

Politechnika Krakowska im. Tadeusza Kościuszki

Wydział Mechaniczny
Instytut Mechaniki Stosowanej

Katedra Dynamiki
Układów Materialnych

Leszek Nosiadek

PRACA DOKTORSKA

**Synteza modeli biomechanicznych ciała człowieka
opisujących zeskoki
na podstawie badań doświadczalnych**

Promotor: dr hab. inż. Marek A. Książek, prof. P. K.

KRAKÓW 2006



*Pragnę serdecznie podziękować,
mojemu promotorowi,
Panu prof. dr hab. inż. Markowi A. Książkowi
za wielką życzliwość i poświęcony czas,
wiele cennych wskazówek i bezinteresowną pomoc,
a przede wszystkim za ogromną dla mnie cierpliwość,
oraz tym wszystkim osobom,
bez których wsparcia nie napisałbym tej pracy.*



Spis treści

SPIS OZNACZEŃ	1
1. WSTĘP	2
2. CEL I ZAKRES PRACY	3
3. ANALIZA ISTNIEJĄCEGO STANU BADAŃ W DZIEDZINIE SKOKÓW – CHRONOLOGICZNY PRZEGLĄD LITERATURY	4
4. METODY REJESTRACJI RUCHU, SIŁ I AKTYWNOŚCI BIOELEKTRYCZNEJ MIĘŚNI ORAZ WYKORZYSTYWANE PROGRAMY KOMPUTEROWE	31
4.1. METODY REJESTRACJI RUCHU	31
4.2. METODY REJESTRACJI SIŁ	34
4.3. METODY REJESTRACJI AKTYWNOŚCI BIOELEKTRYCZNEJ MIĘŚNI (EMG)	35
4.4. PROGRAMY KOMPUTEROWE	37
4.5. INNE METODY POMIAROWE	39
5. MODELE UŻYWANE DO ANALIZY RUCHU CZŁOWIEKA	43
5.1. ZAŁOŻENIA I PROCEDURY OBLICZEŃ DLA MODELI UKŁADU RUCHOWEGO CZŁOWIEKA	43
5.2. PRZYKŁADY MODELI DO ANALIZY RUCHU CZŁOWIEKA	45
5.2.1. Modele jednoosiowe	45
5.2.2. Modele płaskie	47
5.2.3. Modele przestrzenne	50
5.2.4. Modele mięśni	54
5.2.5. Modele ze sterowaniem nerwowym	57
5.2.6. Modele komputerowe	58
6. BADANIA DOŚWIADCZALNE I OPRACOWANIE WYNIKÓW	59
6.1. METODY REJESTRACJI I ZASTOSOWANE PROCEDURY POMIAROWE	59
6.2. MODEL POMIAROWY RUCHU MARKERÓW WYKORZYSTANY W TEJ PRACY	66
6.3. OPRACOWANIE WYNIKÓW NA PODSTAWIE DANYCH POMIAROWYCH	67
6.3.1. Wyznaczenie przebiegów czasowych położenia środków mas i środków stawów	68
6.3.1.1. Etap przygotowawczy – opis markerów	68
6.3.1.2. Wykorzystanie pomiaru statycznego	68
6.3.1.3. Obliczenia dla pomiarów dynamicznych	69
6.3.1.4. Eksport danych pomiarowych do pliku zewnętrznego	70
6.3.1.5. Unormowanie przebiegów czasowych położenia i wyznaczenie średnich arytmetycznych	71
6.3.2. Wyznaczanie długości segmentów oraz zmian kątowych	74
6.3.3. Wyznaczanie przebiegów czasowych siły reakcji podłoża działającej na człowieka po zeskoku	77

7. BUDOWA MODELI TEORETYCZNYCH	80
7.1. <i>MODELE JEDNOOSIOWE</i>	80
7.1.1. <i>Model 1-masowy</i>	80
7.1.2. <i>Model 2-masowy</i>	82
7.1.3. <i>Model 3-masowy</i>	84
7.1.4. <i>Model 4-masowy</i>	86
7.2. <i>MODEL PŁASKI</i>	88
8. WYNIKI MODELOWANIA.....	93
8.2. <i>WYNIKI MODELOWANIA DLA MODELI JEDNOOSIOWYCH</i>	93
8.2.1. <i>Wyniki dla modelu 1-masowego ze stałymi parametrami</i>	96
8.2.2. <i>Wyniki dla modelu 1-masowego ze zmiennymi parametrami</i>	105
8.2.3. <i>Wyniki dla modelu 2-masowego ze stałymi parametrami</i>	112
8.2.4. <i>Wyniki dla modelu 3-masowego ze stałymi parametrami</i>	116
8.2.5. <i>Wyniki dla modelu 4-masowego ze stałymi parametrami</i>	119
8.3. <i>WYNIKI MODELOWANIA DLA MODELU PŁASKIEGO</i>	122
9. WNIOSKI I PERSPEKTYWY DALSZYCH BADAŃ	139
LITERATURA	145

Spis oznaczeń:

m, m_i	–	masa [kg],
k, k_i	–	współczynnik sprężystości [N/m],
d, d_i	–	współczynnik tłumienia [Ns/m],
g	–	przyspieszenie ziemskie [m/s^2],
z, z_i	–	przemieszczenie w kierunku pionowym [m],
\dot{z}, \dot{z}_i	–	prędkość w kierunku pionowym [m/s],
\ddot{z}, \ddot{z}_i	–	przyspieszenie w kierunku pionowym [m/s^2],
y, y_i	–	przemieszczenie w kierunku poziomym [m],
\dot{y}, \dot{y}_i	–	prędkość w kierunku poziomym [m/s],
\ddot{y}, \ddot{y}_i	–	przyspieszenie w kierunku poziomym [m/s],
F, F_i	–	siła [N],
F_w, F_{iw}	–	siła względna [N/N], iloraz siły i ciężaru ciała,
F_z, F_{iz}	–	siła w kierunku pionowym [N],
F_y, F_{iy}	–	siła w kierunku poziomym [N],
F_{wz}, F_{iwz}	–	siła względna w kierunku pionowym [N/N],
F_{wy}, F_{iwy}	–	siła względna w kierunku poziomym [N/N],
F_{wpom}	–	siła względna obliczona (uzyskana) z pomiarów [N/N],
F_{wmod}	–	siła względna obliczona (uzyskana) z modelu [N/N],
z_{pom}	–	przemieszczenie środka masy obliczone (uzyskane) z pomiarów [m],
z_{mod}	–	przemieszczenie środka masy obliczone (uzyskane) z modelu [m],
v_{mod}	–	prędkość środka masy obliczona (uzyskana) z modelu [m/s],
$W(k,d)$	–	wariancja, statystyczna miara rozproszenia danych
h	–	wysokość zeskoku [m],
C_i	–	środek masy członu,
J_i	–	moment bezwładności masy względem jego środka [kgm^2],
d_{i1}, d_{i2}	–	odległości środków mas C_i od końców członów [m],
l_i	–	długość członu [m],
M_i	–	moment obrotowy [Nm],
a_{Ciy}	–	przyspieszenie środka masy C_i w kierunku poziomym [m/s^2],
a_{Ciz}	–	przyspieszenie środka masy C_i w kierunku pionowym [m/s^2],
$\varphi_i, \dot{\varphi}_i$	–	przemieszczenie kątowne [rad] lub [deg],
$\dot{\varphi}_i, \omega_i$	–	prędkość kątowna [rad/s],
$\ddot{\varphi}_i, \epsilon_i$	–	przyspieszenie kątowne [rad/s^2],

1. Wstęp

Biomechanika jest uważana powszechnie za młodą dziedzinę nauki, ponieważ dość późno została wyodrębniona, jako oddzielna dyscyplina naukowa (Morecki, 2002). Pomimo tego swoimi korzeniami, podobnie jak znane nauki sięga starożytnej Grecji (Nigg, 1994). Jej obszar badań obejmuje wiele zagadnień związanych z różnymi innymi dyscyplinami naukowymi, powstałymi wcześniej i poszerzanymi na przestrzeni wieków.

We współczesnej biomechanice, rozwijanej od końca XIX wieku, najlepsze efekty w zakresie postępu wiedzy i dokonywanych odkryć, przynosiły zwłaszcza badania prowadzone przez interdyscyplinarne zespoły złożone ze specjalistów z różnych dziedzin nauki.

Formalny podział biomechaniki na cztery podstawowe działy dokonał się w 1979 roku podczas VII Międzynarodowego Kongresu Biomechaniki (Morecki, 1990). Pozwolił on badaczom określić zakres prowadzonych badań i ich aspekty aplikacyjne. Wtedy to formalnie wyróżniono takie działy, jak: biomechanika ogólna, biomechanika inżynierska, biomechanika medyczna i inżynieria rehabilitacyjna, oraz biomechanika sportu. Nie jest to jednak podział ostateczny.

Temat prezentowany w niniejszej pracy, dotyczący modelowania zeskoków człowieka, najbardziej koreluje z zagadnieniami poruszonymi w ramach biomechaniki inżynierskiej. Ten obszerny dział biomechaniki zajmuje się kwestiami związanymi z: badaniem i modelowaniem ruchu, technikami pomiarowymi, manipulacją i lokomocją człowieka, zwierząt i owadów, badaniem postawy, badaniami kości, biomechaniką kręgosłupa, właściwościami mechanicznymi i elektrycznymi mięśni, tkanki łącznej, stawów, ścięgien, płynów biologicznych, właściwościami mechanicznymi i regulacyjnymi układu szkieletowo-mięśniowego, protetyką oraz ochroną organizmu przed wpływem drgań i hałasu.

Modelowanie wykorzystane w dysertacji, jako narzędzie i równocześnie przedmiot badań, w biomechanice pojawiło się w okresie lat siedemdziesiątych ubiegłego stulecia (Morecki, 1990). Wówczas do badań biomechanicznych włączyli się inżynierowie, fizycy i informatycy, którzy zapoczątkowali wykorzystywanie metod i metodologii badań ścisłych, eksperymentalnych i inżynierskich.

Początkowo kierunki rozwoju biomechaniki podyktowane były przede wszystkim potrzebami występującymi w medycynie, rehabilitacji i sporcie. Dużym ograniczeniem w zakresie podejmowanych zagadnień były dostępne możliwości techniczne i pomiarowe. Dotyczyły one zwłaszcza pomiarów dokonywanych na organizmach żywych. Dodatkowym utrudnieniem był również wysoki stopień złożoności wielu opisywanych procesów.

Zagadnienia modelowania zeskoków, a także rejestracji zmiennych dynamicznych i kinematycznych wykonywanych podczas badań doświadczalnych, podjęte w niniejszej pracy, nie można zaliczyć ani do pierwszych, ani do najistotniejszych spośród występujących w dotychczasowej historii biomechaniki. W związku z powyższym w literaturze nie występuje wiele publikacji na ten temat. Pozostają one w obszarze zjawisk związanych z ruchem człowieka, jeszcze nie do końca poznanych i opisanych.

Wyniki i wnioski podawane przez badaczy nadal nie przynoszą wyczerpującej odpowiedzi na pytanie o zasady bezpiecznego wykonywania zeskoków oraz nie określają sposobu działania oraz właściwości mięśni kończyn dolnych zaangażowanych podczas lądowania. Głównie z tych właśnie powodów zeskoki i lądowanie stały się dla autora obiektem badań i przedmiotem modelowania.

2. Cel i zakres pracy

Celem ogólnym pracy jest synteza modeli stosowanych do analizy zeskoku, opisanie procedur doboru parametrów tych modeli oraz ocena ich przydatności do określania właściwości mięśni kończyn dolnych, odpowiedzialnych za wyhamowanie ruchu, podczas lądowania na podłożu.

Cel pracy można podzielić na cele częściowe, których realizacja została przedstawiona w poszczególnych rozdziałach. Do celów tych należą:

- przedstawienie stanu badań nad modelami ruchu związanymi ze skokami,
- poznanie i przedstawienie metod rejestracji wielkości dynamicznych i kinematycznych związanych z ruchem, wykorzystywanych następnie do modelowania,
- przedstawienie klasyfikacji modeli wykorzystywanych do analizy ruchu,
- opracowanie i opisanie procedury wykonywania pomiarów zeskoków,
- przeprowadzenie pomiarów zeskoków według opracowanej procedury,
- przygotowanie uzyskanych danych doświadczalnych do wykorzystania w modelowaniu,
- opracowanie modeli układu mięśniowo-szkieletowego człowieka przy zeskoku i amortyzacji o strukturze dostosowanej do wykorzystania zebranych danych pomiarowych,
- ułożenie równań ruchu dla opracowanych modeli,
- wyznaczenie na podstawie równań wielkości dynamicznych i kinematycznych związanych z modelem,
- estymacja parametrów modelu podczas lądowania, według założonego kryterium i funkcji optymalizacyjnej,
- ocena rezultatów modelowania i wyciągnięcie wniosków związanych z podjętymi działaniami, a zwłaszcza istotnych dla bezpiecznego wykonywania zeskoków.

Do celów dodatkowych, realizowanych w związku z prowadzonymi badaniami należą:

- przygotowanie podstaw do budowy urządzeń mechanicznych na wzór ciała człowieka,
- poznanie warunków prowadzenia pomiarów z liczną grupą badanych,
- poznanie zalet i ograniczeń wykorzystanych urządzeń pomiarowych,
- określenie dokładności wykonywania pomiarów i prowadzonych obliczeń,
- poznanie i wykorzystanie zasad sterowania ruchem ciała człowieka,
- poznanie programów komputerowych pomocnych podczas obliczeń i modelowania,
- opanowanie umiejętności wykorzystania programów w celu rozwiązywania problemów,
- sprawdzenie poprawności uzyskanych rozwiązań własnych,
- określenie wpływu wysokości zeskoku na wyznaczone parametry modelu.

3. Analiza istniejącego stanu badań w dziedzinie skoków – chronologiczny przegląd literatury

Zagadnienia związane z analizą zeskoku i lądowania człowieka były poruszane w różnych działach biomechaniki, np. biomechaniki ogólnej. Badano wówczas współdziałanie mięśni, wyznaczano siły reakcji w stawach, badano i modelowano własności mechaniczne mięśni, ścięgien, kości, chrząstek i innych tkanek oraz opisywano procesy sterowania skurczem pojedynczych mięśni lub całych zespołów działających na stawy układu ruchowego.

Prace związane z biomechaniką medyczną, dotyczące zastosowania biomechaniki do profilaktyki, diagnostyki, leczenia i rehabilitacji narządów ruchu, poświęcone wykonywaniu skoków, często były związane z poszerzonymi badaniami nad lokomocją człowieka.

Zeskoki i lądowanie były także przedmiotem zainteresowań badaczy z działu biomechaniki sportu, w których skupiano się głównie na poprawie wyników osiąganych przez zawodników z danej dyscypliny sportowej, poprzez doskonalenie techniki skoku oraz na unikaniu sytuacji mogących narazić sportowca na urazy podczas lądowania na twardym podłożu.

Zainteresowania skokami wśród naukowców sprowokowały kontrowersyjne badania przeprowadzone przez Smith'a (1953) ukazujące, że przy zablokowanych stawach kolanowych, zeskok mężczyzny o masie 80kg powodował złamanie głowy i szyjki kości udowej. Doprowadziło to autora do wniosku, że w przenoszeniu sił reakcji i naprężeń występujących podczas zeskoku olbrzymie znaczenie odgrywają mięśnie, ścięgna i stawy kończyn dolnych.

Bezpośrednią przyczyną rozpoczęcia badań biomechanicznych nad zeskokami w latach siedemdziesiątych ubiegłego stulecia stały się liczne kontuzje stawów kończyn dolnych u zawodników gimnastyki sportowej. Ogromny wzrost popularności tej dyscypliny sportowej przyniósł w tym czasie ze sobą niepokojący wzrost kontuzji u zawodników. Zostały one opisane w pracach: Mackie'go (1976), Garrick'a i Requa (1978a, 1978b), Eisenberg'a i Allen'a (1978), oraz Snook'a (1979). Pomimo dość dobrze poznanych i szczegółowo opisanych okoliczności powstawania kontuzji podczas ćwiczeń gimnastycznych oraz sposobów zapobiegania, np. zawartych w pracach: Bozdech'a (1971a, 1971b) i Mackie'go (1976), liczba występujących kontuzji nadal nie malała. Należy tu nadmienić, że gimnastyka sportowa, jako jedna z nielicznych dyscyplin sportowych miała szczegółowy podręcznik zapobiegania urazom opracowany przez Wettstone'a (1977).

Największa liczba kontuzji występujących podczas ćwiczeń gimnastycznych, dotyczyła kostki (skręcenia, zwichnięcia) i ścięgien mięśni kończyn dolnych (naderwania), w dalszej kolejności elementów kostnych (złamania) i stawów: kolanowego i biodrowego (skręcenia, zwichnięcia), a także urazów kręgosłupa, nadgarstka oraz innych elementów najczęściej obciążanych podczas ćwiczeń. Występujące rodzaje kontuzji zostały opisane w pracach: Orava (1978), Snook'a (1979), Welsh'a (1979) oraz Teitz'a (1983). Według tych autorów podstawową przyczyną kontuzji były dysproporcje pomiędzy obciążeniami zewnętrznymi, a wytrzymałością układu mięśniowo-szkieletowego, który podczas wykonywania zeskoku, nie nadążał z dostosowaniem do wzrostu naprężeń mechanicznych.

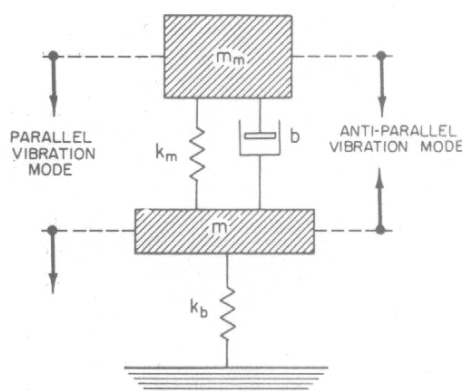
Na podstawie własnych badań Luthanen i Komi (1978) stwierdzili, że udział wielu stawów i związanych z nimi mięśni w przenoszeniu sił, powodował zmniejszenie ryzyka występowania urazów podczas lądowania na podłożu, a jedną z ważniejszych umiejętności było osiągnięcie przez zawodnika dobrej koordynacji ruchów elementów kończyn dolnych, aby maksymalne przyspieszenia występujące w kolejnych stawach miały zbliżone wartości. Odejście od tej zasady, nazywanej synchronizacją przyspieszeń, wiązało się, według autorów, z narażeniem na lokalny wzrost sił i w konsekwencji kontuzję stawów lub mięśni.

Pięcioletnie badania (1973-1978) prowadzone przez G.A. Snook'a (1979), na grupie 70 kobiet, uprawiających gimnastykę sportową doprowadziły do wyróżnienia 66 najczęściej występujących kontuzji, spośród których aż 35 związane były z kończynami dolnymi ciała. Większość z nich występowała na skutek lub w związku z lądowaniem na podłożu. Wnioski potwierdziły przypuszczenia, że zeskoki z wysokości, z jakiej lądowali sportowcy dochodzące często nawet do 4m (!), powodowały powstawanie sił reakcji trudnych do zamortyzowania przy

nieodpowiednim wykonaniu lądowania. Z tego powodu podjęto na nowo prace nad poznaniem mechanizmów działających w ciele człowieka, których funkcjonowanie decydowało o bezpiecznym wykonywaniu zadań ruchowych.

Warte odnotowania były badania prowadzone przez zespół: McMahon i Green (Green and McMahon, 1979; McMahon and Green, 1979). Mimo, iż bezpośrednio nieopisujące zeskoków, lecz mocno z nimi powiązane poprzez obiekt badawczy oraz wyznaczone parametry, dotyczące mięśni i kości. Autorzy zajmowali się w nich analizą działania mięśni kończyn dolnych podczas zwiększania obciążenia zewnętrznego oraz analizą biegu.

Do istotnych osiągnięć tych badań należy zaliczyć budowę jednoosiowego modelu ciała człowieka, złożonego z dwóch mas i elementów sprężysto-tłumiących, mającego służyć do analizy i wyznaczania parametrów obserwowanych zadań ruchowych (Rys. 1).



Rys. 1. Jednowymiarowy, 1-masowy model człowieka na sprężystym podłożu wykorzystany do badań ciężarówków i biegu (McMahon, 1979); k_m , k_b – współczynniki sprężystości, b – współczynnik tłumienia

W analizie działania mięśni kończyn dolnych w pozycji stojącej, przy zwiększaniu obciążenia ciała, modelowanie wykorzystano do wyznaczenia siły reakcji podłoża. Podobnie modelowano siłę reakcji podłoża w badaniach człowieka w biegu w okresie kontaktu stopy z podłożem. Charakterystykę sprężystą podłoża zmieniano i badano wpływ tych zmian na rejestrowaną siłę.

Dla zwiększanego obciążenia zewnętrznego zaobserwowano związki pomiędzy wartością obciążenia, kątem ugięcia w stawie kolanowym i sztywnością mięśni kończyn dolnych. Sztywność modelowanych mięśni malała wraz ze zwiększaniem kąta ugięcia i zawierała się w przedziale $19.7 \div 55.3 \text{ kN/m}$.

Wyniki uzyskane w badaniach analizujących bieg, zdaniem autorów wskazywały na ustalanie wartości długości kroku dla poszczególnych zawodników na podobnym poziomie, niezależne od prędkości ruchu, oraz na związki wartości sił mierzonych na podłożu ze sztywnościami kończyn dolnych i podłoża. Wartości sztywności modelowanych mięśni dla biegu zmieniały się w granicach $56.1 \div 112.1 \text{ kN/m}$.

McMahon i Green, jako jedni z pierwszych szukali podczas analizy biegu potwierdzenia teorii występowania wstępnego przygotowania układu mięśniowo-szkieletowego na mające się pojawić obciążenia zewnętrzne. Skutek tego przygotowania miał umożliwiać dopasowanie własności mięśni i kości do występujących obciążeń w czasie, gdy świadome działanie mięśni nie było jeszcze możliwe. Określili ten okres dla biegu, jako pierwsze 0.025 s po zetknięciu stopy z podłożem, po którym było już możliwe świadome sterowanie siłą mięśniową, w odpowiedzi na występujące siły zewnętrzne. Cały czas kontaktu stopy z podłożem wynosił około 0.1 s . Wartości sił mięśniowych, wstępnie przygotowanych, a później generowanych w układzie mięśniowo-szkieletowym, które występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem, aby zrównoważyć powstające siły zewnętrzne zależały, zdaniem autorów, od wcześniejszego treningu i doświadczenia zawodników.

