Raikova, R. T., & Prilutsky, B. I. (2001). Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. *Journal of Biomechanics*, 34(10), 1243–1255. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00097-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00097-5)

- Rasmussen, J., Damsgaard, M., & Voigt, M. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion — a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, *34*(3), 409–415. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00191-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00191-3)
- Roberts, M., Mongeon, D., & Prince, F. (2017). Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait. *Physical Therapy and Rehabilitation*, *4*(1), 6. <https://doi.org/10.7243/2055-2386-4-6>
- Sartori, M., Farina, D., & Lloyd, D. G. (2014). Hybrid neuromusculoskeletal modeling to best track joint moments using a balance between muscle excitations derived from electromyograms and optimization. *Journal of Biomechanics*, *47*(15), 3613–3621. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.009>
- Sartori, M., Reggiani, M., Farina, D., & Lloyd, D. G. (2012). EMG-Driven Forward-Dynamic Estimation of Muscle Force and Joint Moment about Multiple Degrees of Freedom in the Human Lower Extremity. *PLoS ONE*, *7*(12), e52618. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052618>
- Seireg, A., & Arvikar, R. J. (1973). A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics*, *6*(3), 313–326. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90053-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90053-5)
- Seireg, A., & Arvikar, R. J. (1975). The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics*, *8*(2), 89–102. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90089-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90089-5)
- Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., Ong, C. F., DeMers, M. S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S. R., Arnold, E. M., Yong, J. R., Lakshmikanth, S. K., Sherman, M. A., Ku, J. P., & Delp, S. L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Computational Biology*, *14*(7). <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
- Siemiński, A. (1992). Modelowanie współdziałania mięśni—efekt łagodnego nasycenia jako warunek konieczny zgodności przewidywań kryteriów optymalizacyjnych z własnościami realnych napędów mięśniowych. *Bober i S. Kornecki (red.). Biomechaniczne cechy aktywności motorycznej człowieka. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, *29*, 81–94.

- Siemiński, A. (1994). Modelowanie i badanie współdziałania mięśni szkieletowych człowieka w warunkach dynamicznych na przykładzie kończyny dolnej. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 40, 149–173.
- Siemiński, Adam. (2007). *Odwrotne zadanie optymalizacji dla współdziałających mięśni szkieletowych*. Studia i Monografie Akademii Wychowania Fizycznego, nr 87.
- Smith, S. H. L., Coppack, R. J., van den Bogert, A. J., Bennett, A. N., & Bull, A. M. J. (2021). Review of musculoskeletal modelling in a clinical setting: Current use in rehabilitation design, surgical decision making and healthcare interventions. W *Clinical Biomechanics* (T. 83). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105292>
- Tejszerska, D., Świtoński, E., Michnik, R., Głowacka, A., Jochymczyk-Woźniak, K., & Jureczko, P. (2010). Identyfikacja sił mięśniowych podczas chodu dzieci z zaburzeniami neurologicznymi. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 4, 259–262.
- Thompson, M. S., Voigt, M., & Zee, M. De. (2003). Evaluation of lower extremity musculoskeletal model using sit-to-stand movement. In: *19th congress of the International Society of Biomechanics.*, 9–11.
- Trinler, U., Hollands, K., Jones, R., & Baker, R. (2018). A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. W *Gait and Posture* (T. 61, s. 353–361). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.005>
- Trinler, U., Schwameder, H., Baker, R., & Alexander, N. (2019). Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim. *Journal of Biomechanics*, 86, 55–63. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.045>
- Uhlrich, S. D., Jackson, R. W., Seth, A., Kolesar, J. A., & Delp, S. L. (2022). Muscle coordination retraining inspired by musculoskeletal simulations reduces knee contact force. *Scientific Reports*, 12(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-13386-9>
- van den Bogert, A. J. (1994). Analysis and Simulation of Mechanical Loads on the Human Musculoskeletal System. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 22(1), 23–52. <https://doi.org/10.1249/00003677-199401000-00004>
- Vaughan, C. L. (1996). Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis? *Human Movement Science*, 15(3), 423–443. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00009-7](https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00009-7)



- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Human Kinetics Publishers.
- Veerkamp, K., Schallig, W., Harlaar, J., Pizzolato, C., Carty, C. P., Lloyd, D. G., & van der Krogt, M. M. (2019). The effects of electromyography-assisted modelling in estimating musculotendon forces during gait in children with cerebral palsy. *Journal of Biomechanics*, *92*, 45–53. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.026>
- Wakeling, J. M., Febrer-Nafria, M., & De Groot, F. (2023). A review of the efforts to develop muscle and musculoskeletal models for biomechanics in the last 50 years. *Journal of Biomechanics*, *155*, 111657. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111657>
- Walmsley, B., Hodgson, J. A., & Burke, R. E. (1978). Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats. *Journal of Neurophysiology*, *41*(5), 1203–1216. <https://doi.org/10.1152/jn.1978.41.5.1203>
- Weber, W., & Weber, E. (1836). *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: eine anatomisch-physiologische Untersuchung* (T. 1). Dieterich.
- Weinhandl, J. T., & Bennett, H. J. (2019). Musculoskeletal model choice influences hip joint load estimations during gait. *Journal of Biomechanics*, *91*, 124–132. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.015>
- Whittle, M. W. (2014). *Gait Analysis: An Introduction*. Elsevier Science.
- Winter, D. A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. University of Waterloo Press.
- Winter, D. A., Olney, S. J., Conrad, J., White, S. C., Ounpuu, S., & Gage, J. R. (1990). Adaptability of Motor Patterns in Pathological Gait. W *Multiple Muscle Systems* (s. 680–693). Springer New York. [https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9030-5\\_44](https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9030-5_44)
- Żuk, M., Syczewska, M., & Pezowicz, C. (2018a). Influence of Uncertainty in Selected Musculoskeletal Model Parameters on Muscle Forces Estimated in Inverse Dynamics-Based Static Optimization and Hybrid Approach. *Journal of Biomechanical Engineering*, *140*(12). <https://doi.org/10.1115/1.4040943>
- Żuk, M., Syczewska, M., & Pezowicz, C. (2018b). Use of the surface electromyography for a quantitative trend validation of estimated muscle forces. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, *38*(2), 243–250. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2018.02.001>

## Streszczenie

Chód jest główną formą lokomocji człowieka, a jego badanie stanowi podstawowe narzędzie oceny stanu układu ruchowego. W standardowych raportach klinicznych nie uwzględnia się sił generowanych przez poszczególne mięśnie ze względu na inwazyjność ich bezpośredniego pomiaru. Aby je oszacować używa się metod modelowania, wśród których najbardziej rozpowszechniona jest optymalizacja statyczna z zastosowaniem różnych kryteriów i funkcji celu.

Celem pracy było opracowanie metody zastosowania zaawansowanego matematycznie kryterium minimum zmęczenia w modelach złożonych z wielu mięśni oraz stworzenie procedury pozwalającej na określenie kryterium zgodnego z wybranym przez układ sterowania ruchem w rozwiązaniu zagadnienia udziałów mięśni podczas chodu. Celem aplikacyjnym było stworzenie możliwości poszerzenia protokołów analizy chodu o dodatkowe informacje o udziałach poszczególnych mięśni w realizacji ruchu i wykazanie, że może się to okazać istotne w podejmowaniu decyzji diagnostycznych.

Aby zrealizować te cele opracowano złożony model kończyny dolnej uwzględniający 45 mięśni, umożliwiający uzyskanie danych potrzebnych do sformułowania więzów w zadaniu optymalizacji statycznej. Następnie opracowano metodę rozwiązania zadania udziałów mięśniowych dla tego złożonego modelu z wykorzystaniem kryterium minimum zmęczenia metodą zbiorów dopuszczalnych. Kryterium to nie było wcześniej z powodzeniem stosowane dla tak złożonych modeli ze względu na trudność rozwiązania zadania optymalizacji z nieliniową funkcją celu. Zagadnienie udziałów mięśniowych rozwiązano dla chodu fizjologicznego oraz dwóch przypadków chodu patologicznego, dla każdej z kończyn oddzielnie. Obliczeń dokonano ponadto dla kryteriów potęgowych z drugą i trzecią potęgą oraz dla kryterium łagodnego nasycenia. W kryteriach potęgowych zastosowano parametr przesunięcia o różnych wartościach. Następnie opracowano procedurę wyłaniania najlepszego kryterium poprzez zastosowanie wskaźnika podobieństwa, umożliwiającego porównanie uzyskanych na drodze optymalizacji pobudzeń mięśniowych z zarejestrowanymi dla kilku wybranych mięśni sygnałami EMG.