Badania zeskoków prowadzone przez Nigg'a (Nigg i współ., 1979, 1981) pozwoliły na wyróżnienie w fazie lądowania, poprzedzonej wcześniej pionowym wyskokiem, dwóch części: pasywnej i aktywnej. Stwierdzono, że w pierwszej części lądowania, zwanej fazą pasywną, charakteryzującej się krótkim czasem trwania $0.03 \div 0.04 \text{ s}$ i największymi wartościami siły –

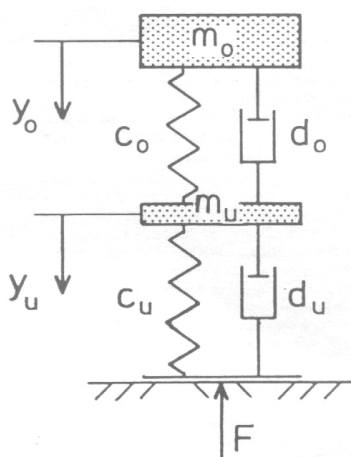
mięśnie kończyn dolnych i ciało człowieka zachowywały się pasywnie, i dopiero w drugiej części – dłuższej, o mniejszych wartościach sił ich działanie było kontrolowane i sterowane przez człowieka. Z powodu krótkotrwałości tego okresu, mięśnie nóg pobudzane przez człowieka nie były w stanie zdążyć ze zmianą swojej aktywności, a brak aktywności mięśni w tym czasie skutkowało nagłym wzrostem siły reakcji podłoża.

Występowanie fazy pasywnej i aktywnej znalazło potwierdzenie w badaniach aktywności elektrycznej mięśni kończyn dolnych, wykonywanych podczas lądowania po zeskoku (Dietz i współ., 1979; Gollhofer & Schmidtbleicher, 1988). W fazie lądowania na podłożu występowało grzbietowe zgięcie w stawie skokowym, równoważone przez mięsień brzuchaty łydki, odpowiedzialny za hamowanie ruchu. Wzrost aktywności elektromiograficznej tego mięśnia, należącego do grupy mięśni świadomie sterowanych przez człowieka, był obserwowany dopiero po około 0.04s od momentu dotknięcia stopami podłoża. Dopiero po tym czasie, czyli w fazie aktywnej skoczek kontrolował mięśnie i jego ruchy koncentrowały się na utrzymaniu równowagi lub przygotowaniu do następnego odbicia przy wykonywaniu wielokrotnych podskoków.

Pomiary pionowej siły reakcji podłoża przeprowadził Lees (1981) w fazie lądowania, następującej po wyskoku pionowym na wysokość do 1.0m. Pokazał, że chociaż całe lądowanie trwało ponad 1.0s, to samo zjawisko absorpcji uderzenia trwało tylko $0.15 \div 0.2s$, natomiast dalsza część fazy lądowania skupiała się na utrzymaniu równowagi. Potwierdzały to także przebiegi zarejestrowanej siły reakcji podłoża różniące się między sobą w dalszej części fazy lądowania.

Autor podzielił lądowanie na „twarde” i „miękkie”, różniące się przebiegiem rejestrowanej siły reakcji podłoża. Przy „twardym” lądowaniu ciało przyjmowało bardziej pionową pozycję, następowały małe ugięcia w głównych stawach kończyn dolnych oraz większe siły uderzenia, trwające stosunkowo krótko. Głównym stawem biorącym udział w amortyzacji „twardego” lądowania był staw kolanowy, którego ugięcie miało na celu spowolnienie ruchu tułowia. Dla „miękkiego” lądowania, charakteryzującego się dłuższym czasem trwania i mniejszymi wartościami zarejestrowanej siły, następowało stopniowe aktywowanie mięśni w poszczególnych segmentach ciała i spowalnianie przez to ruchu całego ciała człowieka.

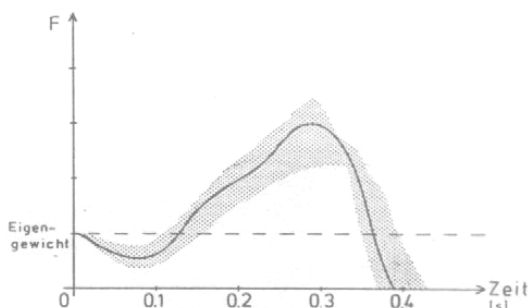
Pierwszy model mechaniczny, wykorzystany równocześnie do symulacji wyskoku i następującego po nim lądowania, stworzył i opisał Fritz (1981). Model był układem jednoosiowym, składającym się z 2 mas oraz równoległe łączących je ze sobą i z podłożem tłumików i sprężyn (Rys. 2).



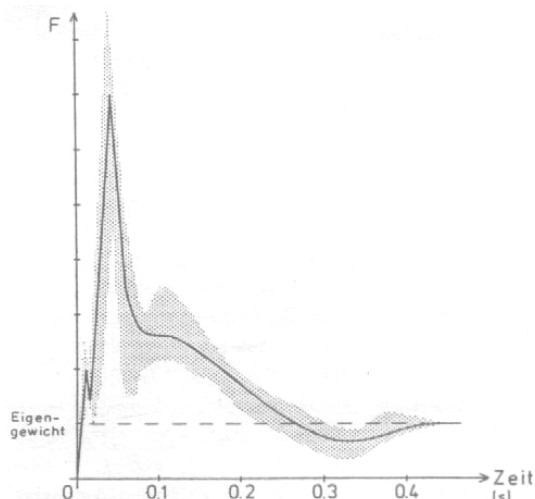
Rys. 2. Jednowymiarowy, 2-masowy model ciała człowieka do badań wyskoku i lądowania (Fritz, 1981); c_o, c_u – współczynniki sprężystości, d_o, d_u – współczynniki tłumienia

W swoich badaniach obejmujących 25 młodych osób, autor analizował fazę odbicia przed wyskokiem na wysokość ponad 0.4m, lądowanie z wysokości ponad 0.4m, oraz lądowanie z natychmiastowym ponownym wyskokiem. Podczas lądowania założono dwa warianty, poddane następnie analizie: lądowanie na palce stóp lub na całe stopy. Wartości przyjętych w modelu mas odpowiadały łącznej masie kończyn dolnych oraz masie pozostałych (górnych) elementów ciała. Urządzeniem rejestrującym siłę reakcji podłoża była platforma dynamometryczna, natomiast ruch

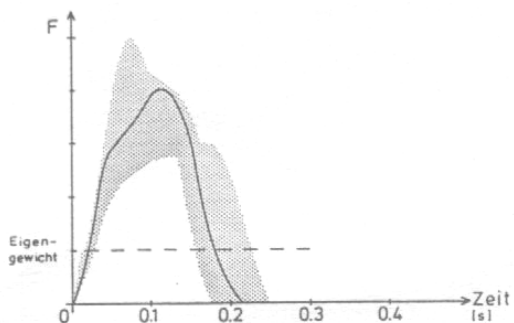
skaczących osób filmowały kamery. Dla każdej masy napisano równania ruchu, na podstawie których wyznaczano siłę nacisku na podłoże. Uzyskane z symulacji wartości i przebiegi siły, przy zmienianych wartościach współczynników tłumienia i sprężystości, porównywano następnie z siłą zarejestrowaną podczas pomiaru. Odbywało się to poprzez nałożenie wszystkich uzyskanych z modelowania krzywych na krzywą siły reakcji podłoża z pomiaru (Rys. 3-6).



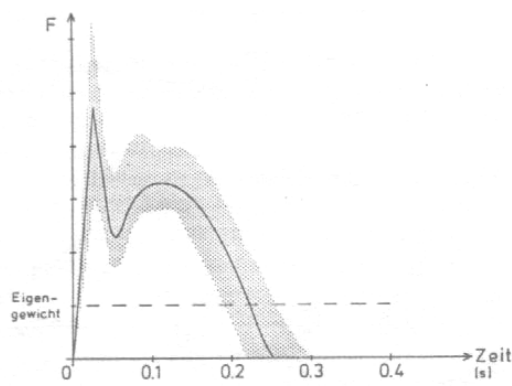
Rys. 3. Siła reakcji przed oderwaniem stóp od podłoża dla pojedynczego wyskoku na tle przebiegów wyników modelowania



Rys. 4. Siła reakcji po zetknięciu stóp z podłożem w czasie lądowania na tle przebiegów wyników modelowania



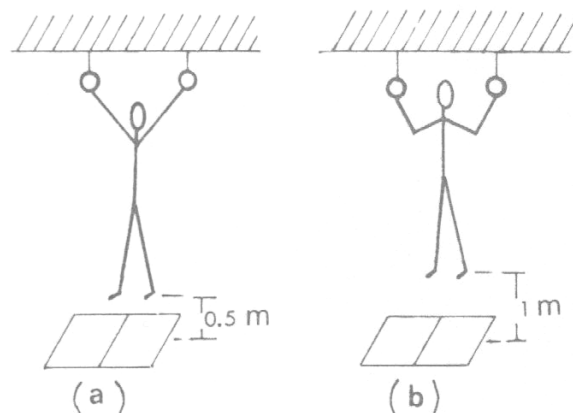
Rys. 5. Siła reakcji po zetknięciu stóp z podłożem dla wielokrotnych wyskoków z natychmiastowym odbiciem na tle przebiegów wyników modelowania – lądowanie na palce



Rys. 6. Siła reakcji po zetknięciu stóp z podłożem dla wielokrotnych wyskoków z natychmiastowym odbiciem na tle przebiegów wyników modelowania – lądowanie na pięty

W wyniku modelowania dla założonego przedziału czasu wyznaczono proporcje pomiędzy przyjętymi masami, współczynnikami sprężystości i tłumienia, dla których stwierdzono największą zgodność przebiegu siły modelowej z siłą pochodzącą z pomiaru.

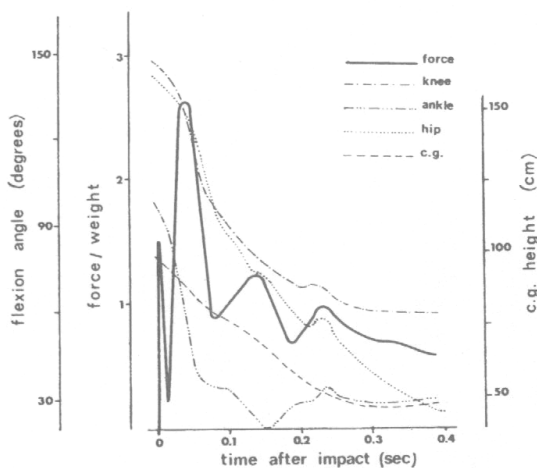
Badania nad lądowaniem z wykorzystaniem podobnego, 2-masowego modelu z układem równoległych sprężyn i tłumików łączących masy prowadzili Mizrahi i Susak (1982a, 1982b). Za pomocą platformy dynamometrycznej rejestrowano siłę reakcji podłoża po swobodnym spadku 5 badanych osób z dwóch wysokości: 0.5m i 1.0m. Równocześnie filmowano ruch ze znaną częstotliwością i wyznaczano na tej podstawie wartości kątów w stawach kończyn dolnych i przyspieszeń wybranych punktów znajdujących się na ciele osoby skaczącej (Rys. 7).



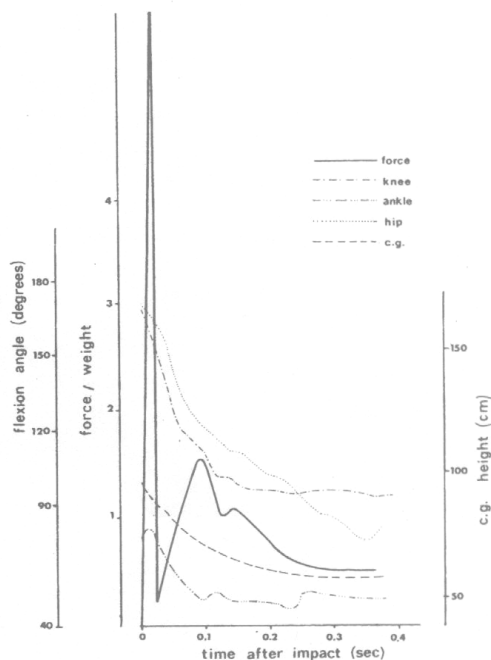
Rys. 7. Sposób mocowania badanej osoby ilustrujący dokonanie zmiany wysokości zeskoku: (a) ręce proste, (b) ręce ugięte (Mizrahi, 1982)

Na podstawie wyników pomiarów siły reakcji podłoża i przyspieszeń krętarza większego kości udowej zostały wyznaczone parametry modelu. W modelowaniu badano także wpływ sprężystości podłoża na rejestrowaną siłę oraz różne techniki wykonania lądowania, z przewróceniem się i toczeniem włącznie. Stwierdzono, że zwiększenie ugięć w stawach biorących udział w amortyzacji lądowania, zmniejszało wartości rejestrowanych sił reakcji.

Zwrócono uwagę, że lądowanie na palce powodowało powstanie mniejszych wartości sił reakcji i wydłużało czas amortyzacji, w przeciwieństwie do lądowania na pięty, podczas którego rejestrowane siły osiągały znacznie większe wartości i czas amortyzacji trwał o wiele krócej (Rys. 8-9).

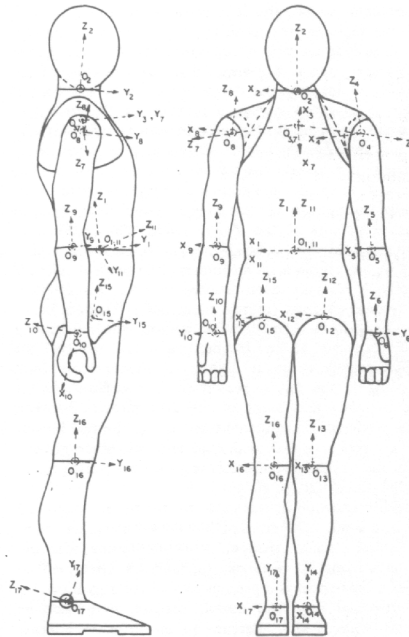


Rys. 8. Znormalizowana siła reakcji i przemieszczenia kątowe w stawach kończyn dolnych podczas lądowania z wysokości 0.5m



Rys. 9. Znormalizowana siła reakcji i przemieszczenia kątowe w stawach kończyn dolnych podczas lądowania z wysokości 1.0m

Równoległe z wyżej wymienionymi, z początkiem lat osiemdziesiątych badania związane z zaawansowanym modelowaniem prowadził Hatze (1980, 1981). Dokonana przez niego analiza działania systemu nerwowo-mięśniowo-szkieletowego u człowieka, dotyczyła jednak głównie ruchów lokomocyjnych, chociaż niewielka część badań była poświęcona skokowi w dal. Złożony model przestrzenny układu nerwowo-mięśniowo-szkieletowego stworzony dla lokomocji został wykorzystany również do analizy skoku w dal (Rys. 10).

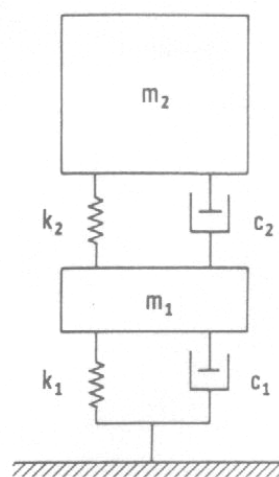


Rys. 10. 17-segmentowy przestrzenny model do badań ruchu (Hatze, 1980)

Model składał się aż z 17 segmentów połączonych przegubami, posiadał 21 stopni swobody i 46 modeli mięśni z pobudzeniem nerwowym, łączących poszczególne segmenty. W obliczeniach dla tego modelu wykorzystywano aż 276 równań różniczkowych w złożonej postaci. Zastosowanie modelu zostało nakreślone dla symulacji fazy odbicia w skoku w dal, wykonywanego przez lekkoatletę. W przeciwieństwie do podobnych modeli, model prezentowany przez Hatze'go nie tylko wyznaczał wielkości dynamiczne wykonywanego zadania, ale również symulował skomplikowane sterowanie pobudzeń wewnętrznych i dynamicznych naprężeń podsystemu mięśniowego dla każdego z 46 mięśni.

Ze względu na złożony charakter modelu i długotrwałe obliczenia numeryczne wynikające z liczby stosowanych równań, a także występowanie w strukturze modelu elementów układu nerwowego, niedostatecznie poznanego i modelowanego, wykorzystanie tego modelu do symulacji ruchu, przez innych badaczy nie było brane pod uwagę.

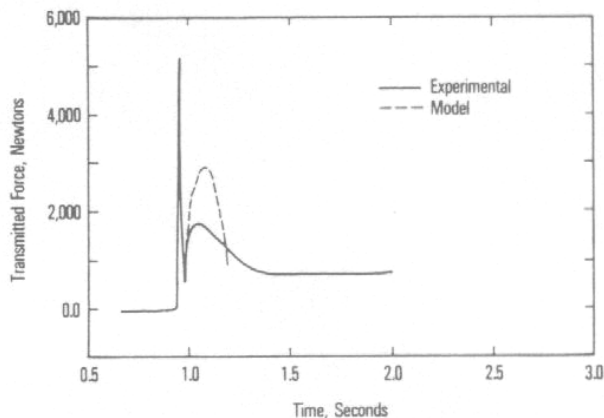
Modelem złożonym z 2-mas, tłumików i sprężyn do badania zeskoków posługiwali się Özgüven i Berme (1988) (Rys. 11).



Rys. 11. Jednowymiarowy, 2-masowy model człowieka wykorzystany do symulacji lądowania po zeskoku (Özgüven, 1988); k_1, k_2 – współczynniki sprężystości, c_1, c_2 – współczynniki tłumienia

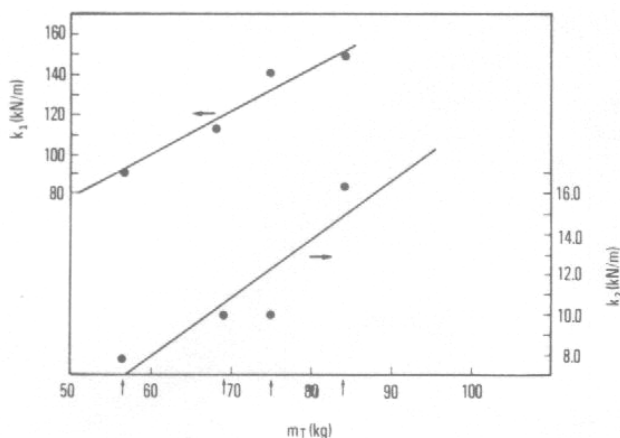
Pomiary obejmowały 3 osoby skaczące z poziomego drążka, zawieszono na wysokości 2.55m na materac oraz 4 osoby skaczące z wysokości 0.45m na twarde podłoże. Skoki odbywały się na boso stopy. Kamerą filmowano ruch ciała skoczka, a za pomocą platformy dynamometrycznej rejestrowano siłę reakcji podłoża. Na podstawie zarejestrowanych przebiegów

siły, z zależności czasowych wyznaczono częstotliwości drgań tłumionych modelu i najlepiej do nich dopasowane wartości mas, a następnie stałe w czasie wartości współczynników sprężystości i tłumienia. Dla wyznaczonych parametrów modelu obliczono odpowiadające im wartości siły, którą następnie porównano z zarejestrowaną podczas zeskoku. Uzyskane z pomiaru wartości siły dla pierwszego ekstremum wahały się w przedziale $5 \div 7$ wartości siły ciężkości (średnia 5.9 wartości ciężaru ciała). Zgodność siły symulowanej w modelu była wystarczająca tylko dla początkowej, pasywnej fazy lądowania i znacznie różniła się w dalszej części przebiegu (Rys. 12).



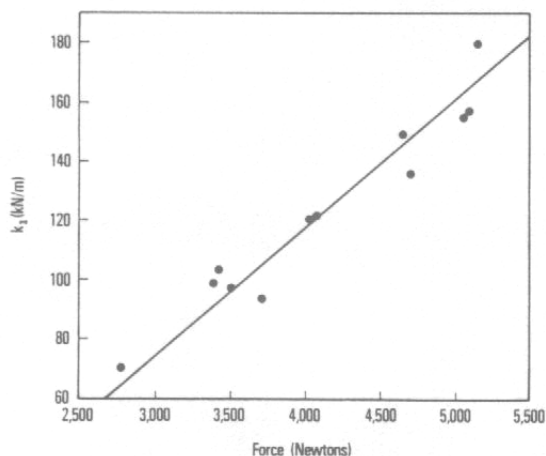
Rys.12. Porównanie siły reakcji z pomiarów i modelowania podczas fazy lądowania

Posługując się założonym wcześniej modelem z dobranymi parametrami autorzy starali się również znaleźć zależność pomiędzy masą osoby skaczącej, a wyznaczonymi stałymi sprężystości (Rys. 13).



Rys. 13. Zależności pomiędzy stałymi modelu (k_1 , k_2), a masą badanych

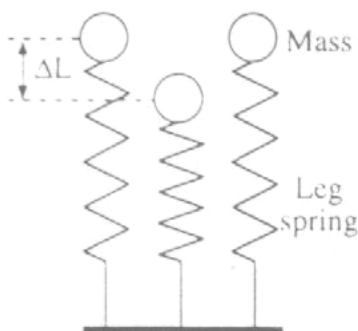
Zdaniem autorów uzyskane liniowe zależności pomiędzy wartościami masy, a wartościami współczynnika sprężystości były wystarczająco uzasadnione tylko dla współczynnika k_1 (Rys. 14).