Najlepsze wyniki zgodności z sygnałami EMG uzyskano dla kryterium minimum zmęczenia lub kryteriów potęgowych z parametrem przesunięcia. Stwierdzono istotne statystycznie różnice wartości wskaźnika zgodności uzyskanych dla tych kryteriów w porównaniu z powszechnie stosowanym kryterium kwadratowym. W oparciu o

uzyskane na drodze optymalizacji dane o zaangażowaniu się poszczególnych mięśni przygotowano szczegółowe analizy biomechaniczne dla przypadków chodu fizjologicznego i patologicznego. W analizach tych wykazano przydatność uzupełnienia o te informacje standardowych raportów chodu ograniczających się zwykle do wypadkowych momentów sił i mocy. W szczególności uzyskano wyniki potwierdzające jak ważne dla chodu patologicznego jest zastosowanie kryterium umożliwiającego uzyskanie informacji o zaangażowaniu antagonistów przy stabilizacji stawów. Wykazano, że ograniczenie się jedynie do informacji o momencie wypadkowym może prowadzić do niepełnych wniosków. Pokazano również, jak znajomość zaangażowania poszczególnych mięśni, umożliwia stwierdzenie, że ich działanie odbiega od aktywności fizjologicznej.

Uzyskane w pracy wyniki prowadzą do wniosków, które mogą mieć istotne znaczenie w praktyce, ponieważ uzasadniają celowość stosowania kryterium minimum zmęczenia oraz kryteriów z parametrem przesunięcia, w rozwiązaniu zagadnienia udziałów mięśniowych dla chodu patologicznego, co zasługuje na uwagę w sytuacji, gdy kryteria te były dotychczas w takich zastosowaniach pomijane.

**Słowa kluczowe:** analiza chodu, chód patologiczny, zagadnienie udziałów mięśniowych, optymalizacja statyczna, model mięśniowo-szkieletowy, kryteria potęgowe, kryterium łagodnego nasycenia, kryterium minimum zmęczenia, kryteria z parametrem przesunięcia

## **Abstract**

Gait is the main form of human locomotion, and its study is the primary tool for assessing the condition of the musculoskeletal system. Standard clinical reports do not take into account the forces generated by individual muscles due to the invasiveness of their direct measurement. To estimate them, modelling methods are used, among which the most common are static optimization using various criteria and objective functions.

The purpose of the study was to develop a method for applying a mathematically advanced minimum fatigue criterion to models composed of multiple muscles and to create a procedure to determine a criterion consistent with that selected by the human central nervous system in solving the muscle force-sharing problem during gait. The application goal of the research was to create the possibility of extending gait analysis protocols with additional information about the contributions of individual muscles to the execution of a movement and to demonstrate that this can prove important in making diagnostic decisions.

To achieve these goals, a complex model of the lower limb with 45 muscles was developed to provide the data needed to formulate constraints in static optimization. Then, a procedure was prepared to allow to solve the problem of muscle force sharing for such a complex model for the criterion of minimum fatigue by the method of feasible sets. This criterion has not been effectively used for such complex models before due to the difficulty of solving the optimization task with a non-linear objective function. The problem of muscle force sharing was solved for the physiological gait and two cases of pathological gait, for each limb separately. In addition to the minimum fatigue criterion, calculations were made for polynomial criteria with the second and third power and for the soft saturation criterion. In polynomial criteria, shift parameters with different values were used. Then, a procedure was developed to select the best criterion using the similarity index, which allows the comparison of muscle activation obtained by the optimization method with the recorded EMG signals for selected muscles.

The best similarity results with EMG signals were obtained for the minimum fatigue criterion or the polynomial criteria with a shift parameter. Statistically significant differences in the similarity index values obtained for these criteria in comparison with the commonly used quadratic criterion were found. Based on the optimization data on the involvement of individual muscles in the performed movement, detailed biomechanical analyzes were prepared for cases of physiological and pathological gait. These analyzes

demonstrated the usefulness of supplementing standard gait reports with this information, which are usually limited to the resultant moments of forces and resultant powers. In particular, the study obtained results confirmed how important it is for pathological gait to use a criterion that can provide information about the involvement of antagonistic muscles in joint stabilization. It has been shown that limiting the analysis to information about the resultant moment only may lead to incomplete conclusions. It was also shown how the knowledge of the involvement of individual muscles makes it possible to conclude that their action differs from the activity in the physiological form.