Rys. 14. Zależność współczynnika k_1 od maksymalnej wartości siły reakcji

Autorzy twierdzili, że znając masę osoby skaczącej i wysokość zeskoku można podać wartość współczynnika k_1 , ponieważ wskazywali na istnienie liniowej zależności pomiędzy tymi wielkościami. Ustalili jednak, że wyznaczenie na podobnej zasadzie współczynnika k_2 , nie jest możliwe, ponieważ nie znaleźli podstaw do stwierdzenia liniowej zależności, pomiędzy znanymi parametrami modelu, a współczynnikiem. Podkreślili też, że w modelu badano zależności między poszczególnymi parametrami występujące tylko w kierunku pionowym, nie uwzględniano natomiast przemieszczeń w kierunku poziomym, ani rotacji występujących pomiędzy segmentami ciała. W związku z tym wyniki badań i znalezione zależności mogły być wykorzystane jedynie do obliczania wartości pionowych sił generowanych podczas zeskoków.

Z końcem lat osiemdziesiątych i na początku dziewięćdziesiątych ubiegłego stulecia pojawiły się prace z zakresu biomechaniki poświęcone modelowaniu chodu, biegu i skoków za pomocą prostej struktury – masy skupionej połączonej z podłożem sprężyną o liniowym współczynnikiem sprężystości (Alexander, 1988; Blickhan, 1989; McMahon and Cheng, 1990; Farley et al., 1991; Farley and Gonzalez, 1996; Ferris and Farley, 1997) (Rys. 15).



Rys. 15. Jednowymiarowy model masy na sprężynie do badań biegu i podskoków (Farley, 1991)

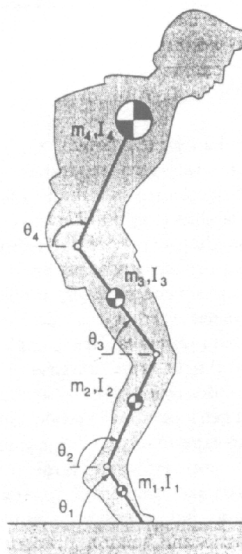
Podstawą tych prac było założenie, że sprężyna w użytym modelu zostaje ściśnięta podczas fazy kontaktu modelu z podłożem, a następnie wydłuża się, podobnie, jak w stawach kończyn dolnych następuje zgięcie po zetknięciu stóp z podłożem, a następnie prostowanie. Sztywność sprężyny miała reprezentować średnią sztywność całego systemu mięśniowo-szkieletowego w czasie fazy kontaktu z podłożem. Duża sztywność sprężyny powodowała małe ugięcie i równocześnie duże siły, działające w krótkim okresie czasu.

Dla chodu lub biegu przyjmowano, że sztywność nóg była uzależniona głównie od częstotliwości kroków oraz sztywności podłoża, natomiast dla podskoków w miejscu od częstotliwości podskoków i ich wysokości (Farley et al., 1991; Farley et al., 1993). Wykonane przez autorów badania świadczyły, że sztywność kończyn dolnych była zależna od sztywności kątowej stawów i geometrii systemu mięśniowo-szkieletowego (Farley et al., 1998a; Green and McMahon, 1979). Obserwowano także, że sztywność nóg zależała od kierunku wektora siły reakcji. Gdy kierunek wektora siły przechodził blisko środka stawów, następowało zmniejszenie wartości momentów stawowych, przy równoczesnym wzroście sztywności nóg. Część pomiarów wskazywała na to, że zmiana sztywności podłoża powodowała w pierwszej kolejności zmianę sztywności w stawie skokowym, a następnie zmianę sztywności dla stawu kolanowego (Farley et al., 1998b). W przytoczonych pracach często podkreślano, że modelowanie układu mięśniowego umożliwiało wykorzystanie wielu różnych koncepcji, jednak zweryfikowanie ich nie było możliwe bez odpowiednio dokładnych i wystarczająco powtarzalnych badań doświadczalnych.

Z początkiem lat dziewięćdziesiątych ubiegłego stulecia w obszarze badań związanych ze skokami pojawiły się takie zagadnienia, jak: optymalne sterowanie modelu oraz optymalna koordynacja mięśniowa podczas ruchu. Większość prac z tego zakresu dotyczyła analizy fazy odbicia przed wyskokiem. Poniżej zaprezentowano wybrane z nich. Niestety żaden badacz nie podjął się w tym zakresie analizy fazy lądowania po wyskoku.

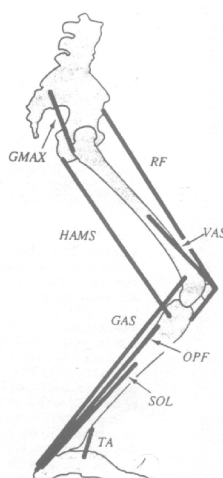
Kontynuując wcześniejsze prace Levine'a z zakresu sterowania mięśniowego ruchu dla układów wielostawowych (Levine, 1983, 1987), zespół w skład którego wchodził: M.G.

Pandy, F.E. Zajac, E. Sim i W.S. Levine (Pandy, 1990), przedstawił 4-członowy, płaski model, połączony za pomocą 8-mięśni (Rys. 16).



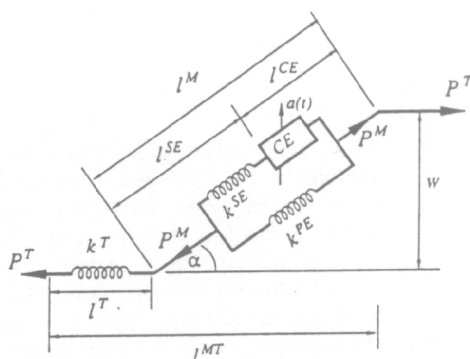
Rys. 16. 4-członowy płaski model do badań pionowego wyskoku (Pandy, 1990)

Człony odpowiadały połączonym elementom ciała człowieka – obu stopom, podudziom, udom oraz górnej części ciała (tułów+kończyny górne+głowa). Przyjęte z anatomii ułożenie ścięgien i brzuśców 8-mięśni oraz ich miejsca przyczepu w modelu reprezentowały działanie głównych mięśni kończyn dolnych (Rys. 17).



Rys. 17. Miejsca przyczepu oraz ułożenie ścięgien i brzuśców 8-wybranych mięśni modelu (Pandy, 1990)

Każdy mięsień był modelowany 3-elementowym układem reologicznym z elementem sprężystym modelującym ścięgno (Rys. 18).



Rys. 18. 3-elementowy model pojedynczego mięśnia ze ścięgnem (Pandy, 1990); k^T, k^{SE}, k^{PE} – współczynniki sprężystości, CE – aktywny element kurczliwy

Za pomocą tego modelu autorzy starali się określić optymalne parametry sterowania odbiciem w celu osiągnięcia maksymalnej wysokości wyskoku.

Wyznaczanie współczynników modelu autorzy dokonywali na podstawie porównania wyników symulacji z danymi pomiarowymi przemieszczeń kątowych członów kończyn dolnych, pionowej i poziomej siły reakcji podłoża, aktywności bioelektrycznej mięśni, wysokości uniesienia środka masy oraz całkowitego czasu wznoszenia. Do obliczeń numerycznych wykorzystano dynamiczny algorytm optymalizacyjny zaproponowany przez E. Polak'a i D.Q. Mayne'a (Polak, 1975; Sim, 1988).

Dane pomiarowe dotyczące budowy anatomicznej, własności mięśni i ścięgien, ich aktywności elektrycznej oraz zachodzących procesów sterowania w układzie nerwowym pochodziły częściowo z wcześniejszych badań własnych (Zajac, 1983; Levine et al., 1987; He, 1988; Zajac, 1989). Dużą część danych pomiarowych autorzy zaczerpnęli z prac innych badaczy, np. wartości kątów i momentów sił w stawach kończyn dolnych, sił reakcji podłoża oraz zapisy aktywności bioelektrycznej mięśni (Smidt, 1973; Waters et al., 1974; Inman et al., 1981; Sale et al., 1982; Wickiewicz et al., 1983; Gregoire et al., 1984; Bobbert et al., 1986; Brandt et al., 1986; van Ingen Schenau et al., 1987; Bobbert and van Ingen Schenau, 1988;). Skorzystano także z danych dotyczących geometrii mięśniowo-szkieletowej modelu (Brandt et al., 1982).

Autorzy potwierdzili wcześniejsze wnioski innych badaczy (Gregoire et al., 1984; Bobbert and van Ingen Schenau, 1988) stwierdzające, że największe wysokości wyskoku osiągane były wówczas, gdy mięśnie kończyn dolnych włączane były w kolejności od proksymalnych (bliższych) do dystalnych (dalszych), w kolejnych stawach kończyn dolnych (od stawu biodrowego, poprzez kolanowy, do skokowego). Ta zasada została potwierdzona również przebiegami czasowymi prędkości kątowej w poszczególnych stawach, uzyskanymi z pomiarów oraz jej zmianami w fazie odbicia. Zalecono zatem sportowcom, aby podczas wykonywania wyskoku włączali mięśnie sekwencyjne, zamiast równocześnie. Autorzy stwierdzili także zupełny brak aktywności mięśni zginających w stawach kończyn dolnych podczas odbicia, przy równoczesnej maksymalnej aktywności mięśni prostujących stawy (mięśni antygravitacyjnych).

Wykorzystywany przez nich model, nieliniowy i wielowymiarowy (24-parametry) został uznany przez samych autorów za złożony i bardzo wrażliwy na zmiany parametrów, prowadzące do nie satysfakcjonujących wyników. Oprócz problemów rachunkowych z wyznaczaniem stałych modelu, dostrzegali niedoskonałości algorytmu optymalizującego, oraz wskazali na możliwość dokonania pewnych założeń lub ograniczeń w rozwiązaniach na podstawie danych pomiarowych, w celu polepszenia dokładności rozwiązań. I tutaj, podobnie jak poprzednio modelowanie wyskoku autorzy ograniczyli jedynie do analizy fazy odbicia, natomiast nie analizowali fazy lądowania po wyskoku.

Wykorzystując ten sam model M.G. Pandy i F.E. Zajac (Pandy, 1991), zaprezentowali analizę rozwiązania optymalnej koordynacji dla maksymalnego wyskoku z pozycji kucznej. Oparli ją na rozdziale mocy rozwijanej przez mięśnie na poszczególne człony ciała, podczas fazy kontaktu z podłożem przed wyskokiem. Badaniami objęto 5 dorosłych osób, wykonujących po 3 wyskoki z pozycji kucznej. Podczas pomiarów rejestrowano siłę reakcji podłoża (pionową i poziomą), ruch kończyn dolnych (za pomocą kamer i markerów), na podstawie którego wyznaczano przebiegi czasowe kątów w stawach oraz aktywność bioelektryczną wybranych mięśni.

Wyniki ponownie potwierdziły proksymalno-dystalną sekwencję angażowania mięśni podczas odbicia, jako najlepszy sposób dla osiągnięcia maksymalnej wysokości wyskoku. Autorzy zbadali również, które mięśnie kończyn dolnych wytwarzają najwięcej energii oraz udział, jaki mają w osiąganiu wysokości wyskoku. W tym wypadku jednak, w przeciwieństwie do wyników wcześniejszych badań (Bobbert et al., 1986; Bobbert and van Ingen Schenau, 1988) zaprzeczyli, że dystrybucja energii odbywała się w kierunku od tułowia, poprzez stawy kończyn dolnych do stóp. Wskazali na przeciwny kierunek przepływu energii – od stóp do tułowia, a największy udział w wytwarzaniu energii przypisali mięśniom obsługującym największe masy, czyli mięśniom tułowia i ud. Również podczas tej symulacji analizowano jedynie fazę odbicia przed wyskokiem.

Kontynuując i poszerzając badania nad optymalnym sterowaniem modelu oraz w oparciu o własny model, używany we wcześniejszych symulacjach M.G. Pandy, F.C. Anderson i D.G. Hull

(Pandy, 1992), zaproponowali nową metodę doboru parametrów w wyniku optymalizacji. Na przykładzie maksymalnego wyskoku autorzy pokazali jak znaleźć rozwiązanie problemu optymalnego sterowania dla nieliniowego, dynamicznego układu. Badania poświęcono głównie udoskonaleniu metody optymalizacji, w oparciu o teorię sterowania z wykorzystaniem metod znajdujących rozwiązanie, z wykorzystaniem gradientu funkcji dla przyjętych warunków brzegowych. Porównywano rozwiązania otrzymane w wyniku optymalizacji wieloetapowej, parametrycznej z wynikami badań doświadczalnych, w których wzięło udział 5 dorosłych mężczyzn, wykonując maksymalne wysoki. Rejestrowano siłę reakcji (pionową i poziomą), ruchy elementów ciała oraz aktywność bioelektryczną wybranych 8-mięśni kończyn dolnych.

Autorzy stwierdzili, że wynik optymalizacji pozwolił tak dobrać współczynniki modelu, aby uzyskać dużą zgodność modelowanych sił i przemieszczeń z wynikami pochodzącymi z pomiarów.

Analizując odbicie w aspekcie energetycznym, F.C. Anderson i M.G. Pandy (Anderson, 1993), zajęli się zagadnieniem magazynowania i wykorzystania energii odkształcenia sprężystego. Na podstawie przeprowadzonych badań autorzy podali ilość energii magazynowanej przez ścięgna i elementy sprężyste mięśnia dla dwóch rozważanych przypadków: wyskoku z pozycji wyprostowanej i z pozycji kucznej.

Stwierdzono, że wszystkie sprężyste elementy oddają w trakcie wyskoku prawie taką samą ilość energii, bez względu na to, czy została zmagazynowana wcześniej podczas wstępnego napięcia mięśni przy obniżaniu środka masy, czy też dla rozciągniętych mięśni przy wyskoku z pozycji kucznej. Zauważono jednak różnice w ilości zgromadzonej energii – więcej energii było zmagazynowanej przed wyskokiem z pozycji kucznej. Dla wyskoku wykonywanego z pozycji wyprostowanej badani tracili więcej energii, niż przy wyskoku z pozycji kucznej, jednak uzyskiwali nieznacznie wyższe wysokości wyskoku.

Dane pomiarowe wykorzystane do obliczeń autorzy zaczerpnęli z własnych wcześniejszych badań (Pandy et al., 1992), podobnie jak stosowany model. Także w tym przypadku analizę zmian energetycznych ograniczono jedynie do fazy odbicia przed wyskokiem i wyskoku do momentu uzyskania maksymalnej wysokości.

Próbie syntezy dotychczasowych badań nad koordynacją mięśniową ruchu oraz możliwe perspektywy dalszych prac z tego zakresu podjął F.E. Zajac (1993). Na przykładzie analizy wyskoku poruszył problem koordynacji mięśniowej, zachodzącej przed wyskokiem na maksymalną wysokość.

Przytaczając i porównując wyniki różnych badań, próbował znaleźć odpowiedzi na wiele postawionych pytań, w tym między innymi: czy maksymalna wysokość wyskoku zależy bardziej od sił rozwijanych przez mięśnie, czy od ich prędkości skracania w czasie odbicia; czy mięśnie jednostawowe generują energię, natomiast mięśnie dwustawowe uczestniczą głównie w koordynacji ruchowej; czy wykonywanie ruchu w dół przed wyskokiem jest pożyteczne, ponieważ umożliwia uzyskanie większych przyspieszeń, bardziej, niż bezpośredni wyskok z pozycji kucznej. Przedstawił też swoją wizję dalszych badań w zakresie koordynacji mięśniowej.

Pomimo dokonania szerokiego przeglądu literatury z dziedziny skoków, Zajac w swoich rozważaniach nie przedstawił jednak żadnych badań, ani publikacji z dziedziny analizy zeskoków. Może to zastanawiać, ponieważ występowało wyraźne podobieństwo ruchu oraz istniały już prace dotyczące analizy fazy lądowania po wyskoku.

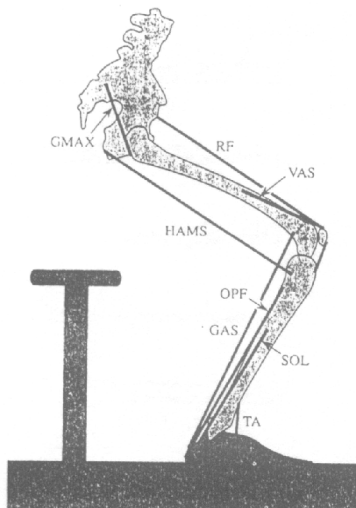
Przegląd metod pomiarowych, urządzeń i sposobów analizy ruchu używanych w badaniach doświadczalnych biomechaniki sportu dokonali M.R. Yeadon i J.H. Challis (Yeadon, 1994). Omawiając mocne i słabe strony przeprowadzanych analiz ruchu, opartych na podstawie pomiarów biomechanicznych, pośród wielu przykładów, zawarli też opis badań i analizy wyskoku. Nie podano jednak przykładu analizy zeskoku i problemów dotyczących fazy lądowania.

We wspomnianym opracowaniu przedstawiono jednak wszystkie najważniejsze aspekty rejestracji, analizy i modelowania ruchu, z jakimi spotykali się badacze zajmujący się doskonaleniem techniki ruchu i poszukujący odpowiedzi na pytania, dlaczego ruch odbywa się w taki, a nie inny sposób. Na podstawie dokonanych porównań rozwiązań teoretycznych i eksperymentalnych autorzy wnioskowali, że tylko w przypadkach dużej ich zgodności, możliwe

było uzyskanie postępu w doskonaleniu techniki wykonania zadania ruchowego, a dzięki temu poprawa osiąganych wyników sportowych.

Pewną odmianą w modelowaniu pionowego ruchu człowieka, koncentrującym się głównie na analizie fazy odbicia, były badania, które prowadzili: M.G. Pandy, B.A. Garner i F.C. Anderson (Pandy, 1995). Autorzy zaprezentowali analizę działania mięśni kończyn dolnych podczas ruchu w górę, przy wstawaniu z krzesła.

Za pomocą modelu złożonego z 3-członów, połączonych płaskimi przegubami bez tarcia i poruszanych przez 8-jednostek mięśniowo-ścięgowych przeprowadzono optymalne sterowanie ruchem, z utrzymaniem stabilności ciała (Rys. 19).



Rys. 19. Schemat 3-członowy, 8-mięśniowego modelu płaskiego wykorzystanego do symulacji wstawania z krzesła (Pandy, 1995)

Każdy mięsień modelowany był, jako 3-elementowy układ ze ścięgnem, podobnie jak we wcześniejszych pracach (Pandy et al., 1990).

Celem modelowania było sprawdzenie nowych kryteriów optymalizacji, innych od dotychczas wykorzystywanych dla fazy odbicia, polegających na poszukiwaniu minimum impulsu siły mięśniowej lub minimum energii wytwarzanej przez mięśnie w trakcie wstawania z krzesła. Podstawą obliczeń były zmiany sił generowanych przez mięśnie. Autorzy omówili również dotychczas stosowane kryteria i porównali je z zaproponowanymi w symulacji.

W badaniach doświadczalnych wzięło udział 5 dorosłych mężczyzn, którzy wykonali wstawanie z pozycji kucznej oraz wstawanie z krzesła. Za pomocą kamer rejestrowano dane kinematyczne, a za pomocą platformy dynamometrycznej siłę reakcji podłoża. Rejestrowano też aktywność bioelektryczną (EMG) wybranych mięśni. Warto jednak zwrócić uwagę, że w porównaniu z zeskokiem rejestrowane procesy odbywały się znacznie wolniej, a przez to były łatwiejsze do analizy.

Nowe kryteria zaproponowane przez autorów pozwoliły lepiej dobierać parametry modelu, niż dotychczas stosowane i uzyskiwać większą zgodność pomiędzy przebiegiem siły z symulacji i z badań doświadczalnych, zwłaszcza wówczas, gdy były stosowane łącznie.

Z końcem lat dziewięćdziesiątych ubiegłego wieku Hatze (1998) poddał pod weryfikację metodę ergometryczną, stosowaną w sporcie do oceny wyskoku pionowego, polegającą na pionowym przepływie energii i jej spadku wraz z upływem czasu oraz sprawdził jej powtarzalność.

Z wykorzystaniem platformy dynamometrycznej autor dokonał rejestracji 72 wielokrotnych, pionowych wyskoków w miejscu, wykonanych przez 22 badanych. Dodatkowo pięć osób wykonało zeskoki z wysokości 0.38m. Pozostałe 17 osób wykonało po 3, możliwie najwyższe wyskoki z miejsca, oraz serię wyskoków wielokrotnych.

Wykorzystując równania dynamiczne środka masy dla trzech osi, opisujące ruch ciała podczas wyskoku, autor przeprowadził weryfikację ergometrycznej metody oceny wyskoku i sprawdził jej powtarzalność. Badał również poziomy przepływ energii dla zmniejszających się

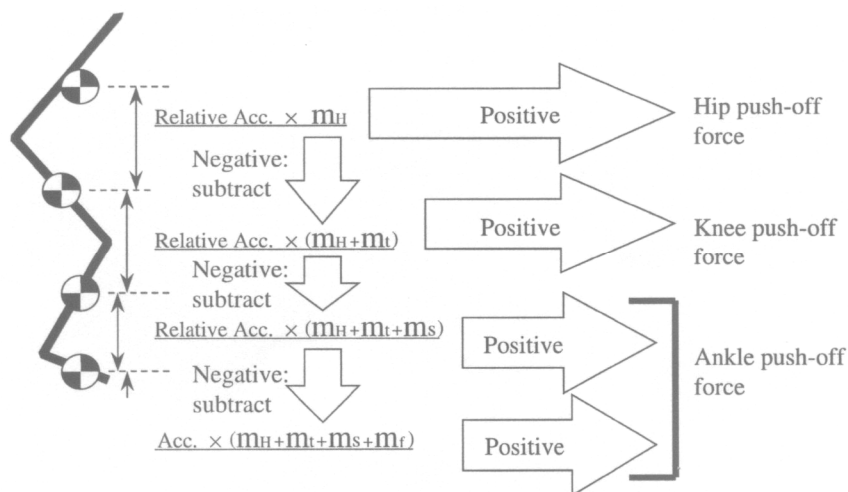
wysokości wyskoków. Do wyznaczania energii wykorzystał, stworzony przez siebie wcześniej model, składający się z 17 segmentów (Hatze, 1986).