The results obtained in the study lead to conclusions that may be of significant importance in practice, as they justify the validity of using the minimum fatigue criterion and criteria with the shift parameter in solving the problem of muscle force sharing for pathological gait, which is noteworthy because these criteria have been neglected in such applications.

**Keywords:** gait analysis, pathological gait, muscle force sharing, static optimization, musculoskeletal model, polynomial criteria, soft saturation criterion, minimum fatigue criterion, criteria with shift parameter

## **Aneks**

Zawartość aneksu

Załącznik 1. Spis tabel

Załącznik 2. Spis rycin

Załącznik 3. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu

## Załącznik 1. Spis tabel

Tabela 4.1. Średnie wartości mocy i pracy agonistów, antagonistów oraz wypadkowych, w każdym z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla chodu fizjologicznego .....	50
Tabela 4.2. Średnie wartości mocy i pracy agonistów, antagonistów oraz wypadkowych, w każdym z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla chodu patologicznego .....	70
Tabela 4.3. Wartości średnie wskaźnika podobieństwa ( $\varphi$ ), uzyskane dla różnych kryteriów, dla różnych przypadków chodu patologicznego .....	83
Tabela 4.4. Wartości wskaźnika podobieństwa ( $\varphi$ ), uzyskane dla różnych mięśni i dla różnych kryteriów, dla dwóch kończyn przypadku chodu patologicznego <i>FeNePa</i> .....	85
Tabela 4.5. Wartości wskaźnika podobieństwa ( $\varphi$ ), uzyskane dla różnych mięśni i dla różnych kryteriów, dla dwóch kończyn przypadku chodu patologicznego <i>DiSeSp</i> .....	86
Tabela 4.6. Wartości wskaźnika podobieństwa ( $\varphi$ ), uśrednione dla wszystkich badanych przypadków chodu patologicznego, dla różnych mięśni i dla różnych kryteriów .....	88

## Załącznik 2. Spis rycin

Ryc. 1.1. Zestawienie wykresów zmian kątów, momentów sił i mocy dla chodu fizjologicznego, z przedziałami czasu cyklu, w których znak mocy jest stały .....	11
Ryc. 1.2. Przewidywania kryterium kwadratowego i kryterium łagodnego nasycenia dla modelu trzech mięśni (Siemieński, 1994) .....	16
Ryc. 1.3. Relacja między obciążeniem mięśnia a maksymalnym czasem pracy dla dwóch przykładowych mięśni: A i B (Monod, 1972) .....	18
Ryc. 3.1. Schemat poszczególnych etapów badań .....	25
Ryc. 3.2. Schemat procesu wyznaczania położenia punktów pośrednich linii działania mięśni w układzie laboratoryjnym .....	27
Ryc. 3.3. Schemat układu prawej kończyny dolnej i miednicy, z naniesionymi lokalnymi układami odniesienia .....	28
Ryc. 3.4. Ilustracja rzutowania punktu przebiegu mięśnia na osie lokalnego układu odniesienia .....	29
Ryc. 3.5. Ilustracja sposobu wyznaczania $P_p^{lab}(t)$ .....	30
Ryc. 3.6. Schemat prawej kończyny dolnej z liniami przebiegu mięśni .....	31
Ryc. 3.7. Ilustracja sposobu definiowania ramienia siły i – tego mięśnia względem $j$ – tej osi .....	32

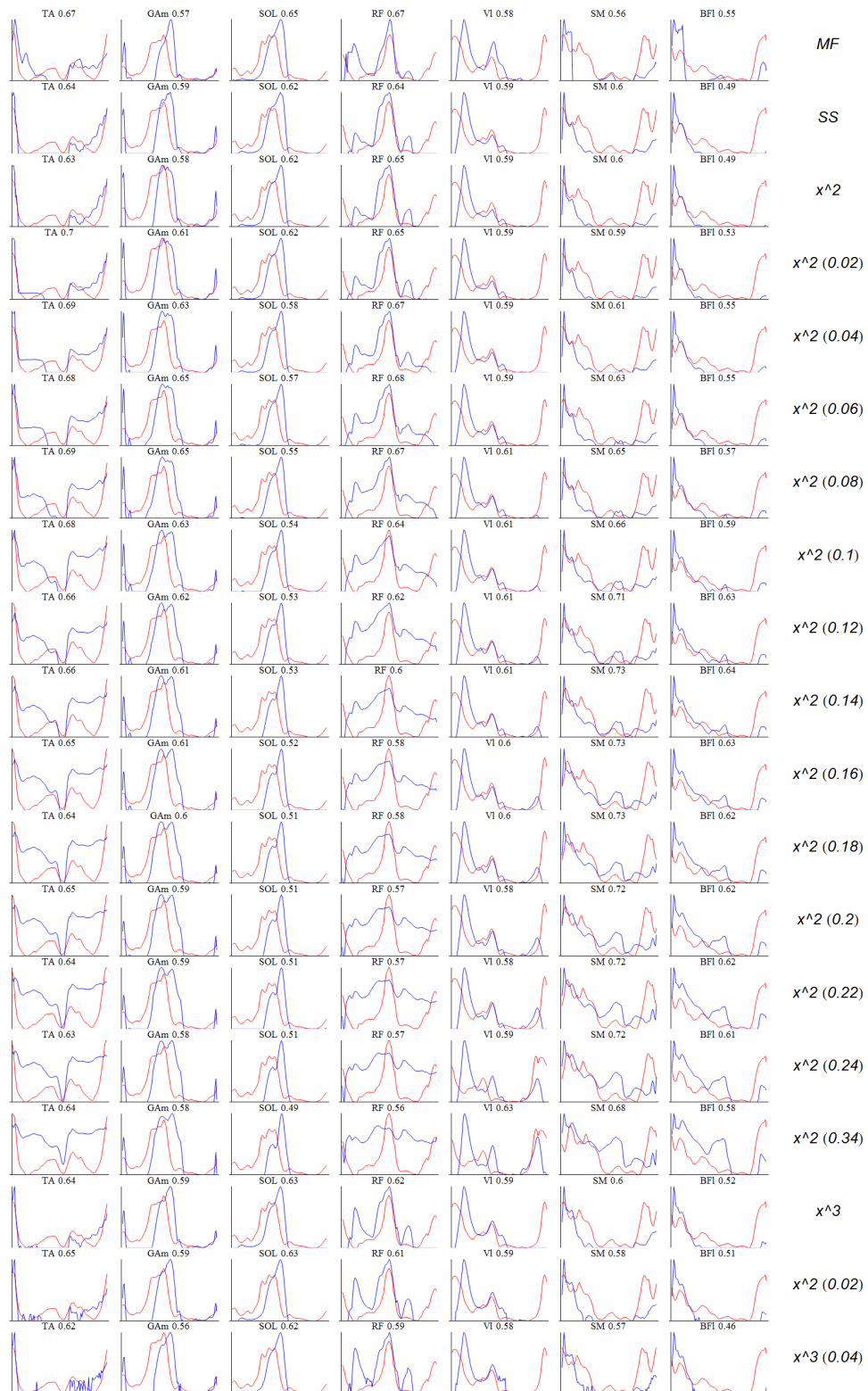
Ryc. 3.8. Graficzna prezentacja procedury wyznaczania rzutu odcinka mięśnia na płaszczyznę prostopadłą do osi obrotu oraz ramię siły mięśniowej, względem tej osi ..	34
Ryc. 3.9. Ilustracja zastosowania wskaźnika OnOff dla trzech przykładowych mięśni (TA, GAm i SOL) w przykładowym cyklu chodu .....	42
Ryc. 3.10. Wykresy mocy dla agonistów, antagonistów oraz wartości wypadkowych w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w przykładowej fazie cyklu chodu ....	44
Ryc. 4.1. Zestawienie wykresów kątów ( $\alpha_j$ ) oraz standaryzowanych względem masy ciała momentów sił ( $M_j$ ) i mocy ( $P_j$ ) dla czterech stopni swobody, poszerzone o przebiegi agonistów i antagonistów, uzyskane w chodzie fizjologicznym .....	47
Ryc. 4.2. Podział cyklu chodu na fazy mocy dla każdego z analizowanych stopni swobody w chodzie fizjologicznym .....	49
Ryc. 4.3. Średnie wartości mocy generowanych przez agonistów (A) i antagonistów (B) w każdej z faz, dla każdego z analizowanych stopni swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w [ $Wkg^{-1}$ ] .....	51
Ryc. 4.4. Wykresy momentów sił generowanych przez poszczególne mięśnie, w każdym z analizowanych stopni swobody w chodzie fizjologicznym.....	54
Ryc. 4.5. Wykresy mocy, generowanych przez poszczególne mięśnie, w każdym z analizowanych stopni swobody w chodzie fizjologicznym.....	55
Ryc. 4.6. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie skokowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w [ $Jkg^{-1}$ ]* $10^{-3}$ .....	56
Ryc. 4.7. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie kolanowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w [ $Jkg^{-1}$ ]* $10^{-3}$ .....	57
Ryc. 4.8. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w [ $Jkg^{-1}$ ]* $10^{-3}$ .....	58
Ryc. 4.9. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody w chodzie fizjologicznym, wyrażone w [ $Jkg^{-1}$ ]* $10^{-3}$ .....	59
Ryc. 4.10. Zestawienie wykresów kątów ( $\alpha_j$ ), standaryzowanych względem masy ciała momentów sił ( $M_j$ ) i mocy ( $P_j$ ) dla czterech stopni swobody, uzyskanych dla przypadku patologicznego, przedstawionych na tle wstęgi zmienności wyników osób zdrowych .	65