Na podstawie badań stwierdzono, że w niektórych sytuacjach stosowana metoda ergometryczna oceny wyskoku była zawodna, ponieważ uwzględniała tylko pionowy przepływ energii. Wyniki wykazały, że zachodziły również zmiany energetyczne w kierunkach poziomych, mające wpływ na wartości parametrów występujących w weryfikowanej metodzie. Autor wskazał również na możliwość powstawania błędów spowodowanych zbyt małą częstotliwością próbkowania sygnału siły podczas pomiarów z platformy, prowadzących następnie do istotnych różnic w obliczanej wysokości wyskoku.

Dla zeskoków z określonej wysokości zostały podane wartości pracy całkowitej, oraz pracy wykonanej tylko w kierunku pionowym. Wyliczenia te jednak, podobnie, jak same pomiary zeskoków miały jedynie charakter porównawczy do obliczeń dla wyskoków pionowych i wielokrotnych, dla których weryfikowano metodę energetyczną doboru parametrów modelu.

Innym przykładem analizy wyskoku, z uwagą zwróconą na fazę odbicia była praca A. Nagano, Y. Ishige i S. Fukashiro (Nagano, 1998). Autorzy zaproponowali w niej własne rozwiązanie, które na podstawie pomiarów i obliczeń dla poszczególnych stawów, pozwalało określić przemieszczenie pionowe elementów ciała. Zaproponowane rozwiązanie było alternatywą dla dotychczas stosowanej metody wyznaczenia przemieszczeń ciała (Hubley & Wells, 1983), opartej na obliczeniu pracy wykonanej w stawach kończyn dolnych.

Na podstawie badań 6 osób, wykonujących wyskok pionowy z pozycji kucznej i wyprostowanej, zgodnie z przyjętą koncepcją, zostały wyznaczone pionowe zmiany mocy oraz sił reakcji w stawach kończyn dolnych. Do symulacji pionowego ruchu posłużono się 4-członowym modelem, składającym się z mas skupionych, połączonych stawami, które zostały potraktowane jak generatory ruchu (Rys. 20).



Rys. 20. Płaski model 4-masowy i zastosowana procedura obliczania wartości sił w stawach, wykorzystane w badaniach odbicia przed wyskokiem (Nagano, 1998)

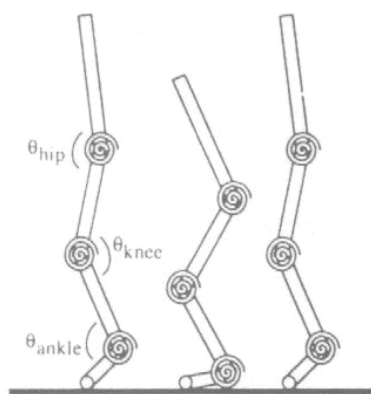
Do obliczeń modelowych wykorzystano wartości siły reakcji podłoża, rejestrowane podczas odbicia przed wyskokiem oraz dane kinematyczne wybranych elementów ciała. Wyniki obliczeń uzyskanych na podstawie zaproponowanej metody, zostały porównane z wynikami otrzymanymi według wcześniej stosowanej metody obliczeń.

Autorzy stwierdzili istotne różnice w wartościach pracy, mocy i przemieszczeń w stawach uzyskanych różnymi metodami. Nie orzekli jednak, która z metod była lepsza i dała bardziej wiarygodne wyniki. Zwrócili natomiast uwagę na różnice w strukturze pomiędzy modelami do symulacji, wykorzystanymi wcześniej i w opisanych przez nich badaniach, które mogły mieć wpływ na uzyskiwane wyniki.

Badania nad mechanizmem dopasowania sztywności kończyn dolnych do warunków lądowania prowadził zespół pod kierownictwem C.T. Farley'a (Farley et al., 1998b; Farley i Morgenroth, 1999). Na podstawie przeprowadzonych wcześniej badań własnych założono, że sztywność nóg ulegała zmianie podczas wykonywania wyskoków w zależności

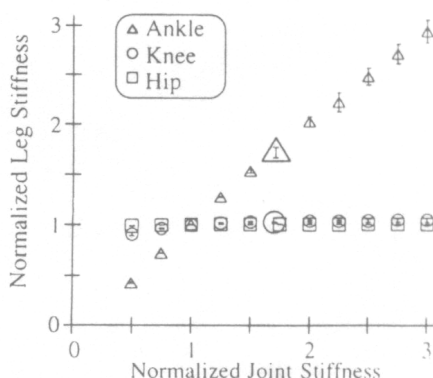
od częstotliwości podskoków lub w biegu, w zależności od częstotliwości kroków lub od sztywności podłoża. W badaniach wzięło udział 5 osób podskakujących w miejscu z częstotliwością 2.2Hz, według sygnału akustycznego emitowanego przez cyfrowy metronom, przy zaleceniu uzyskiwania w każdym podskoku jak najwyższej wysokości. Za pomocą platformy dynamometrycznej rejestrowano siłę reakcji podłoża, a za pomocą kamer ruch markerów. Na ich podstawie obliczono dane kinematyczne. Analizowano dwa przypadki wyskoków: średnich i maksymalnych. Na podstawie danych pomiarowych siły reakcji podłoża i wyznaczonych przemieszczeń liniowych obliczono sztywność kończyn dolnych oraz na podstawie obliczonych wartości momentów sił i przemieszczeń kątowych obliczono sztywność stawów.

Model płaski wykorzystywany do symulacji składał się z 4-członów, odpowiadających stopom, podudziom, udom i pozostałej (górnej) części ciała, połączonych trzema obrotowymi sprężynami o stałych współczynnikach sprężystości, odpowiadającym poszczególnym stawom: skokowemu, kolanowemu i biodrowemu (Rys. 21).



Rys. 21. Płaski model złożony z 4-członów połączonych obrotowymi sprężynami do badania wielokrotnych podskoków w miejscu (Farley, 1998b)

Dla każdego z badanych przyjęto inne parametry modelu wyznaczone na podstawie pomiarów antropometrycznych. Badano wpływ zmiany sztywności w każdym ze stawów na zmiany sztywności nóg. Sztywność nóg wzrastała z wysokością wyskoku i była większa dla stawów znajdujących się bliżej podłoża. Wyznaczone wartości współczynnika sprężystości zawierały się pomiędzy 14.5kN/m dla wyskoków średnich, a 29.3kN/m dla wyskoków maksymalnych. Wyraźny wzrost sztywności obserwowano dla stawu skokowego, przy wzroście wysokości skoków, natomiast dla stawu kolanowego i biodrowego nie obserwowano istotnych zmian w sztywności (Rys. 22).

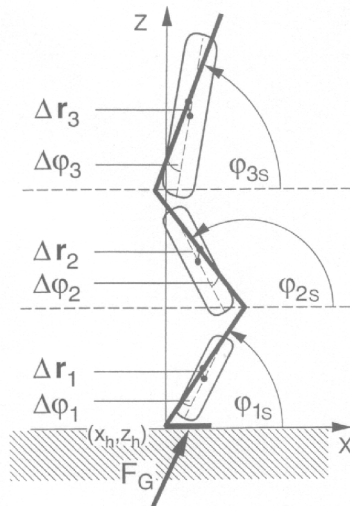


Rys. 22. Zależność pomiędzy znormalizowaną sztywnością nóg (oś pionowa), a znormalizowaną sztywnością stawów kończyn dolnych (oś pozioma), przy zmianie wysokości wyskoku

Autorzy sformułowali wniosek, że dopasowanie sztywności kończyn dolnych do wysokości wyskoku polega na zmianie sztywności w stawach skokowych, bez konieczności zmian sztywności w innych stawach. Podkreślili jednak świadomość ograniczenia modelu, nieuwzględniającego

w swojej strukturze i obliczeniach sztywności, takich elementów, jak: system sterowania nerwowo-mięśniowego, wpływ sztywności ścięgien, stopień pobudzenia mięśnia, ułożenie ścięgien i brzośców poszczególnych mięśni oraz ich miejsca przyczepów na kościach.

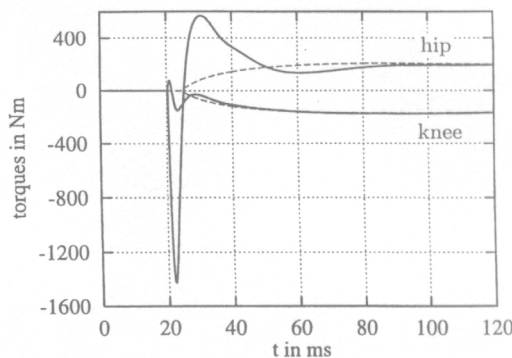
Nową strukturę wieloczonową w płaskim modelu przedstawił zespół pod kierownictwem Gruber'a (Gruber et al., 1998). Zaproponowany model składał się z 3-połączonych członów, w których dopuszczono możliwość występowania drgań poszczególnych mas (Rys. 23).



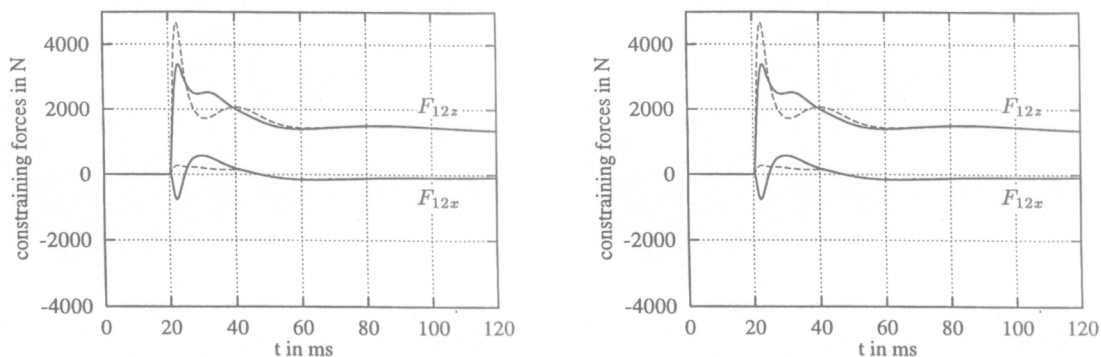
Rys. 23. Płaski model do analizy zeskoku złożony z 3-członów uwzględniający drgania mas (Gruber, 1998)

Zaprezentowane podejście z drgającymi masami poszczególnych członów, umożliwiło uwzględnienie w strukturze modelu obok kości, czyli sztywnych elementów, modelowanie również tkanek miękkich. Była to nowość w dotychczas stosowanych rozwiązaniach przyjmujących człony, jako części sztywne.

Autorzy na podstawie danych pomiarowych uzyskanych dla pojedynczego zeskoku z wysokości 0.4m ukazali, że dla modelu złożonego ze sztywnych członów obliczone wartości sił i momentów wewnętrznych w stawach kolanowym i biodrowym znacznie odbiegały od uzyskanych z modelu uwzględniającego drgania poszczególnych mas. Zastanawiający jednak był nie sam fakt występowania różnic, których spodziewano się, lecz ich skala oraz często zupełnie zmieniony charakter przebiegów czasowych sił i momentów działających w stawach kończyn dolnych (Rys. 24-25).



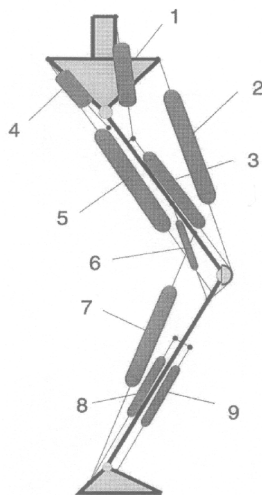
Rys. 24. Porównanie momentów obrotowych w stawach kolanowych i biodrowych dla 2 sposobów modelowania (linia ciągła – człony sztywne, przerywana – drgające) (Gruber, 1998)



Rys. 25. Porównanie sił ściskających w stawach kolanowych i biodrowych dla 2 sposobów modelowania (linia ciągła – człony sztywne, przerywana – drgające) (Gruber, 1998)

W podsumowaniu zwrócono uwagę, że rozwiązanie z drgającymi masami było bliższe własnościom fizjologicznym ciała i prawom fizyki, niż założenie sztywności członów. W modelach o sztywnych strukturach nie występowały elementy mogące kompensować generowane siły i momenty, dlatego też suma występujących w rzeczywistości efektów związanych z ruchem miękkich części ciała była w konsekwencji przenoszona do wyznaczanych sił i momentów w stawach. Takie postępowanie spowodowało pojawienie się znacznych różnic zarówno w wartościach, jak i często również w charakterze zmian wyznaczanych wielkości. Zalecono, aby wartości sił i momentów uzyskiwanych z modelowania dla przyjętych sztywnych członów, traktować z wielką ostrożnością, ponieważ mogą odbiegać od wartości rzeczywistych.

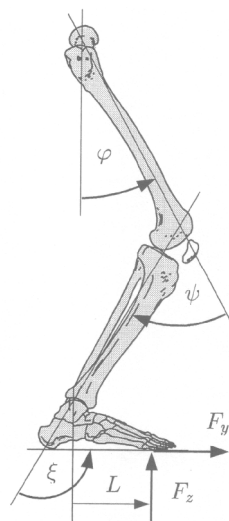
Pod koniec lat dziewięćdziesiątych ubiegłego wieku nastąpił dalszy rozwój prac poświęconych zagadnieniom sterowania optymalnego dla pionowego wyskoku. W tę tematykę wpisały się badania, które prowadzili: T. Spägle, A. Kistner i A. Gollhofer (Spägle, 1999a). Przyjęty przez nich do badań model kończyny dolnej składał się z 4-członów połączonych przegubami i poruszanych za pomocą 9-mięśni (Rys. 26).



Rys. 26. Płaski model złożony z 4-członów połączonych za pomocą 9-mięśni (Spägle, 1999a)

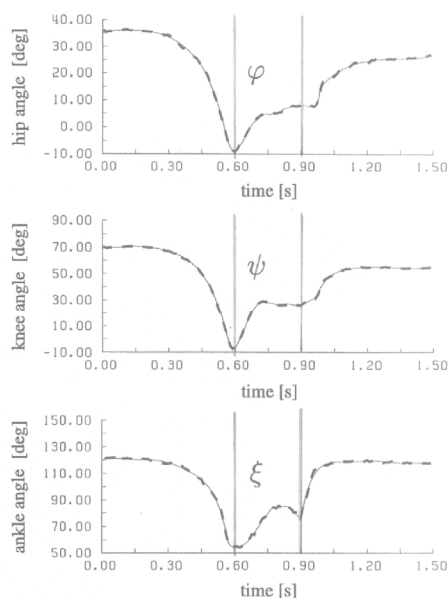
Modelowanie miało na celu opracowanie techniki wielofazowego sterowania optymalnego mięśniami, za pomocą funkcyjnych równań różniczkowych opisujących dynamikę sił powstających w układzie mięśniowo-szkieletowym. W skład równań wykorzystanych do optymalizacji wchodziły równania ruchu i równania dynamicznych własności mięśnia zależne od pobudzenia, długości mięśnia oraz wartości parametrów pewnej, założonej funkcji sterującej, symulującej działanie układu nerwowego.

Wyskok został podzielony na trzy fazy, dla których wyznaczano współczynniki modelu: od startu z pozycji kucznej do oderwania stóp od podłoża, lotu i po zetknięciu z podłożem do stabilizacji pozycji ciała, a następnie wyznaczano wartości kątów w 3 stawach zgodnie z przyjętą konwencją pomiaru (Rys. 27).



Rys. 27. Zasada pomiaru 3-kątów w stawach kończyny dolnej (Spägele, 1999a)

Autorzy podkreślali zalety wykorzystanej przez nich metody parametrycznej optymalizacji ruchu, jako przynoszącej lepszą zgodność wyników modelowych i przedstawiającej ruch bardziej realistycznie, w przeciwieństwie do metod opartych na gradientach funkcji, używanej przez wcześniejszych badaczy (Miele, 1980; Pandy et al., 1992). Wyniki symulacji działania mięśni pozwoliły porównać aktywność bioelektryczną poszczególnych mięśni w trakcie ruchu z zarejestrowaną wcześniej, natomiast symulacja zmian kątowych w głównych stawach kończyny dolnej ukazała dużą zgodność przebiegów z danymi pomiarowymi dla wszystkich trzech faz wyskoku (Rys. 28).



Rys. 28. Względne przemieszczenia kątowe w 3-stawach kończyn dolnych (biodrowym, kolanowym, skokowym) dla 3-faz wyskoku (odbicie, lot, lądowanie) – porównanie danych modelowych – linia ciągła, z pomiarowymi – linia przerywana (Spägele, 1999a)

Ten sam zespół badaczy (Spägele et al., 1999b) na nowo poruszył również w swojej kolejnej pracy zagadnienia modelowania, symulacji i optymalizacji wyskoku pionowego. Badacze zwrócili uwagę, że wśród dotychczas stosowanych metod wyznaczania siły mięśniowej były metody oparte na tzw. optymalizacji statycznej, wykorzystującej fizyczne prawa statyki (Crowninshield, 1978; Hardt, 1978; Patriarco et al., 1981) lub ich zdaniem dużo trafniejszej tzw. optymalizacji dynamicznej, wykorzystującej fizyczne prawa dynamiki (Davy and Audu, 1987; Pandy et al., 1990; Spägele, 1995).

W celu rozwiązania problemu udziału poszczególnych mięśni w rozwijanej sile autorzy wykorzystali technikę wielofazowego, dynamicznego sterowania optymalnego. Bazując

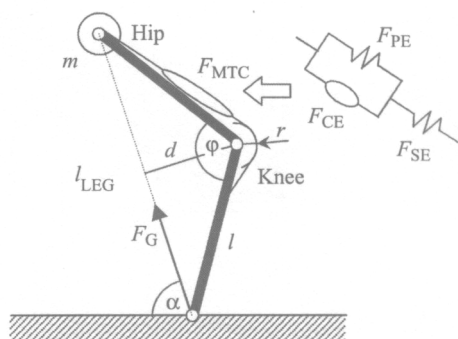
na zaprojektowanym modelu mięśniowo-szkieletowym i na wyznaczonych równaniach systemu wielocłonowego, obliczono pobudzenia mięśni i siły mięśniowe potrzebne do wykonania ruchu, polegającego na pionowym wyskoku. Założono w modelu zgodność trajektorii położenia stawu biodrowego i rejestrowanej siły reakcji podłoża.

Sprawdzenie poprawności działania systemu zostało dokonane poprzez porównanie obliczonego pobudzenia elektrycznego mięśni z wcześniej zarejestrowanym w badaniach doświadczalnych zapisem elektromiografii powierzchniowej (EMG). Osiągnięte rezultaty wskazywały na bliski związek pomiędzy wyliczonymi z modelu i zmierzonymi parametrami.

Wyznaczane przez autorów pobudzenie elektryczne mięśni miało za zadanie ukazać, jak centralny układ nerwowy sterował mięśniami, aby wykonać określone zadanie ruchowe.

H. Hatze (1999) w swoich rozważaniach na temat optymalizacji ruchu, obok wielu innych przykładów wykonywania ruchu przez sportowców, takich jak bieganie, pływanie, jazda na nartach i na rowerze, przytoczył także przykład skoku wzwyż i trójskoku. Stwierdził, że dla skoków, w odróżnieniu od prostych modeli z masą skupioną, większość była tworzona, jako układ członów z próbą odtworzenia układu mięśniowo-szkieletowego.

Autor wskazał na model, który do swoich badań używał Alexander (1990), składający się z 2-członów, jako przykład prostego modelowania skoku wzwyż (Rys. 29).



Rys. 29. 2-członowy, płaski model kończyny dolnej i model mięśnia (Alexander, 1990); F_{PE}, F_{SE} – siły w elementach sprężystych, F_{CE} – siła w aktywnym elemencie kurczliwym

W modelu moment obrotowy, działający w stawie kolanowym, został potraktowany jako generator ruchu i powodował prostowanie w stawie oraz zmiany prędkości kątowej. H. Hatze w dalszej części swoich rozważań przytoczył wyniki modelowania, które przeprowadził Greig (1998), sprawdzając model, który zaproponował Alexander (1990). Optymalizacja ruchu dokonana za pomocą tego modelu pozwoliła wyznaczyć optymalne prędkości i wysokości wyskoku wynoszące odpowiednio 10.2m/s oraz 2.70m. Wartości uzyskiwane z badań doświadczalnych skoku wzwyż były jednak dużo niższe i wynosiły odpowiednio 7.5m/s oraz 2.35m dla prędkości i wysokości wyskoku. Korekty w strukturze modelu wykonane przez Greig'a (Greig, 1998), polegające na zwiększeniu długości członów poprawiły zgodność wartości momentu obrotowego użytego w modelu z otrzymanym z badań, jednak pogorszyły zgodność wartości prędkości i wysokości wyskoku, które dla modelu wyniosły odpowiednio 12.2m/s i 4.8m. Kontynuując rozważania na temat modelowania skoku wzwyż Hatze przytoczył podsumowanie wyników Alexander'a (1990) i Greig'a (1998) zaprezentowane przez Yeadon'a (Yeadon, 1998). Stwierdził, że modelowanie i optymalizacja skoku wzwyż za pomocą 2-członowego układu nie była wystarczająco dokładna.

W drugiej części opisu wyskoków H. Hatze (1999) przytoczył badania innego rodzaju, prowadzone przez Yu i Hay'a (Yu, 1996). Autorzy posługując się statystycznym modelem wyznaczali zależności pomiędzy poziomą, a pionową prędkością biegu w trakcie wykonywania trójskoku. Wyznaczona funkcja była następnie poddana optymalizacji parametrycznej, w celu uzyskania największej odległości skoku. Wyniki modelowania zostały wykorzystane do opracowania odpowiedniej strategii podczas startów sportowców na zawodach lekkoatletycznych.

W ocenie autora najtrudniejszą częścią modelowania ruchu było zbudowanie struktury zawierającej sterowanie mięśniami pochodzące z układu nerwowego. Zostały przytoczone prace

poświęcone modelowaniu skoku w dal z wykorzystaniem układów nerwowo-mięśniowo-szkieletowych (Hatze, 1981, 1983). Autor podkreślił, że niewielu badaczy decydowało się na symulację struktury nerwowej. Pojawiające się sporadycznie w strukturze modelu elementy nerwowe były traktowane bardzo ogólnie, jako cała sieć przekazująca pobudzenie do mięśnia (Pandy et al., 1990), a nie jak w rzeczywistości pojedyncze włókno nerwowe pobudzane razem z unerwianymi przez nie włóknami mięśniowymi stanowiące odrębną jednostkę motoryczną (Hatze, 1977a).