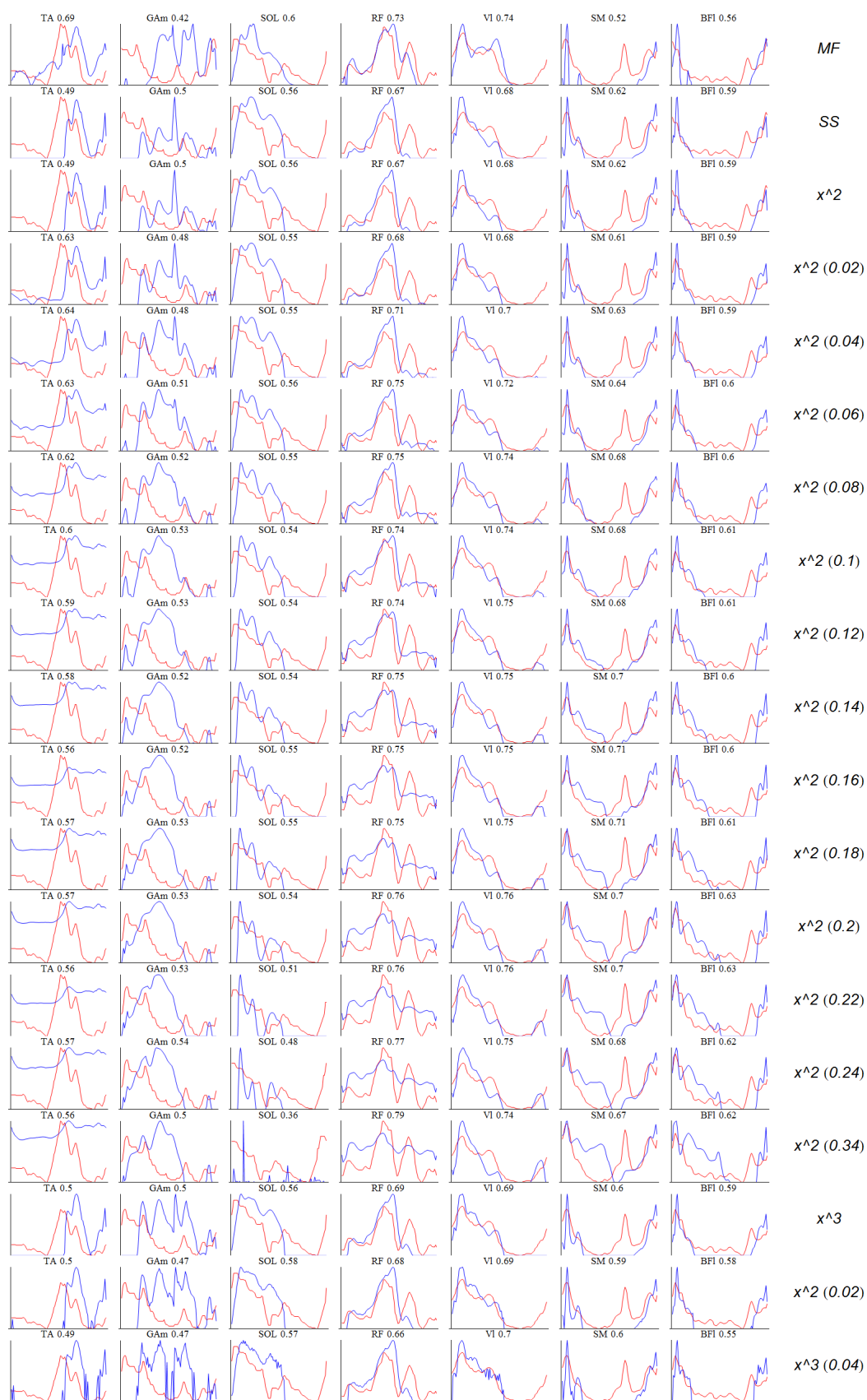
Ryc. 4.11. Podział cyklu chodu na fazy mocy, dla każdego z analizowanych stopni swobody .....	67
Ryc. 4.12. Zestawienie wykresów kątów ( $\alpha_j$ ) oraz standaryzowanych względem masy ciała momentów sił ( $M_j$ ) i mocy ( $P_j$ ) dla czterech stopni swobody, poszerzone o przebiegi agonistów i antagonistów, uzyskane dla przypadku patologicznego .....	68
Ryc. 4.13. Średnie wartości mocy generowanych przez agonistów (A) i antagonistów (B) w każdej z faz, dla każdego z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w [Wkg-1] .....	71
Ryc. 4.14. Wykresy momentów sił generowanych przez poszczególne mięśnie, w każdym z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego	73
Ryc. 4.15. Wykresy mocy, generowanych przez poszczególne mięśnie, w każdym z analizowanych stopni swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego .....	74
Ryc. 4.16. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie skokowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w [Jkg <sup>-1</sup> ]*10 <sup>-3</sup> .....	75
Ryc. 4.17. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie kolanowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w [Jkg <sup>-1</sup> ]*10 <sup>-3</sup> .....	76
Ryc. 4.18. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie biodrowym, w płaszczyźnie strzałkowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w [Jkg <sup>-1</sup> ]*10 <sup>-3</sup> .....	76
Ryc. 4.19. Wartości pracy wykonanej przez poszczególne mięśnie w stawie biodrowym, w płaszczyźnie czołowej, w każdej z faz mocy wyodrębnionych dla tego stopnia swobody, uzyskane dla przypadku patologicznego, wyrażone w [Jkg <sup>-1</sup> ]*10 <sup>-3</sup> .....	77
Ryc. 4.20. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu (przypadek <i>FeNePaL</i> ) .....	90
Ryc. 4.21. Wynik porównania zmian długości włókien mięśniowych - $l_f$ [m] wybranych mięśni, uzyskanych dla jednego cyklu chodu, obliczonych dla różnych modeli .....	91
Ryc. 4.22. Wynik porównania przebiegów zmian wartości ramion sił ( $d_{ij}$ ) dla wybranych mięśni, względem poszczególnych stopni swobody, uzyskanych dla modelu zastosowanego w pracy i modelu OpenSim .....	92

Ryc. 4.23 Wynik porównania $F_{maxi}(t)$ wybranych mięśni uzyskanych dla modelu zastosowanego w pracy i modelu OpenSim .....	93
Ryc. 4.24. Porównanie przebiegów zmian wartości sił [N], w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego, dla modelu płaskiego (obrotu w płaszczyźnie strzałkowej) - oraz modelu, w którym dodano obrót w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej – przywodzenie i odwodzenie.....	94
Ryc. 4.25. Porównanie przebiegów zmian wartości sił [N] w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego, obliczonych dla ramion sił stałych oraz zależnych od kąta w stawie ..	96
Ryc. 4.26. Przebieg zmian $f_1(l(t))$ dla mięśnia <i>Tibialis Posterior</i> w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego.....	97
Ryc. 4.27. Przebieg zmian $f_2(v(t))$ dla mięśnia <i>Tibialis Posterior</i> w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego.....	97
Ryc. 4.28. Przebieg zmian $F_{max}(t)$ dla mięśnia <i>Tibialis Posterior</i> w czasie jednego cyklu chodu fizjologicznego.....	98
Ryc. A.1. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych, oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu (przypadek <i>FeNePaR</i> ).....	131
Ryc. A.2. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych, oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu (przypadek <i>DiSeSpL</i> ) .....	132
Ryc. A.3. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych, oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu (przypadek <i>DiSeSpR</i> ).....	133