Hatze (1999) w podsumowaniu opracowania stwierdził, że w większości przypadków zaproponowane modele niezbyt dobrze symulowały mechanizm działania układu ruchowego człowieka i nie odpowiadały na wszystkie pytania dotyczące sposobu sterowania mięśniami i ich funkcjonowania podczas skoku. Podał również swoje rozumienie optymalizacji zadania ruchowego w biomechanice, jako opracowanie pewnej procedury wykonania danego ruchu przez lekkoatletę, albo sekwencji ruchów, dzięki której zostanie spełniony zarówno warunek nałożony poprzez więzy, jak i osiągnięte zostanie minimum albo maksimum wartości wybranego parametru. Ponadto badacz przedstawił bieżące problemy optymalizacji i nakreślił perspektywy dalszych badań w tym kierunku.

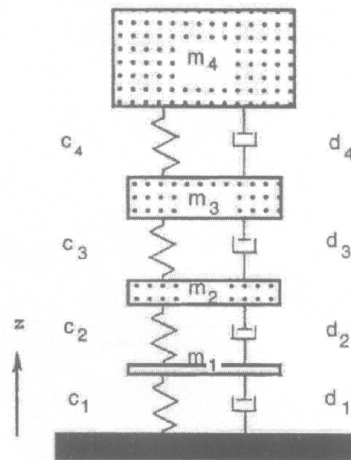
Zespół, w skład którego wchodził A. Seyfarth, R. Blickhan i J.L. van Leeuwen (Seyfarth, 2000) w swojej pracy nad optymalizacją techniki wykonania ruchu skupił się tylko na skoku w dal. Wykorzystując 2-członowy model opracowany przez Alexander'a (1990), badacze starali się modelować i optymalizować działanie mięśni rozciągających w stawie kolanowym, występujące podczas odbicia, w celu uzyskania największej długości skoku. Napotkali przy tym na szereg problemów wynikających ze złożonych procesów fizjologicznych zachodzących w mechanizmie ścięgnowo-mięśniowym.

Na podstawie wcześniejszych badań (Luthanen and Komi, 1979; Lees et al., 1994; Stefanyshyn and Nigg, 1998) autorzy stwierdzili, że niewiele czynników ma wpływ na uzyskiwanie coraz dłuższych skoków. W parametrach symulacji, aby uzyskać większe wartości długości skoku, badacze zwracali się w kierunku zwiększania prędkości ruchu (Hay, 1993) lub zwiększania sił generowanych przez mięśnie (Alexander, 1990). Autorzy przypomnieli, że opracowano i stosowano różne modele od prostych jednomasowych (Alexander et al., 1986; Blickhan, 1989), poprzez 2-członowe z mięśniami, jako generatorem momentu obrotowego (Alexander, 1990), 4-członowe z określoną liczbą mięśni (Pandy et al., 1990; Bobbert et al., 1996), aż do wieloelementowych z dużą liczbą mięśni (Hatze, 1981).

Dla własnych obliczeń modelowych zastosowano na początku model jednomasowy opisany przez Blickahn (1989), w celu wyznaczenia wstępnych wartości parametrów, a następnie do symulacji właściwej model 2-członowy utworzony przez Alexander'a (1990). Do porównania wyników modelowania z doświadczalnymi, posłużono się badaniami eksperymentalnymi przeprowadzonymi przez Seyfarth'a (1999), w których rejestrowano siłę reakcji podłoża i dane kinematyczne dla grupy 18 sportowców, wykonujących 30 skoków w dal.

Dla zastosowanej metody dynamicznej optymalizacji ruchu, stwierdzono duży wpływ wytrzymałości i siły mięśniowej na uzyskiwane wartości długości skoku, przy równoczesnym braku wpływu prędkości skracania mięśnia oraz jego budowy fizjologicznej. Ujawnione różnice wyników modelowania z danymi pomiarowymi uzyskane dla fazy odbicia, autorzy wyjaśniali dyssypacją części energii występującą w rzeczywistym obiekcie, która nie była symulowana w modelu.

M. Fritz i K. Peikenkamp (Fritz, 1999, 2001) symulowali pionowy ruch skoczka i zależność siły od czasu za pomocą jednowymiarowego modelu o 4-stopniach swobody składającego się z 4-mas o rozkładzie dyskretnym, tłumików i sprężyn (Rys. 30).



Rys. 30. Jednowymiarowy, 4-masowy model człowieka wykorzystany do symulacji lądowania po zeskoku (Fritz, 1999); c_1-c_4 – współczynniki sprężystości, d_1-d_4 – współczynniki tłumienia

W modelu założono symetrię obu stron ciała, a masy m_1 , m_2 , m_3 i m_4 odpowiadały sumie mas obu stóp, podudzi, ud i reszty ciała. Masy zostały połączone w kierunku pionowym za pomocą tłumików wiskotycznych i sprężyn o liniowej charakterystyce. W wyniku ściskania i rozciągania tych elementów masy mogły przemieszczać się tam i z powrotem, wzdłuż ich pionowych osi. Ruch w kierunku poziomym, jak również ruchy obrotowe zostały w modelu wykluczone. Sprężyny i tłumiki modelu zostały ustawione jak cięciwy pomiędzy segmentami nóg (Rys. 31).



Rys. 31. Schematyczne przedstawienie koncepcji układu sprężyna-tłumik, działających jak cięciwa pomiędzy elementami ciała (Fritz, 1999)

Badania doświadczalne, w których rejestrowano siłę reakcji podłoża i przemieszczenia dotyczyły jednej osoby o masie 74kg, skaczącej z wysokości 0.45m lub podskakującej wielokrotnie w miejscu.

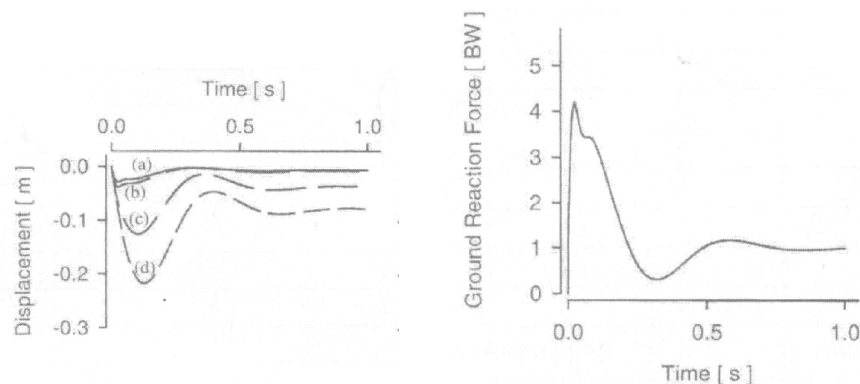
Zmiana kątów w stawach kończyn dolnych powodowała rozciąganie lub ściskanie sprężyn i tłumików modelu, opierających się odkształceniom wywołanym przez siły działające podobnie do mięśni nóg działających przy lądowaniu na podłożu.

Warunki równowagi pomiędzy siłami bezwładności, siłami sprężyn i tłumików i siłami ciężkości wyprowadzono z równań ruchu dla każdej masy i zapisano w postaci macierzowych równań różniczkowych. W oparciu o dane antropometryczne z prac Dempster'a (1955) ustalono wielkości mas modelu i na podstawie wcześniejszych badań innych autorów, ich obliczeń i wniosków oraz własnych badań wyznaczono wstępne współczynniki sprężystości i tłumienia. Wykorzystano całkowanie numeryczne równania czwartego stopnia Runge-Kutta.

Założone wstępnie parametry sprężyn i tłumików były następnie zmieniane w ten sposób, aby różnice pomiędzy symulowanymi przebiegami czasowymi przemieszczeń i siły reakcji podłoża, a mierzonymi były minimalne. Za zadowalający wynik przyjęto podobne kształty przebiegów.

Współczynniki dobierano dla trzech możliwości wykonania lądowania: lądowania miękkiego, twardego i mieszane. W pierwszym podejściu zakładano większą podatność

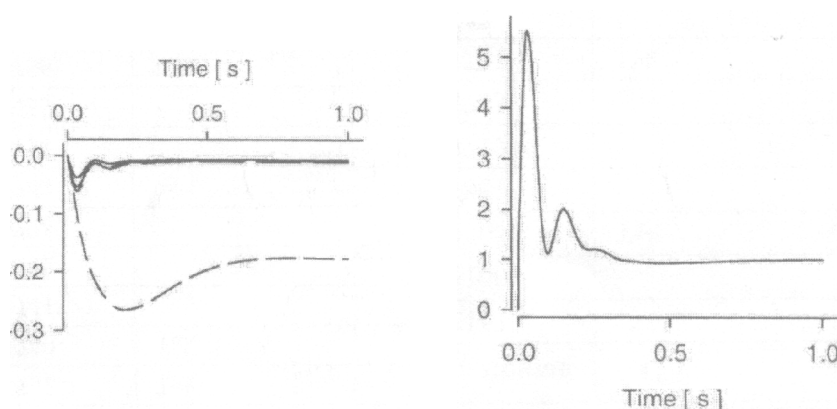
w połączeniach sprężyny-masy, skutkującą mniejszymi siłami, większymi przemieszczeniami mas i różnicami w przemieszczeniach pomiędzy poszczególnymi masami (Rys. 32).



Rys. 32. Przemieszczenia 4 mas modelu i względna siła reakcji podłoża dla większej podatności połączeń pomiędzy masami (Fritz, 1999)

Przy tak dobranych współczynnikach po 0.04s masy m_1 i m_2 osiągały maksymalne przemieszczenie, masy m_3 i m_4 uzyskiwały je po 0.08s, natomiast po 0.6s przemieszczenia ustalały się na pewnym poziomie, podobnie jak poziom symulowanej siły. Maksymalne wartości sił reakcji dla takich wartości modelu nie były zbyt duże i osiągały poziom 4.2 wartości ciężaru ciała (body weight – BW, czyli siły względnej wyrażanej też w N/N) po 0.04s, a następnie malały.

W drugim podejściu sztywność sprężyny była większa i skutkowała twardym lądowaniem z dużą siłą reakcji podłoża i niewielkimi ugięciami w stawach kolanowych i biodrowych (Rys. 33).

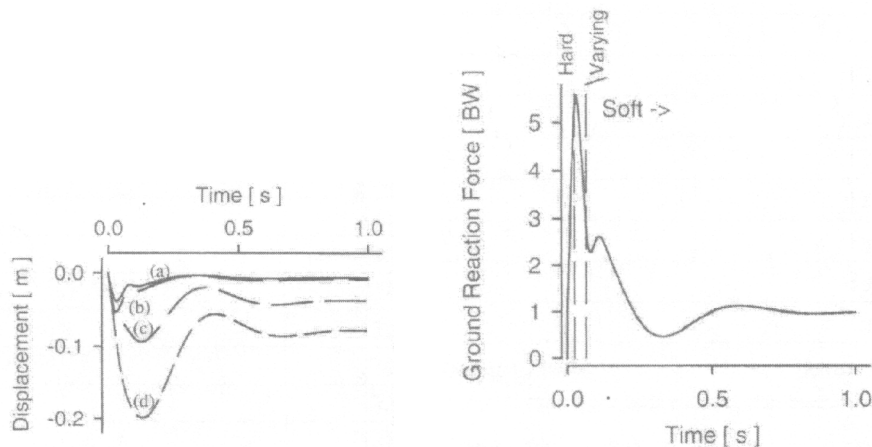


Rys. 33. Przemieszczenia 4 mas modelu i względna siła reakcji podłoża dla sztywnych połączeń pomiędzy masami (Fritz, 1999)

Po przyjęciu wartości dla drugiej serii współczynników modelu notowano niewielkie różnice w przemieszczeniach mas m_1 , m_2 i m_3 . Przemieszczenie masy m_4 było podobne, jak dla modelu 1-masowego, z równoległym połączeniem z podłożem układem sprężyna-tłumik. Maksymalna wartość siły reakcji notowana dla tego rozwiązania osiągnęła wartość 5.5BW po 0.03s, jednak w odróżnieniu od pierwszej serii parametrów obserwowano również drugie, występujące później maksimum siły o wartości 2BW. Nie obserwowano też po uzyskaniu pierwszego maksimum siły reakcji zmniejszenia wartości siły poniżej wartości siły ciężkości, jak dla pierwszej serii współczynników.

W trzecim podejściu zmieniano wartości współczynników modelu przechodząc od lądowania „twardego” do „miękkiego” z fazą pośrednią. Przez początkowe 0.025s od zetknięcia stóp z podłożem wartości współczynników były utrzymywane na stałym poziomie. W następnych 0.04s wartości zmieniały się z czasem, według nieliniowego równania. Po 0.065s od kontaktu z podłożem wartości współczynników ponownie osiągały stały poziom.

Przebiegi przemieszczeń modelu dla trzeciej serii współczynników podobne były do przemieszczeń w lądowaniu „miękkim”, czyli dla pierwszej serii (Rys. 34).



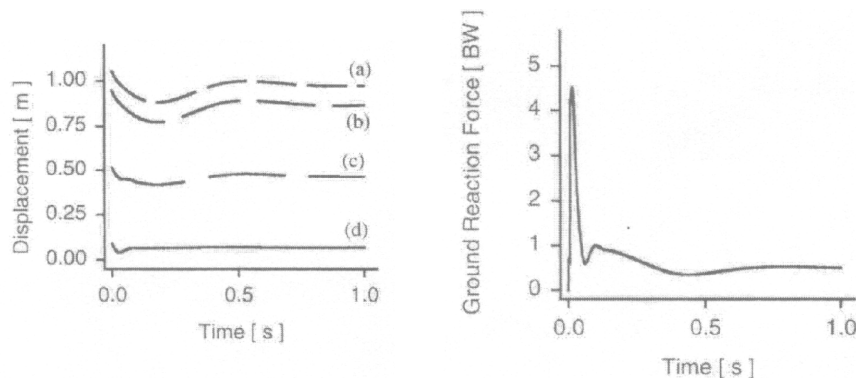
Rys. 34. Przemieszczenia 4 mas modelu i względna siła reakcji podłoża dla „mieszanych” połączeń pomiędzy masami (Fritz, 1999)

Natomiast siła reakcji rosła do wartości 5.6BW po 0.03s, czyli do większej wartości, niż dla pierwszej serii współczynników, ale za to w krótszym okresie czasu. Występowało również drugie maksimum siły reakcji podłoża o wartości 2.6BW po 0.11s od zetknięcia stóp z podłożem, a wartości siły spadały do 0.5BW, czyli poniżej wartości ciężaru ciała przy czasie 0.33s. Stabilizacja siły reakcji na poziomie ciężaru ciała następowała po 0.75s.

Podział na przedziały czasowe został dobrany zgodnie z czasem trwania fazy pasywnej i aktywnej występujących podczas lądowania.

Wartości parametrów, dobrane dla lądowania „twardego”, wykorzystano następnie do symulacji zależności czasowej wielokrotnych podskoków, w których również starano się następnie zmieniać współczynniki w przedziałach czasowych.

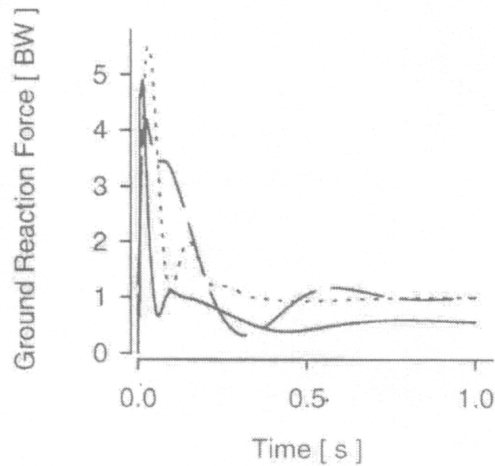
Autorzy stwierdzili podobieństwo przebiegów przemieszczeń uzyskanych z modelu i z pomiarów, jednak nie byli w stanie ich porównywać (Rys. 35).



Rys. 35. Przemieszczenia środków 4 mas i względna siła reakcji podłoża zarejestrowane podczas pomiarów doświadczalnych (Fritz, 1999)

W pomiarach rejestrowano bowiem przemieszczenia w stawach kończyn dolnych i krętarza kości udowej, natomiast w modelu wyliczano położenia środków mas części ciała człowieka przy założeniu położenia zerowego w chwili kontaktu z podłożem. Dlatego zdaniem autorów niemożliwe było ich porównywanie. Podkreślono jedynie duże różnice pomiędzy maksymalnymi wartościami przemieszczeń mas m_1 i m_2 wynoszącymi 0.04m, a maksymalnym przemieszczeniem masy m_4 wynoszącym 0.2m oraz czasem ich występowania po rozpoczęciu lądowania różniącym się o 0.1s.

Porównując mierzoną i symulowaną siłę reakcji podłoża autorzy stwierdzili zadowalającą zgodność wartości ekstremalnych w początkowej, „pasywnej” części przebiegu, natomiast nie uzyskali satysfakcjonującej zgodności w dalszej, „aktywnej” części krzywej, chociaż dla modelowania „twardego” i „mieszanego” występowały obydwa ekstrema siły rejestrowane także podczas lądowania na platformie dynamometrycznej (Rys. 36).



Rys. 36. Porównanie przebiegów czasowych względnej siły reakcji podłoża zarejestrowanej w badaniach doświadczalnych z uzyskanymi z modelowania dla 2-sposobów wyznaczania stałych (Fritz, 1999)

W podsumowaniu autorzy stwierdzili, że najlepszą zgodność zmierzonej krzywej siły uzyskano podczas symulacji, w której zostały użyte parametry modelu zależne od czasu. Na podstawie wyników wnioskowano, że na początku lądowania, skoczek zachowywał się jak 2-masowy model, w którym segmenty nóg (uda, podudzia i stopy) faktycznie łączyły się w 1-masę. Po około 0.06s połączenia pomiędzy segmentami nóg stały się bardziej podatne i skoczek zachowywał się jak 4-masowy model z miękkim połączeniem pomiędzy segmentami nóg.

Według autorów w fazie pasywnej napięcie występujące w mięśniach pochodziło z ich wstępnego przygotowania przez skoczka, przed skokiem i nie było przez niego sterowane, natomiast w fazie aktywnej skoczek sterując mięśniami mógł wydłużać okres amortyzacji, wpływać na zmniejszenie siły reakcji i kontrolować pionową pozycję ciała.

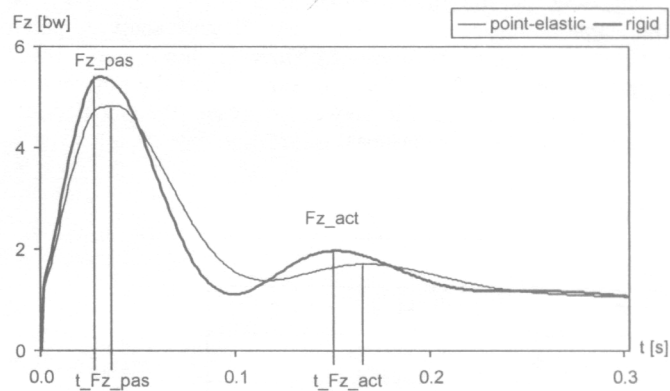
K. Peikenkamp i M. Fritz (Peikenkamp, 2002) w badaniach nad zeskokami posunęli się nawet do modelowania rodzaju podłoża spotykanego w różnych ćwiczeniach sportowych i analizy wpływu jego własności na rejestrowane podczas lądowania wartości siły reakcji.

Do modelowania ruchu i generowanej siły przez skoczka wykorzystali model 4-masowy z własnych, wcześniejszych badań (Fritz, 1999, 2001), natomiast model podłoża stanowił układ 5-mas połączonych sprężynami i tłumikami o stałych współczynnikach. Rejestrowano siłę reakcji podłoża i przemieszczenia jednej osoby o masie 74kg skaczącej z wysokości 0.45m. Platformę umieszczono na betonowym podłożu, natomiast sama platforma i jej własności nie były przedmiotem badań.

Autorzy podkreślali wagę uzyskanych wyników faktem, że wielu badaczy własności podłoża zaliczało do ważniejszych czynników ryzyka kontuzji w obrębie kończyn dolnych występujących podczas zeskoków (Andreasson & Olofsson, 1983; Denoth 1983; Steele & Milburn, 1988; Yeadon & Nigg, 1988; Ferretti, Papandrea, & Conteduca, 1990; Nigg, 1990).

W celu określenia własności podłoża przeprowadzane były 2 rodzaje testów: materiałowe – w których zrzucano znaną masę (worek z piaskiem) z określonej wysokości, oraz obiektowe – w których skoczek wykonywał typowy zeskok. Dla obu rodzajów testów rejestrowano siłę reakcji podłoża.

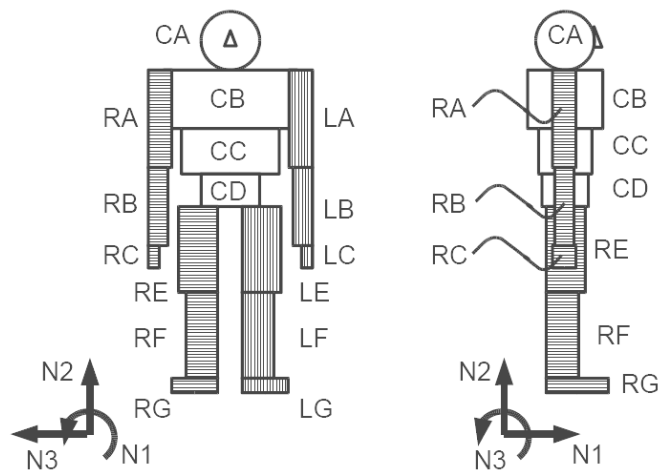
W modelu przedstawiającym własności podłoża przyjęto 48 serii stałych wartości współczynników, dla których porównywano kształt i wartości uzyskanej siły z danymi pomiarowymi. Przedział zmian wartości współczynników odpowiadał własnościom podłoża zmieniającym się od nieskończenie twardego do całkowicie podatnego, a zgodność sprawdzana była szczególnie w miejscach występowania maksimum siły dla fazy pasywnej i aktywnej (Rys. 37).



Rys. 37. Sposób określania maksimum pasywnego i aktywnego dla krzywej siły reakcji podłoża (Peikenkamp, 2002)

Stwierdzono, że rejestrowana podczas lądowania siła reakcji wzrastała ze wzrostem masy platformy znajdującej się na podłożu. Najważniejszym wnioskiem była jednak zależność występująca pomiędzy sztywnością podłoża, wielkością deformacji i wartościami generowanych sił. Autorzy stwierdzili, że podłoże powinno być tak dobierane, aby jego sztywność była możliwie najmniejsza, a dzięki temu możliwe stałyby się duże deformacje, skutkujące mniejszymi siłami pomiędzy ciałem człowieka, a podłożem.

Jako przykład coraz częściej wykorzystywanych do obliczeń, złożonych modeli komputerowych przeznaczonych do symulacji dowolnego ruchu, warto przedstawić model opracowany przez zespół pod kierownictwem A. Nagano (Nagano et al., 2005). Przestrzenny model szczegółowo opisany i udostępniony wszystkim zainteresowanym, zawiera 16-segmentów ciała połączonych za pomocą 15-stawów (Rys. 38).



Rys. 38. Przestrzenny, 16-segmentowy model człowieka z 15-stawami wykorzystany do analizy fazy lotu (Nagano, 2005)

W modelu zaimplementowano pasywne własności stawów kończyn i tułowia, a całkowita liczba stopni swobody wynosiła 35. Działanie modelu zostało przedstawione na przykładzie fazy lotu dla wyskoku poziomego, przy założonych warunkach początkowych prędkości liniowych i kątowych segmentów ciała i stawów. Ponieważ autorzy dołączyli do modelu zapis pliku źródłowego z danymi wejściowymi i algorytmem sterującym, udostępnili w ten sposób każdej zainteresowanej osobie możliwość modyfikacji modelu na potrzeby komputerowej analizy dowolnie wybranego ruchu.

Poza trójwymiarowym modelem i krótką prezentacją jego działania, autorzy umieścili w pracy opis dotychczas tworzonych modeli. Przypomniano m. in. model 2-wymiarowy kończyny dolnej przedstawiony przez Zajac'a (Zajac et al., 1984), do badania odbicia, który zapoczątkował budowę podobnych modeli płaskich. Wykorzystując podobne 2-wymiarowe modele badania nad mechanizmem wyskoku prowadziło kilku innych naukowców (Pandy et al., 1990; Pandy and

Zajac, 1991; Aderson and Pandy, 1993; Soest van et al., 1993; Bobbert et al., 1996; Jacobs et al., 1996; Bobbert, 2001). Podejmowano także próby adaptacji dotychczasowych rozwiązań do modelowania trójwymiarowego wyskoku, chodu i biegu (Anderson and Pandy, 1999, 2001a, 2001b). W niektórych modelach starano się również uwzględnić sterowanie nerwowe mięśniami dla chodu lub biegu (Gerritsen et al., 1995, 1996, 1998; Nagano and Gerritsen, 2001).

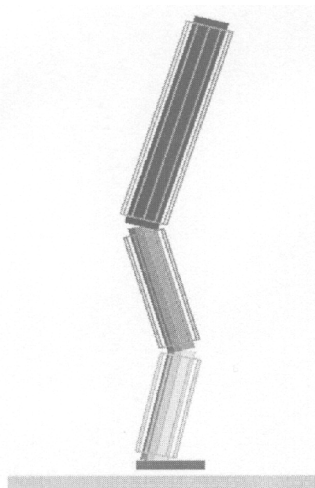
Niestety spośród wymienionych modeli nie znalazły się modele symulujące zeskok w fazie lądowania, za wyjątkiem modelu wykazującego pewne podobieństwa, ale dotyczącego fazy lądowania w zjeździe narciarskim (Gerritsen et al., 1996).

Podkreślając zalety złożonego modelu komputerowego, autorzy nie zapomnieli wymienić także związane z nim ograniczenia i trudności. Jednym z poważniejszych ograniczeń był brak dokładnych danych pomiarowych lub bardzo duża ich rozbieżność. Przed rozpoczęciem symulacji przyjęto wstępnie dane, na podstawie wyników pomiarów. Modelowany ruch był, tym mniej wiarygodny im dane były bardziej niedokładne. Kolejną trudnością były zjawiska następujące na styku ciała człowieka z otoczeniem i pojawiające się wówczas siły, których działanie musiało zostać wcześniej odpowiednio zamodelowane. Z tego powodu przykład, dla którego ukazano działanie modelu dotyczył jedynie fazy lotu, w której człowiek poddany był wyłącznie sile grawitacji. Inną trudnością dla modelowania komputerowego były elementy symulujące działanie układu nerwowego, sterującego pracą mięśni oraz sam układ mięśni, z ich różnymi miejscami przyczepu, charakterystykami siły, długości, przekrojów itp. Autorzy nie podjęli się w przedstawionym modelu symulowania działania układu nerwowego, a także nie przedstawili dokładnych miejsc przyczepu oraz przebiegów konkretnych mięśni sterujących ruchem człowieka.

Zamiarem autorów było przede wszystkim udostępnienie opracowanego algorytmu modelowania innym badaczom, celem jego ulepszenia i ubogacania o kolejne elementy, związane z procesami zachodzącymi w ludzkim ciele podczas ruchu.

M. Pain i J. Challis (Pain, 2006) prowadzili badania nad wpływem ruchu tkanek miękkich na rejestrowane siły reakcji podłoża, a także momenty obrotowe i siły reakcji w stawach kończyn dolnych, występujące podczas lądowania na podłożu.

Do modelowania wykorzystano 4-członowy model z obrotowymi połączeniami (Rys. 39), zaproponowanymi we wcześniejszych badaniach własności tkanek stóp i podudzi (Pain and Challis, 2001). Na podstawie modelu wyznaczano przebiegi czasowe pionowej składowej siły reakcji podłoża w okresie do 0.1s, od momentu zetknięcia stóp z podłożem.



Rys. 39. Schemat 4-członowego, płaskiego modelu do badania fazy lądowania (Pain, 2006)

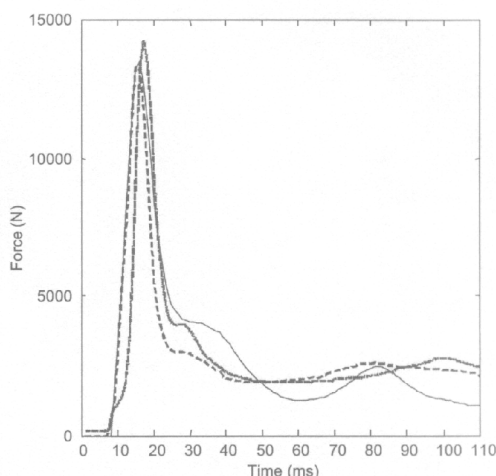
Masę podudzi i ud podzielono na część wewnętrzną odpowiadającą kościom o kształcie cylindra i zewnętrzną odpowiadającą tkankom miękkim o kształcie rury. Proporcje podziału masy wyznaczono na podstawie danych antropometrycznych przedstawionych przez Clarys & Marfell-Jones (Clarys, 1986).

Uwaga badaczy została skierowana na fazę pasywną lądowania, trwającą ok. 0.04s, w czasie której badano sztywność ciała przy założonych z góry wartościach większości parametrów. Symulację komputerową przeprowadzono dla zeskoku z wysokości 0.43m,

odpowiadającej zmierzonej wcześniej rzeczywistej wysokości zeskoku jednej osoby badanej. Wcześniejsze pomiary doświadczalne polegające na rejestracji położenia wybranych punktów ciała i siły reakcji podłoża w czasie wykonywania kolejnych 2 zeskoków, posłużyły do porównania wyników doświadczalnych z modelowymi. Do wyznaczenia przebiegów czasowych położenia środków mas modelu zastosowano kryterium zgodności zarejestrowanych wielkości przemieszczenia i częstotliwości drgań tkanek miękkich badanej osoby, stanowiących odruchową odpowiedź na występujące obciążenia. Parametry dotyczące bezwładności członów i położenia środków mas wyznaczono na podstawie równań zaproponowanych przez Zatsiorsky'ego (Zatsiorsky et al., 1990).

Rozważano dwa podejścia, w zależności od przyjętych własności tkanek miękkich: dla członów traktowanych jak elementy sztywne – stosowane w większości dotychczasowych modeli płaskich (np. Bobbert and Soest van, 1994; Gerritsen et al., 1996) i dla członów, traktowanych jako elementy drgające, zaproponowane wcześniej dla 3-członowego, płaskiego modelu zeskoków przez K. Gruber'a (Gruber et al., 1998) lub dla 4-członowego, płaskiego modelu biegu opracowanego przez Cole'a (Cole et al., 1996). Poza wymienionymi rozwiązaniami, w innych budowanych modelach masy traktowano jako elementy drgające, ale w większości przypadków były to układy jednowymiarowe i najczęściej dotyczące biegu (np. Minetti and Belli, 1994; Wright et al., 1998; Nigg and Liu, 1999; Liu and Nigg, 2000).

Model z drgającymi elementami miękkimi zadowalająco symulował wartości pionowej składowej siły reakcji podłoża z błędem wynoszącym 1.2% maksymalnej wartości siły, z błędem średniokwadratowym wynoszącym 5% w okresie 0.015s od zetknięcia stóp z podłożem i z błędem wynoszącym 12% w okresie 0.04s (Rys. 40).



Rys. 40. Porównanie pionowych składowych siły reakcji podłoża zarejestrowanych dla 2 pomiarów doświadczalnych z przebiegiem uzyskanym z modelowania (cienka, jasna linia) (Pain, 2006)

Dla drgających tkanek miękkich generowane w stawach siły i momenty obrotowe wyznaczone z modelowania były o prawie 50% mniejsze, niż dla tkanek miękkich potraktowanych w modelu, jako człony sztywne.

Na podstawie porównania wyników symulacji dla obu podejść, autorzy wnioskowali, że tkanki miękkie stanowią istotny element w redukcji obciążeń występujących podczas lądowania na podłożu i warto uwzględniać ich własności w budowanych modelach. Wskazali na możliwość zastosowania podobnych rozwiązań dla modeli badających bieg i chód.

Autorzy podkreślili także, że obok wystarczająco dokładnych elementów modelu, do których zaliczyli m. in. podudzia i uda, znalazły się również słabe punkty jego w jego strukturze, jak człon opisujący tułów razem z kończynami górnymi i głową. Ze względu na brak dokładnych danych pomiarowych dotyczących jego własności mechanicznych nie była możliwa wystarczająco dokładna symulacja ruchu tego członu. Zwrócono uwagę na trudności w praktycznym wykorzystaniu wyników modelowania zwłaszcza, jeśli chodzi o zbieranie danych pomiarowych przemieszczeń – osobno dla tkanki miękkiej okrywającej kość i osobno dla samych kości. Pomiary tego typu będące trudne do zrealizowania, byłyby obarczone znacznym błędem.

Omówione powyżej publikacje, z całą pewnością nie wyczerpują tematu aktualnego stanu badań w dziedzinie analizy i modelowania skoków. Pozwalają jednak zorientować się, co do kierunków zagadnień podejmowanych dla tej formy ruchu przez naukowców, a także w zakresie dotychczas wyciągniętych wniosków, uzyskanych na podstawie porównania wyników badań modelowych z danymi doświadczalnymi. Na ich tle zostaną zaprezentowane własne badania doświadczalne oraz zbudowane modele, a także porównane wyniki z własnych badań i symulacji modelowych z wynikami uzyskanymi dotychczas przez innych badaczy.

Warto jednak podkreślić, że chociaż w literaturze wiele prac poświęcono badaniom skoków, zdecydowana ich większość dotyczyła analizy fazy odbicia w celu uzyskania maksymalnej wysokości wyskoku. Analiza fazy lądowania nadal nie została dogłębnie przeprowadzona, a przeważająca część modeli zatrzymała się na strukturach jednoosiowych. Spośród prac i badań poświęconych zeskokom i lądowaniu, w zdecydowanej większości modeli wykorzystywano parametry o stałych wartościach, a niezbyt liczni uczestnicy badań skakali zazwyczaj z jednej wysokości. W dużej części omówionych prac tematyka zeskoków poruszana była przy okazji innych badań prowadzonych nad lokomocją człowieka, różnymi dyscyplinami sportowymi lub skokami w ogóle.

4. Metody rejestracji ruchu, sił i aktywności bioelektrycznej mięśni oraz wykorzystywane programy komputerowe

Uwzględniając różnorodność zjawisk zachodzących w organizmie żywym, konstruowano urządzenia do pomiarów wielkości kinematycznych, dynamicznych, elektrycznych, cieplnych, zawartości substancji uczestniczących w procesach chemicznych lub wpływu czynników zewnętrznych i wewnętrznych na własności poszczególnych tkanek, wybranych jego części i funkcjonowanie całego organizmu człowieka. Zakres tych zjawisk stwarzał szerokie możliwości pomiarowe i analizy dla wielu dyscyplin naukowych, przy równoczesnym rozwoju techniki i dostępnych narzędzi pomiarowych, co niewątpliwie zwiększało ilość i dokładność danych uzyskiwanych z badań doświadczalnych.

Do badania i analizy ruchu człowieka, a także do zbierania danych dla celów modelowania najbardziej przydatne były pomiary wielkości kinematycznych (położenia, prędkości, przyspieszenia) i dynamicznych (sił i momentów) występujących podczas ruchu, które wykorzystywano razem z danymi antropometrycznymi badanego ciała.

Uzupełnieniem tych pomiarów były pomiary aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG), przydatne zwłaszcza do badania i modelowania działania poszczególnych grup mięśniowych w trakcie ruchu, lub nawet elementów systemu nerwowego człowieka i procesów sterowania.

Pomocniczą funkcję dla pomiarów podstawowych (kinematycznych i dynamicznych), spełniały również pomiary dotyczące diagnostyki medycznej lub fizjologii, umożliwiające określenie udziału i znaczenia innych procesów zachodzących w organizmie (chemicznych, cieplnych, metabolicznych itp.) na wykonywane i rejestrowane zadania ruchowe.

Współcześnie rejestrowane dane pomiarowe były najczęściej zapisywane na twardym dysku komputera już w trakcie pomiaru, lub bezpośrednio po jego zakończeniu i analizowane w specjalnie opracowanych programach komputerowych albo nierzadko z wykorzystaniem całych pakietów oprogramowania.

4.1. Metody rejestracji ruchu

Do pomiaru ruchu najczęściej korzystano z czterech metod: elektromechanicznej metody dźwigniowej, metody akcelerometrycznej, dwupłaszczyznowej metody rentgenowskiej, oraz metod filmowych należących do szerszej grupy metod zwanych stereometrycznymi (Morecki, 1990).

W pierwszym przypadku po zewnętrznych stronach stawów umieszczano egzoszkielec, rejestrując pojedynczy ruch w stawie, trzy ruchy obrotowe lub ruch względny o sześciu stopniach swobody. Urządzeniami wykorzystywanymi do pomiarów kątowych były elektrogoniometry (Hatze, 1976; Chao, 1980; Siegler, 1984) działające w systemie telemetrycznego przesyłania danych albo oparte na budowie przewodowej, ograniczające zasięg wykonywania ruchu. W pomiarach występowały również goniometry o budowie bardziej elastycznej (Nicol, 1988).

W metodzie akcelerometrycznej rejestrowano 3 składowe przyspieszenia kątowego występujące w ruchu obrotowym wokół każdej z osi przyjętego układu lub 3 składowe przyspieszenia w ruchu postępowym wzdłuż każdej z tych osi. Urządzeniami pomiarowymi były akcelerometry oparte na różnych rozwiązaniach technicznych. Większa od sześciu liczba akcelerometrów mogła redukować błędy pomiarowe. Akcelerometry wykorzystywano m. in. do wyznaczania pozycji ciała (Morris, 1973), testowania lądowania po zeskoku (Gross, 1988), rejestrowania przyspieszeń podudzia podczas chodu i biegu (Lafortune, 1991).

W stereometrycznej metodzie pomiarów wykorzystywano szybkie kamery filmowe, systemy video, ultradźwiękowe lub fotoelektryczne przetworniki umieszczane w polu ruchu, aby można było określić położenie markerów związanych z danym segmentem ciała.

Często stosowaną metodą rejestracji ruchu w badaniach doświadczalnych była rejestracja wykonywana za pomocą szybkich kamer (Cappozzo, 1975; McMahan, 1979; Mizrahi, 1982; Shapiro, 1987; Özgüven, 1988; Kennedy, 1989; Angulo, 1992; Farley, 1999; Książek, 2001,

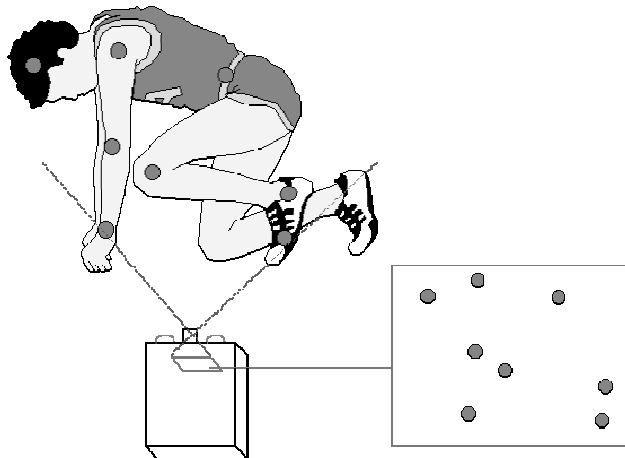
2002a). Zazwyczaj, ponieważ rejestrowano ruch przestrzenny, były używane układy wielu kamer, ale również można spotkać metody oparte na rejestracji za pomocą jednej kamery (Fritz, 1981; Siegler, 1984; Książek, 2002b, 2002c). Pomiary były zróżnicowane rozdzielczością wykonywanych zdjęć, a także częstotliwością zapisu video, zwiększającą się w miarę udoskonalenia kamer, od kilkunastu do kilkuset klatek na sekundę. W niektórych przypadkach wykorzystywano nawet specjalnie opracowane całe systemy rejestracji video, jak Kodak-EM 1000 (Hatze, 1998), czy MEMRECAM C2s-NAC (Nagano, 1998).

Mimo niewątpliwiej zalety wspomnianej metody, jaką jest prostota rejestracji zapisu video, jej największą wadą było żmudne, często wielogodzinne przygotowanie zarejestrowanego materiału filmowego do analizy.

Przygotowanie danych do analizy polegało na odpowiednim oznaczaniu na zdjęciach wybranych punktów anatomicznych lub innych punktów poruszającego się ciała, wykorzystanych następnie do określenia ich położenia w przyjętym układzie odniesienia. Oznaczania dokonywano ręcznie lub z wykorzystaniem oprogramowania komputerowego i wskaźnika odczytującego współrzędne wskazywanych punktów.

Najchętniej stosowaną w ostatnich latach metodą rejestracji ruchu była rejestracja za pomocą kamer z automatyczną identyfikacją punktów. Opisywana metoda, chociaż wymaga kosztownej i skomplikowanej aparatury, została szeroko spopularyzowana na świecie, ponieważ umożliwiła bezinwazyjny i bezkontaktowy zapis większości ruchów wykonywanych przez człowieka. Korzystanie z automatycznej identyfikacji położenia punktów znacznie przyspieszało proces analizy ruchu i czyniło go dużo dokładniejszym, niż przy ręcznym oznaczaniu. Systemy analizy ruchu tworzone w oparciu o tą metodę zostały podzielone na trzy rodzaje (Yeadon, 1994): oparte na rejestracji zapisu video z pasywnymi markerami (Whittle, 1988), rejestrujące światło emitowane przez markery (Woltring, 1980; Stokes, 1989; Zatziorsky, 1990) oraz wykorzystujące lustra skanujące i pasywne markery o różnych kolorach (Mitchelson, 1988; Stuart, 1990).

W pierwszym przypadku kamery rejestrowały ruch markerów odbijających światło, dlatego markery nazwano pasywnymi (Rys. 41).



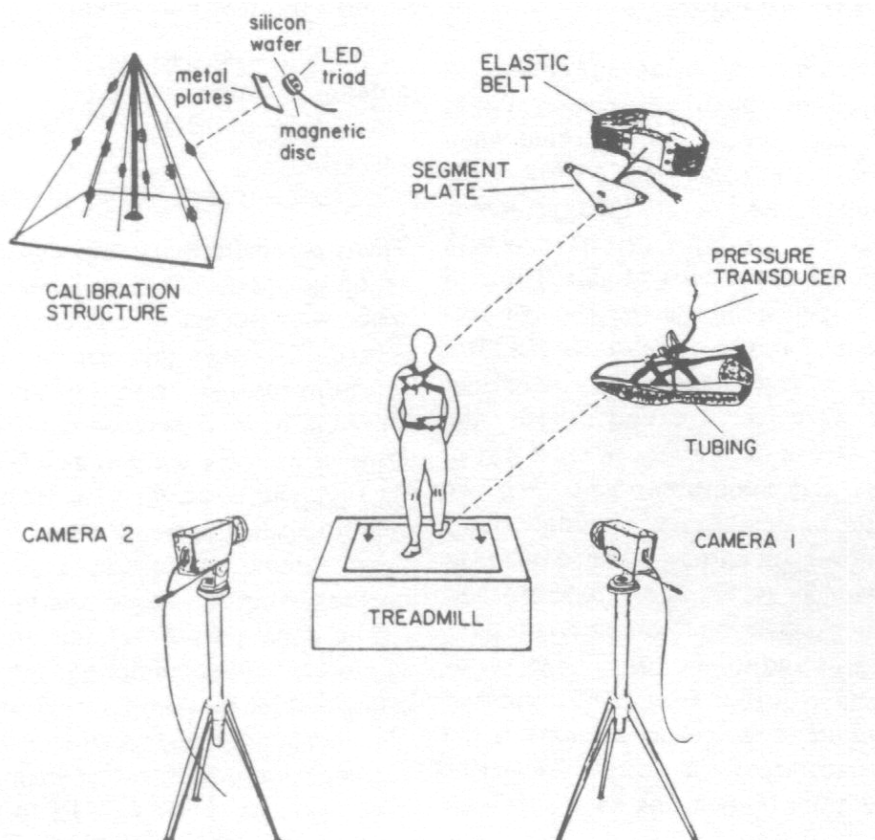
Rys. 41. Zasada rejestracji i tworzenia obrazu z wykorzystaniem markerów pasywnych – odbijających światło (Jobbágy, 1995)

Zaletami tej metody były: brak przewodów i baterii koniecznych do zasilania markerów, natomiast wadami: niska rozdzielczość i mała częstotliwość klatek (początkowo 50-60Hz) oraz nakładanie się odbitego od markerów światła (zjawisko interferencji). Eliminacja odbić stanowiła również ograniczenie dla przestrzeni pomiarów, z której należało usunąć wszelkie płaszczyzny i elementy odbijające światło, a także znacznie ograniczyć lub nawet wyeliminować inne źródła światła (okna, lampy). Z tego powodu wykorzystywana była najczęściej do rejestracji prostych ruchów i dla małej przestrzeni badawczej. Najbardziej znane systemy oparte na tej metodzie to VICON, ELITE i MotionAnalysis.