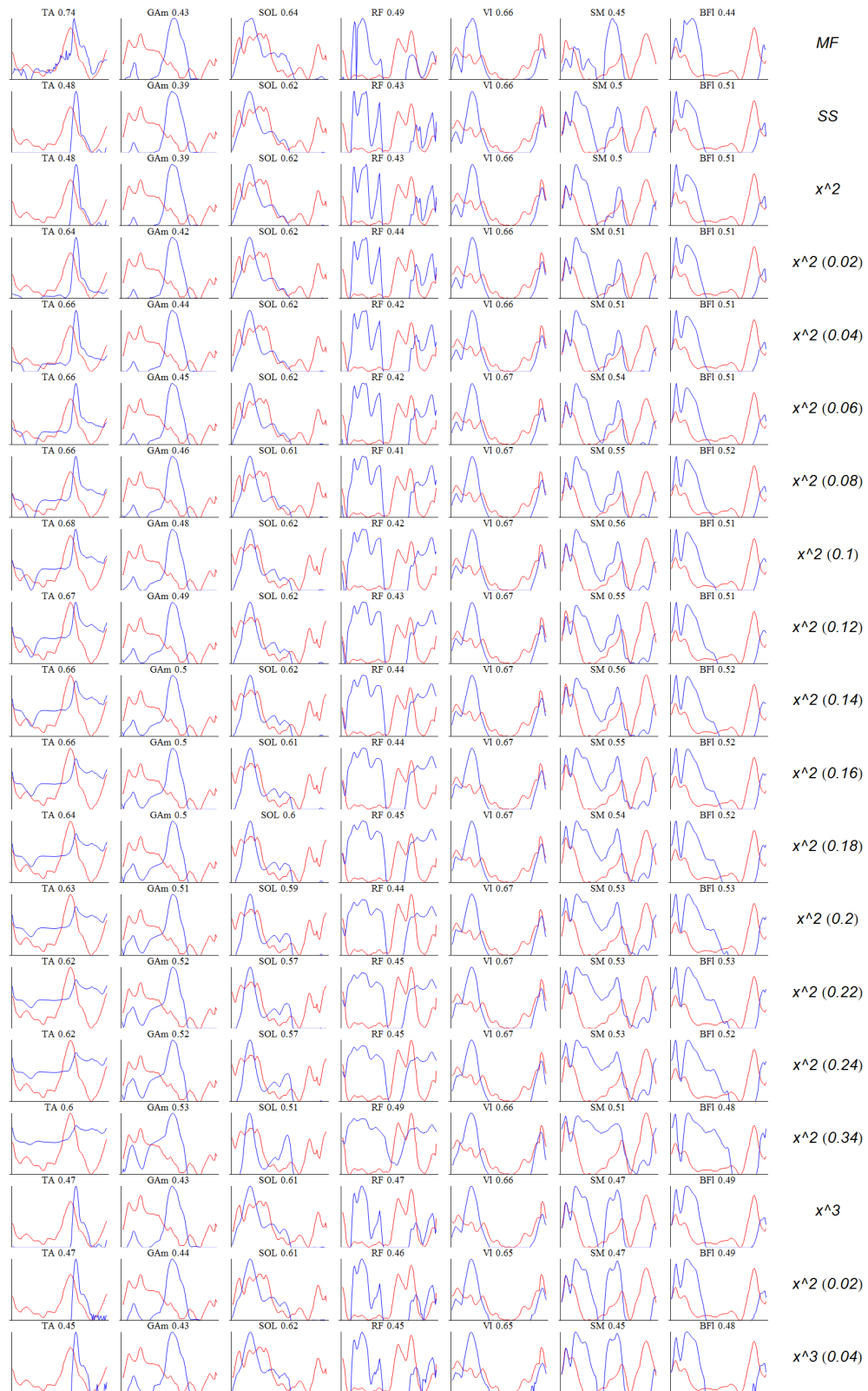
**Załącznik 3. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych oszacowane z wykorzystaniem różnych funkcji celu**



Ryc. A.1. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych, oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu (przypadek *FeNePaR*)



Ryc. A.2. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych, oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu (przypadek *DiSeSpL*)



Ryc. A.3. Zestawienie sygnałów EMG dla wybranych mięśni i przebiegów zmian pobudzeń mięśniowych, oszacowanych z wykorzystaniem różnych funkcji celu (przypadek *DiSeSpr*)