Do drugiej grupy urządzeń należały systemy wykorzystujące aktywne markery, w których za pomocą specjalnych diod (LED) emitowane było światło, a ich ruch był rejestrowany za pomocą kamer (Woltring, 1980; Stokes, 1989; Zatziorsky, 1990). Największą zaletą tej metody była

wysoka rozdzielczość i duża częstotliwość klatek, natomiast główną wadą – konieczność stosowania przewodów i baterii zasilających markery. Podobnie jak dla markerów pasywnych występowały

i w tym przypadku problemy z interferencją światła oraz konieczność ograniczenia dopływu światła widzialnego do obszaru badań (zaciemnienie pomieszczenia). Najbardziej znane systemy należące do tej grupy to Selspot i Watsmart (Rys. 42).



Rys 42. Przykład rejestracji przestrzennej ruchu na bieżni systemem markerów aktywnych (emitujących światło) SELSPOT (Stokes, 1989)

Trzeci rodzaj metod rejestracji ruchu z wykorzystaniem kamer, został oparty o lustra skanujące i kolorowe pryzmatyczne markery odbijające padające na nie białe światło (CODA). Obracające się lustra skanujące wyłapywały kolorowe światło odbijane od pryzmy każdego markera. Markery, mimo iż były pasywne odbijały inny kolor padającego światła i dzięki temu mogły być łatwo rozpoznawane w systemie identyfikacji. Ten unikalny system identyfikacji pozwalał na ogromną dokładność pomiaru i dużą częstotliwość rejestracji (wynoszącą 300Hz i więcej). Największym ograniczeniem w metodzie była mała liczba rozpoznawalnych barw i wynikająca z tego mała liczba markerów, możliwych do identyfikacji. Metodę zalecano dla dyscyplin sportowych, w których ruch można opisywać wykorzystując dane zebrane z niewielkiej liczby markerów, np. łucznictwo (Stuart, 1990).

Poniżej umieszczono najbardziej znane systemy z automatyczną identyfikacją markerów należące do stereometrycznej metody rejestracji ruchu:

- CODA motion (Charnwood Dynamics Ltd, UK), (Mitchelson, 1988; Stuart, 1990),
- Vicon (Oxford Metrics, UK), (Kepple, 1988; Nolan, 2003),
- OPTOTRAK (Northern Digital Inc., Canada), (Holt, 2003),
- ELITE (BTS Inc., Milan, Italy), (Ferrigno, 1985, 1986; Morecki, 1987),
- APAS (Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc., USA), (Seyfried, 2004),
- Peak Motus (Peak Performance Technologies Inc., USA), (Farley, 1999),
- Eagle Digital System oraz Falcon Analog System (Motion Analysis Inc., USA), (Pandy, 1992, 1995; Anderson, 1993; Neptune, 1998; Cheng, 2005),
- Mikrokam (Mikromak GmbH, Germany), (Bauer, 1995),

- Selspot i Selspot II (Selcom, USA), (Hatze, 1981; Pandy, 1991),
- Pro-Reflex (Qualisys, Sweden), (Pain, 2006),
- JC Labs (JC Labs, Mountain View, CA, USA), (Farley, 1999),

Wymienione systemy rejestracji ruchu markerów umożliwiały przeprowadzenie analizy kinematycznej. W większości przypadków do systemu rejestracji ruchu możliwe było podłączenie dodatkowych urządzeń, np. do rejestracji sił, aktywności elektrycznej mięśni, czy innych sygnałów analogowych pochodzących z ciała człowieka.

4.2. Metody rejestracji sił

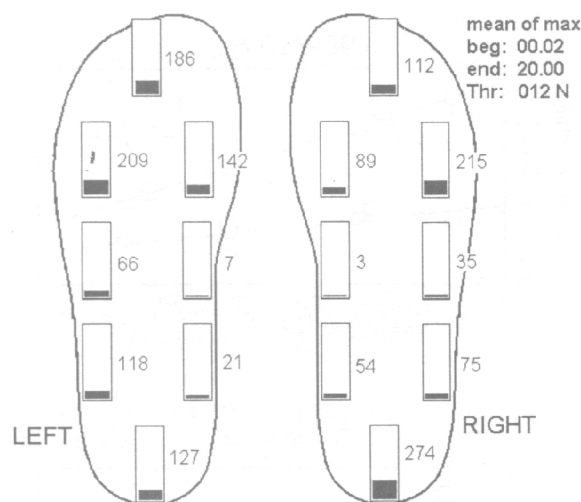
Uzupełnieniem rejestracji ruchu za pomocą szybkich kamer i wyznaczanych na ich podstawie parametrów kinematycznych, były pomiary sił zewnętrznych, występujących na styku człowieka z otoczeniem.

Do najczęściej stosowanych urządzeń pomiarowych zaliczyć można platformy dynamometryczne, za pomocą których rejestrowano siłę reakcji podłoża na oddziaływanie pochodzące z kończyn dolnych człowieka, wykorzystujące w swojej budowie ogniwa piezoelektryczne lub wskaźniki obciążenia. Wśród platform pierwszego typu dominowały urządzenia firmy Kistler (McMahon, 1979; Mizrahi, 1982; Ferrigno, 1985; Hatze, 1998; Nagano, 1998; Nosiadek, 2005), natomiast z działających, jako wskaźniki obciążenia spotykano najczęściej urządzenia firmy AMTI (Pandy, 1991; Farley, 1999) lub Bertec (Pandy, 1992, 1995; Anderson, 1993; Pain, 2006). Oprócz zasady działania różnica pomiędzy platformami związana była z częstotliwością rejestracji wynoszącą, w zależności od typu urządzenia od kilkuset Hz (McMahon, 1979; Özgüven, 1988) do tysiąca i więcej Hz (Pandy, 1991, 1992, 1995; Anderson, 1993; Nagano, 1998; Farley, 1999), a nawet 2000 Hz (Hatze, 1998).

Platformy wykorzystywane do badań ruchu mogły rejestrować jedną, wybraną składową siły (Fritz, 1981; Steele, 1988; Nigg, 1990; Pandy, 1992, 1995; Anderson, 1993; Zajac, 1993; Peikenkamp, 2002) lub wszystkie trzy jej składowe (Nagano, 1998; Pain, 2006).

Poza platformami do badań dynamiki układu wykorzystywano także inne urządzenia pomiarowe:

- dynamometry (o różnych kształtach, przeznaczeniu i zakresie pomiarowym) rejestrujące siłę zewnętrzną (np. pedał dynamometryczny do badania sił w czasie jazdy rowerem - Ruby, 1992),
- czujniki rejestrujące momenty obrotowe (Siegler, 1984; Pandy, 1995),
- maty i ścieżki dynamometryczne rejestrujące najczęściej składową pionową siłę reakcji podłoża lub wypadkowy nacisk na podłoże (Nicol, 1976),
- wkładki dynamometryczne do obuwia (Rys. 43) rejestrujące siły reakcji działające na stopę (Seyfried, 2004) lub nacisk na wkładkę (Lord, 1981; Stokes, 1989) itp. urządzenia.



Rys. 43. Wkładki dynamometryczne do obuwia z 8-czujnikami rejestrującymi siły nacisku (Seyfried, 2004)

Wymienione wyżej urządzenia umożliwiały całkowitą lub częściową analizę dynamiczną układu ruchu człowieka i z tego powodu towarzyszyły równoczesnej rejestracji kinematycznej ruchu (za pomocą kamer), umożliwiając w ten sposób jego późniejszą pełną analizę: kinematyczno-dynamiczną.

4.3. Metody rejestracji aktywności bioelektrycznej mięśni (EMG)

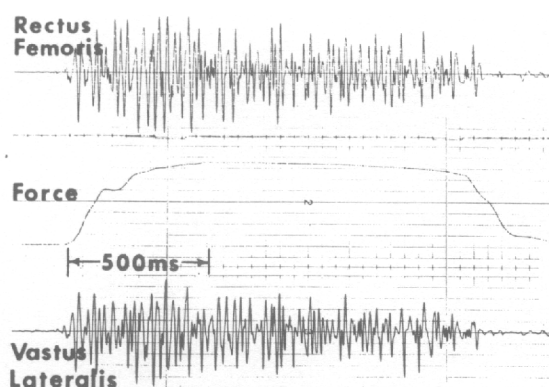
Wzbogaceniem omówionych metod pomiaru ruchu były pomiary aktywności bioelektrycznej mięśni dokonywane przy użyciu elektromiografów. Metoda pomiaru, zaczerpnięta z diagnostyki medycznej mimo, że nie najnowsza, nadal jest niezastąpionym źródłem informacji o działaniu mięśni człowieka (Hausmanowa-Petrusewicz, 1980). W wielu ośrodkach zajmujących się badaniem i analizą ruchu jest chętnie stosowana, w celu uzupełnienia lub zweryfikowania informacji dostarczanych z innych urządzeń pomiarowych (Lloyd, 2003; Dhaher, 2003).

Najbardziej rozpowszechnioną i najczęściej stosowaną metodą pomiaru jest elektromiografia powierzchniowa (Siegler, 1984; Yamaguchi, 1990; Anderson, 1993; Zajac, 1993; Neptune, 1998; Spägle, 1999b; Seyfried, 2004), polegająca na zbieraniu sygnałów elektrycznych z powierzchni skóry nad mięśniami, czy raczej zespołem mięśni znajdujących się pod naklejonymi elektrodami (Rys. 44).



Rys. 44. Elektromiografia powierzchniowa

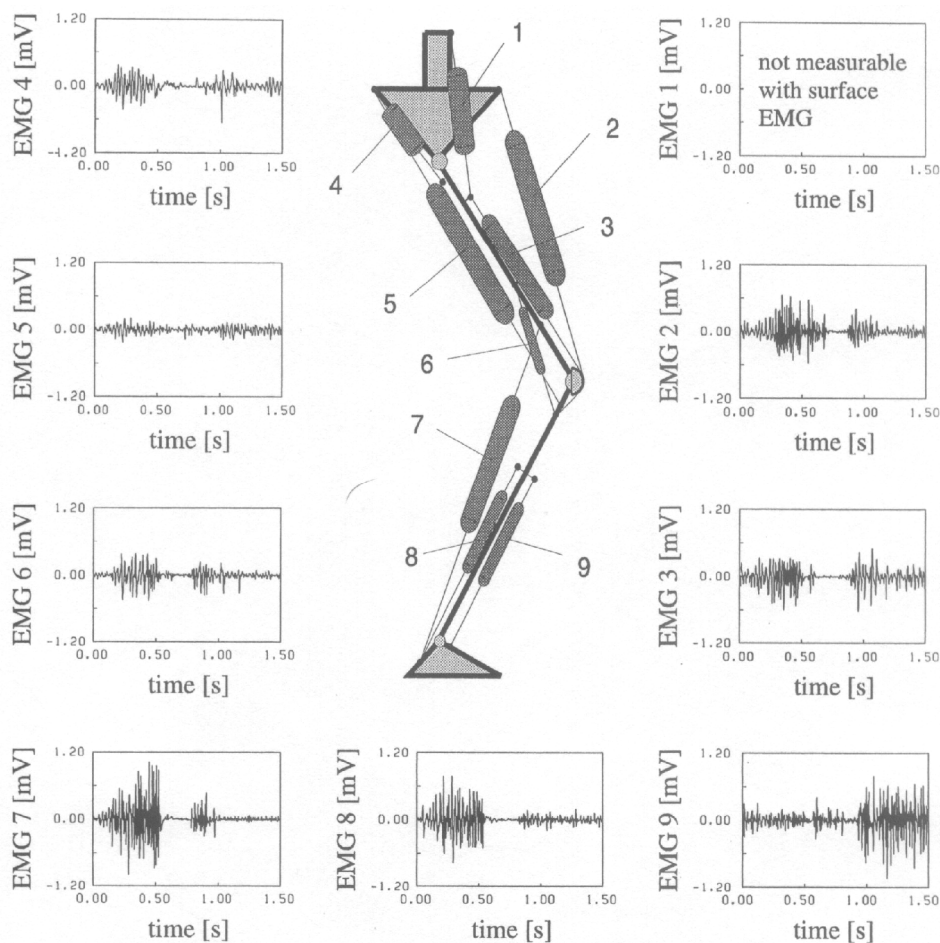
Sygnał elektryczny pochodzący z elektrod (Rys. 45), zostaje bezpośrednio przekazywany do stacjonarnego urządzenia rejestrującego (najczęściej komputera) lub zapisywany najpierw do małego i lekkiego urządzenia przymocowanego do badanej osoby, a dopiero po wykonanym pomiarze przegrywany do komputera.



Rys. 45. Zapis EMG dla elektrod powierzchniowych naklejonych nad 2 mięśniami (Winter, 1990)

Występują również rozwiązania, w których sygnał z elektrod przesyłany zostaje do komputera bezpośrednio drogą telemetryczną (np. dla pływania kraulem – Clarys, 1985; dla łyżwiarstwa szybkiego – Koning, 1988).

Różnice pomiędzy wykonywanymi pomiarami aktywności bioelektrycznej mięśni dotyczą głównie częstotliwości zapisu (500Hz – Yang, 1990; 1000Hz – Pandy, 1992, 1995) oraz ilości równocześnie rejestrowanych sygnałów (Rys. 46).

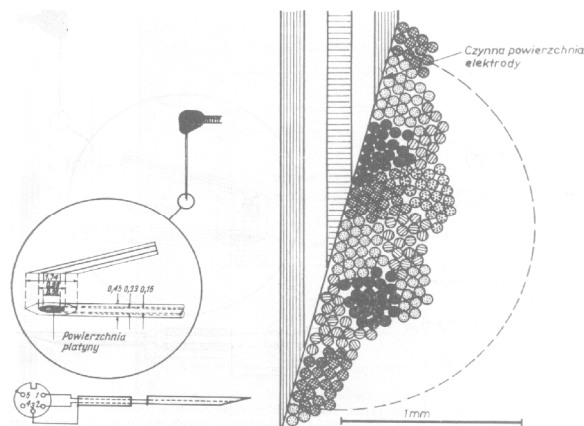


Rys. 46. Aktywność bioelektryczna zarejestrowana dla 8-mięśni uwzględnionych w modelu – elektromiografia powierzchniowa (Spägle, 1999b)

W zależności od potrzeb i możliwości elektromiografów liczba mięśni, z których zbierano sygnał elektryczny wynosiła od kilku (6 mięśni – Yang, 1990; 7 mięśni – Pandy, 1990, 1991, 1992, 1995; 8 mięśni – Spägle, 1999b) do nawet kilkudziesięciu (25 mięśni – Clarys, 1985; 46 mięśni – Hatze, 1980, 1981).

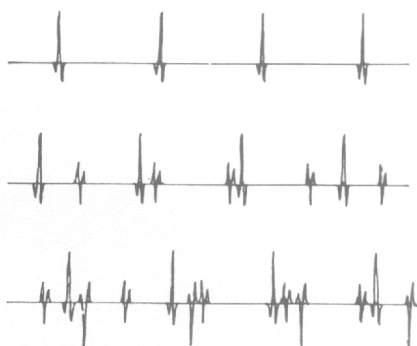
Rzadziej stosowaną metodą pomiaru aktywności bioelektrycznej mięśni, wykorzystywaną głównie w diagnostyce klinicznej oraz wczesnych badaniach związanych ze sportem, były pomiary z użyciem elektrod wkłuwanych we włókna mięśniowe (Rys. 47).

Elektromiografia wkłuwana, była przydatna do analizy ruchu szczególnie przy weryfikacji wyników uzyskanych drogą teoretyczną. Pomiary *in vivo*, w których informacja rejestrowana była elektrodami wkłuwanymi w różne miejsca żywego mięśnia, nie jest zalecana, jako pomiar inwazyjny i często niszczący bezpowrotnie badane włókna mięśniowe. Z tego powodu zakres jej stosowania został mocno ograniczony, tylko do pomiarów koniecznych. Pomiary takie miały najczęściej na celu określenie wartości sił mięśniowych i stawowych występujących podczas ruchu oraz sił działających na kości, a w diagnostyce medycznej stwierdzenie występowania pobudzenia elektrycznego lub braku w uszkodzonym mięśniu.



Rys. 47. Ogólny widok koncentrycznej elektrody igłowej (wkłuwanej) i sposób jej podłączenia (lewa część) oraz przekrój elektrody (prawa część) z zakreślonym obszarem mięśnia uczestniczącym w rejestracji aktywności elektrycznej (Hausmanowa, 1980)

Zapis otrzymywany z pomiaru elektromiografii wkłuwanej różnił się od elektromiogramu powierzchniowego, głównie znacznie mniejszymi i dużo rzadziej występującymi impulsami charakteryzującymi aktywność bioelektryczną (Rys. 48).



Rys. 48. Zapis EMG dla elektrod wkłutych w 3 pojedyncze włókna mięśniowe (Winter, 1990)

Badania nad działaniem mięśni podczas ruchu z wykorzystaniem elektromiografii wkłuwanej były prowadzone w odległych czasach (Cavagna, 1968; Asmussen, 1974; Komi, 1978). Obecnie, ze względu na inwazyjne i niszczące działanie tej metody została zastąpiona całkowicie elektromiografią powierzchniową.

Dla elektromiografii powierzchniowej, stosowanej do określania okresów aktywności mięśni oraz wielkości rozwijanej przez nich siły, opracowano metody numerycznego przetwarzania zarejestrowanych sygnałów w celu otrzymania poszukiwanych informacji o stopniu pobudzenia mięśnia i sile mięśniowej (Nigg, 1994; Winter, 1990).

4.4. Programy komputerowe

Istotną częścią systemu rejestracji danych były nie tylko kamery, ale również komputery oraz zainstalowane w nich oprogramowanie. Większość producentów razem z systemem rejestracji ruchu, oferowała również własne programy, umożliwiające współpracę z wykorzystywanymi podczas badań urządzeniami pomiarowymi.

Własne programy przeznaczone do akwizycji danych, określania struktury i parametrów modelu komputerowego oraz modelowania i prezentacji wyników posiadały następujące systemy rejestracji ruchu:

- Coda (programy: Codamotion Gait Package, Codamotion Report Generator), (Mitchelson, 1988; Stuart, 1990),
- Vicon (programy: Workstation, BodyBuilder, Polygon), (Kepple, 1988; Nolan, 2003),
- Optotrak (zestaw programów: Data Analysis Package software), (Holt, 2003),

- Elite (pakiet programów), (Ferrigno, 1985; Morecki, 1987),
- Apas (programy: Apas/System, Apas/Gait, Apas/Renderer, Apas/XP), (Seyfried, 2004),
- Peak (programy: 3D Parameter Calculations Module, Peak KineCalc™ Module, 3D Gait Analysis Template), (Farley, 1999),
- Mikrokam (program: Winanalyze), (Bauer, 1995).

W wielu badaniach do opracowania danych zarejestrowanych przez system pomiarowy wykorzystywano autonomiczne programy do symulacji komputerowych, chętnie wykorzystywane w również w obliczeniach technicznych i przy modelowaniu układów mechanicznych oraz elektrycznych, do których można zaliczyć takie programy, jak:

- ADAMS (czyli: Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems; w tym szczególnie: Adams Android), (Mechanical Dynamics, Inc., Ann Arbor, MI, USA), (Wojtyra, 1998),
- AUTOLEV (OnLine Dynamics, Sunnyvale, CA, USA), (Kane and Levinson, 1985; Yamaguchi, 2001; Nagano, et al., 2003; Kane and Levinson, 2004; Nagano et al., 2004; Nagano, 2005; Cheng, 2005)
- SD/FAST (Symbolic Dynamic, Inc., Mountain View, CA, USA), (Neptune, 1998),
- MADYMO (TNO Automotive, Delft, The Netherlands), (Sellers et al., 2004),
- Dynamics Pipeline (MusculoGraphics, Inc., Evanston, IL, USA), (Neptune, 1998)
- DADS (version 8.5 lub 9.0, CADSI, Oakdale, Iowa, USA), (Nigg, 1999; Liu, 2000; Pain, 2001; Peikenkamp, 2002; Pain, 2006),
- Working Model (version 4.0, Knowledge Revolution Inc.), (Farley, 1999),
- ANDYMO i SEMCI (Hatze, 1981),
- SIMM (czyli: Software for Musculoskeletal Modelling), (Musculographics Inc., Santa Rosa, USA), (Anderson, 2001),
- pakiet BIOMLIB (Moreco, Ansepa, Hom2d2, Biosig), (Hatze, 1998).

Ponadto przy pracach związanych z analizą zarejestrowanych danych wykorzystywano również oprogramowanie do obliczeń matematycznych, numerycznych, symbolicznych lub z gotowymi blokami wykonującymi określone funkcje matematyczne, jak: Matlab, Mathematica, Mathcad, Maple i inne.

Na różnych etapach modelowania wykorzystywano także dostępne języki programowania poszerzające możliwości istniejących programów. Do najczęściej wykorzystywanych należały: C++ (Sellers et al., 2004; Nagano, 2005), FORTRAN (Liu, 2000), czy wcześniej ANSI FORTRAN (Hatze, 1981). Oprócz programów wymienionych powyżej, w opisie badań występowały również komputerowe programy autorskie, często bez nazw własnych, pisane przez programistów w różnych ośrodkach badawczych do przeprowadzania konkretnych działań na zarejestrowanych lub przetworzonych zbiorach danych.

Obliczenia wykorzystywano na różnego rodzaju platformie komputerowej, w zdecydowanej większości zdominowanej przez komputery typu IBM, ale również inne, np. SUN (Pandy, 1992), IRIS (Silicon Graphics Inc.), (Pandy, 1992; Anderson, 1993), Indigo2 (Silicon Graphic Inc.), (Nigg, 1999; Liu, 2000), z zainstalowanymi różnymi systemami operacyjnymi: Linux, Solaris, Irix, Windows, MacOSX (Sellers et al., 2004).

Do modelowania ruchu wykorzystywane były również metody i programy komputerowe działające w oparciu o sztuczne sieci neuronowe (Holzreiter, 1993; Sepulveda, 1993; Barton, 1997; Lafuente, 1997; Świerszcz, 1997; Chan, 2001; Jaworek, 2004). Metody sztucznej inteligencji w modelowaniu ruchu miały sprostać wyzwaniu symulacji bardzo złożonych procesów sterowania ruchem, powstających w układzie nerwowym na skutek bodźców zewnętrznych, przekazywanych następnie mięśniom, które z kolei przenosiły siły na elementy kostne. Tym procesom towarzyszyły również zjawiska chemiczne, krążenie krwi i przepływy innych substancji ciekłych, powietrza, procesy cieplne, trawienne i inne, dla których w modelach mechanicznych lub nawet komputerowych często nie znajdowano odpowiedników. Sztuczne sieci neuronowe wydawały się najbardziej odpowiednie do ujmowania zjawisk związanych z ruchem w sposób całościowy. Nieliczne prace z tego zakresu, mimo wstępnych, zachęcających wyników nie dały jeszcze wyraźnej odpowiedzi, czy spełnią pokładane w nich nadzieje badaczy. Stanowiły jednak ciekawą alternatywę dla innych metod modelowania.

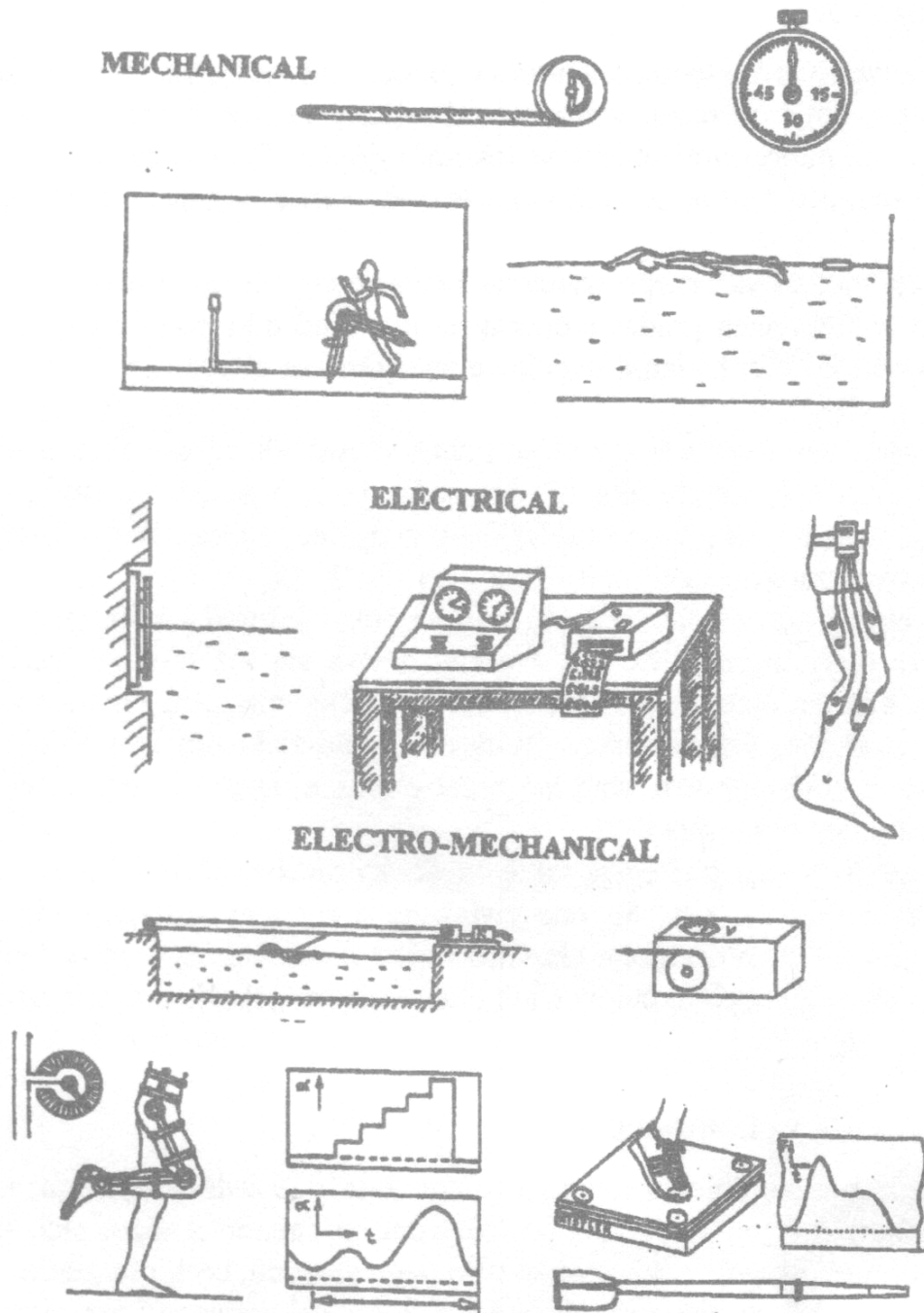
4.5. Inne metody pomiarowe

W szczególnych przypadkach do analizy ruchu podczas rejestracji danych wykorzystywano metody wzięte wprost z diagnostyki medycznej, np.: tomografia komputerowa, elektroneurografia, badanie aktywności bioelektrycznej mięśnia sercowego (EKG), badanie aktywności bioelektrycznej mózgu (EEG), ultrasonografia, z fizjologii, np. pomiary cykloergometryczne wydolności fizycznej (Neptune, 1998) czy z inżynierii, np. interferometria holograficzna.

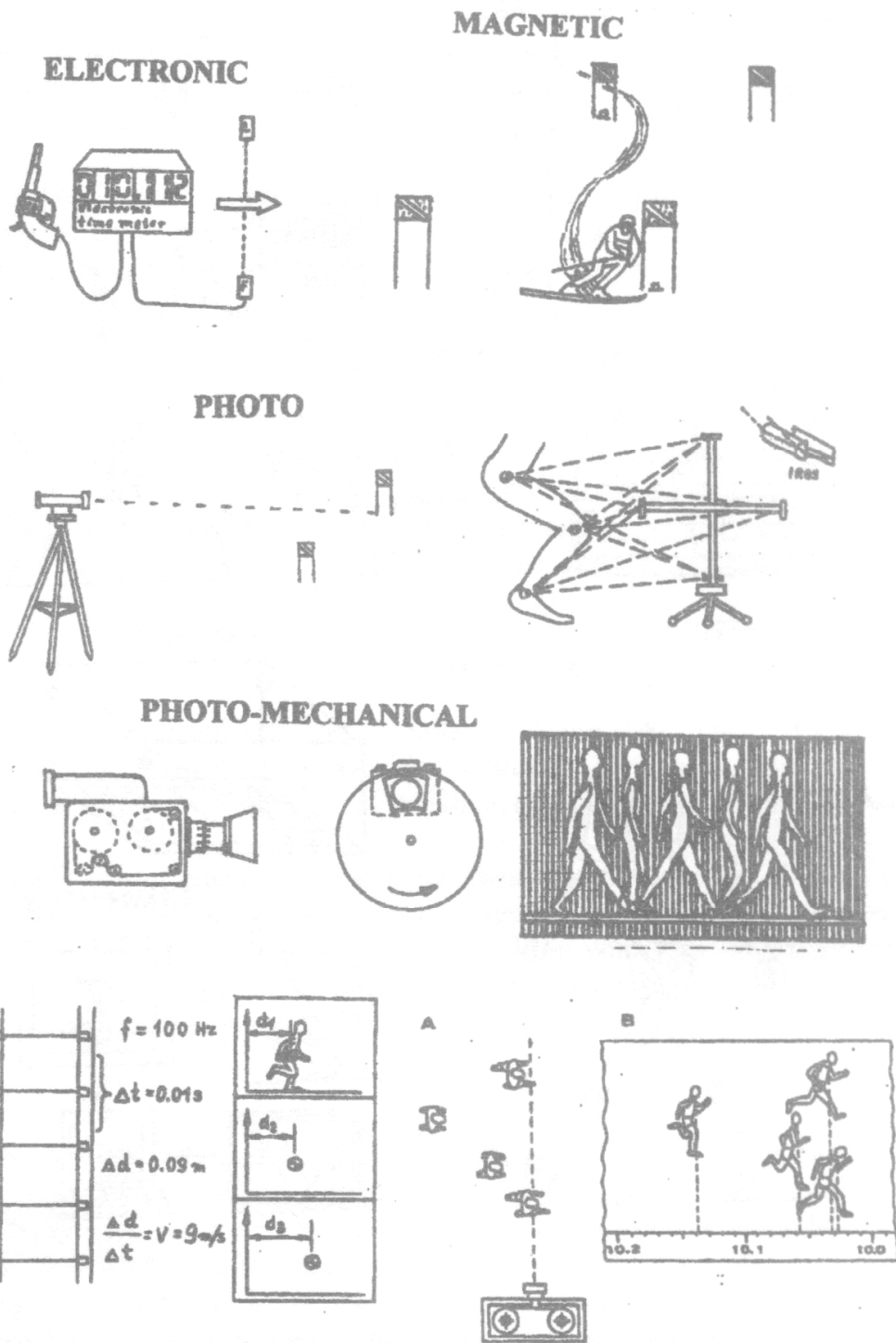
W niektórych badaniach ruchu wykorzystywano także system czujników pola magnetycznego, razem z punktami emisyjnymi umieszczanymi na badanym obiekcie (np. w osi stawów) i rejestratorami (An, 1988; Kolen, 1993). System charakteryzował się małym zasięgiem (do 2m), oraz utrudniającą rejestrację interferencją pól generowanych przez punkty emisyjne.

Do wielu badań przeprowadzano pomiary antropometryczne, wykorzystywane następnie zwłaszcza na etapie modelowania. Należały do nich m. in.: pomiar wymiarów ciała, określenie występujących proporcji pomiędzy członami, własności fizyczne tkanek, zależności między długością, masą, gęstością, a także opisane wzorami modele geometryczne (Hatze, 1980b; Yeadon, 1990b) i związane z nimi liniowe i nieliniowe równania regresji (Hinrichs, 1985; Yeadon, 1989) oraz wartości parametrów bezwładności członów (Forwood, 1985). W wielu przypadkach do określenia pozostałych danych antropometrycznych konieczne były dane wejściowe mierzonej osoby (np. masa, wzrost, wiek itp.).

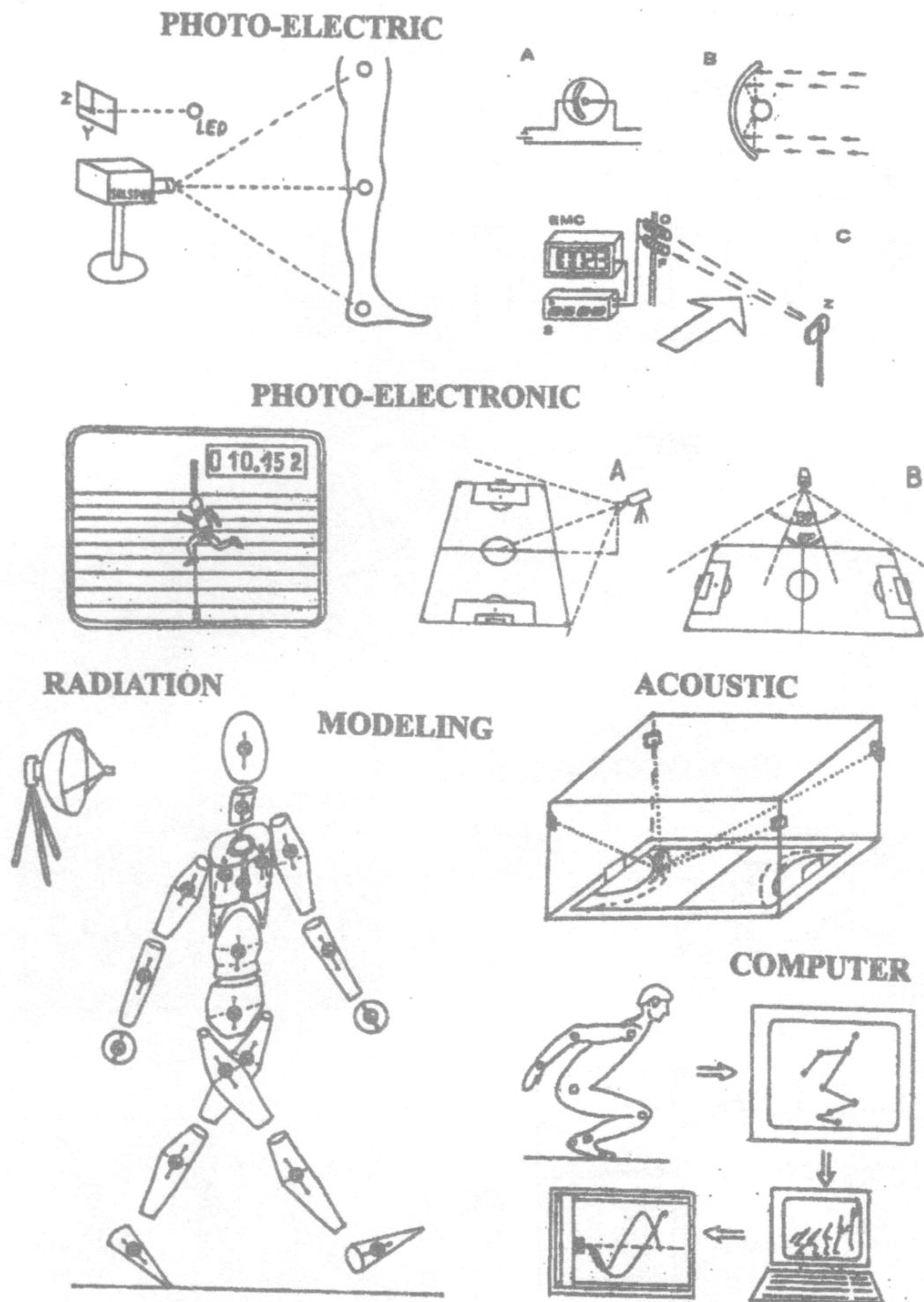
Interesującą klasyfikację narzędzi pomiarowych stosowanych do badania lokomocji przedstawił Erdmann (1998). Wychodząc z założenia, że wykorzystywane urządzenia są związane z działami fizyki: mechanika, elektryczność, elektronika, optyka, radiacja, przedstawił w formie graficznej najczęściej spotykane urządzenia, należące do danego działu (Rys. 49 a-c)



Rys. 49a. Przykłady urządzeń pomiarowych lokomocji (Erdmann, 1998)



Rys. 49b. Przykłady urządzeń pomiarowych lokomocji (Erdmann, 1998)



Rys. 49c. Przykłady urządzeń pomiarowych lokomocji (Erdmann, 1998)

W każdej grupie przedstawionych powyżej urządzeń można spotkać zarówno urządzenia proste, powszechnie stosowane (metr, stoper, aparat, kamera), jak i specjalistyczne, używane jedynie w ośrodkach badawczych (rejestrator sygnałów EMG, platforma dynamometryczna, elektrogoniometr).

Analiza dostępnych narzędzi pomiarowych pozwala na stwierdzenie, że współczesna technika usiłuje nadążyć za potrzebami sportu, czy medycyny. Nadal jednak wiele do życzenia pozostawia odporność na zakłócenia urządzeń rejestrujących, a zwłaszcza niska powtarzalność pomiarów przeprowadzanych na żywych organizmach. Czasami także zła procedura pomiarowa lub niewłaściwy sposób podłączenia urządzenia do ciała człowieka są w stanie uczynić pomiary bezwartościowe, pomimo dużej dokładności urządzenia pomiarowego i wysokiej klasy użytego sprzętu.

5. Modele używane do analizy ruchu człowieka

Żywy organizm, jako obiekt badań jest bardzo złożony i stąd wynikają istotne trudności związane z pełną analizą jego działania. Badacze stawali więc przed koniecznością dokonywania niezbędnych uproszczeń przy konstruowaniu jego modelu.

W badaniach organizmów żywych najczęściej przyjmowano tylko model mechaniczny, elektryczny lub biochemiczny, w zależności od celu badawczego i przygotowania badacza. Spotykano także modele teoretyczne, komputerowe, pojedynczych, wybranych części ciała człowieka i całego człowieka lub też symulujące konkretne procesy i zjawiska zachodzące w organizmie podczas ruchu. Przy obecnym stanie nauki równoczesna rejestracja zmiennych dla złożonego modelu mechaniczno-elektryczno-biochemicznego nadal nie wydaje się możliwa.

W zależności od celu modelowania i dostępnych urządzeń pomiarowych, struktura modeli była zakładana a priori, na podstawie posiadanej wiedzy lub a posteriori, na podstawie informacji uzyskanych z eksperymentu (Giergiel, 1990).

Wykorzystywane do analizy ruchu modele różniły się strukturą, ilością członów, liczbą stopni swobody, rodzajem elementów symulujących działanie mięśni lub nawet fragmentów układu nerwowego.

5.1. Założenia i procedury obliczeń dla modeli układu ruchowego człowieka

Przy opracowywaniu modeli układu ruchowego człowieka potrzebne są parametry geometryczne i dynamiczne. Modele mechaniczne służące do analizy dynamicznej układu ruchowego człowieka powinny spełniać warunek antropomorfizmu, czyli ich wymiary powinny być proporcjonalne do odpowiednich wymiarów człowieka. Modele tego typu nazywano hominoidami.

Układ szkieletowo-mięśniowy modelowano stosując metody teorii mechanizmów, np. kończyny traktowano, jak otwarte łańcuchy kinematyczne, złożone ze sztywnych członów, zawierające połączenia stanowiące pary kinematyczne o jednym, dwóch lub trzech stopniach swobody (Morecki, 1971, 1979, 2002; Knapczyk, 1990). Łańcuchy te były napędzane przez siłowniki mięśniowe jednostronnego działania, o różnych miejscach przyczepu, wyznaczanych na podstawie danych anatomicznych. Często stosowanym uproszczeniem było przyjmowanie stałych osi przemieszczeń kątowych w stawach.

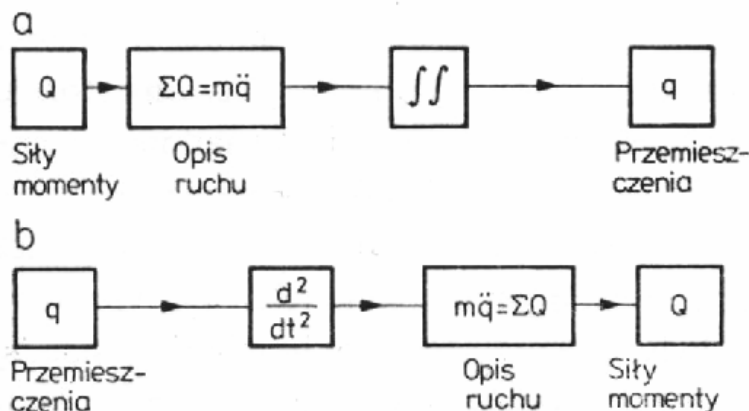
W wielu modelach ruch przestrzenny był dzielony na ruchy składowe i oddzielnie badany dla każdego kierunku. Dla uproszczenia modelowania całość ruchu dzielono również na poszczególne etapy lub pojedyncze procesy i badano oddzielnie.

W prostych modelach przyjmowano masy skupione w punktach (środkach mas), natomiast dla członów przyjmowano dyskretny lub ciągły rozkład masy. Rozkłady mas oraz parametry bezwładnościowe poszczególnych elementów ciała wyznaczano doświadczalnie lub obliczano wykorzystując istniejące równania. Dla większości modeli przyjmowano podłoże, jako nieodkształcalne.

W opisie matematycznym modeli wykorzystywano równania zaczerpnięte z metod mechaniki klasycznej (Newtona, d'Alemberta) lub mechaniki analitycznej (Lagrange'a, Boltzmanna-Hamela) i inne (Haug, 1989; Giergiel, 1990; Morecki, 1990; Nizioł, 2005). Z powodu złożoności równań i dużej liczby niewiadomych niektóre wielkości występujące w równaniach również wyznaczano wcześniej na drodze doświadczalnej. Mierząc przemieszczenia, a następnie wykonując jedno- i dwukrotne różniczkowanie równań ruchu wyznaczano prędkości i przyspieszenia wybranych punktów ciała.

W celu uzyskania wyników stosowano dwa sposoby rozwiązywania zadań, zależne od rodzaju wielkości, rejestrowanych podczas badań. Pierwszy sposób polegał na określaniu przemieszczeń, przy zadanych parametrach geometrycznych i dynamicznych człowieka oraz przy

znanych siłach i momentach sił w stawach, drugi natomiast oparty był na znajomości przemieszczeń, na podstawie których wyznaczano siły i momenty w stawach (Rys. 50).



Rys. 50. Dwa sposoby rozwiązywania zadań mechaniki (Morecki, 1990)

Przyjmując strukturę modelu oprócz danych antropometrycznych i pomiarowych wykorzystywano poznane prawa i zależności występujące w organizmie człowieka. Niektóre z nich nakładały na model własne ograniczenia, o których należało pamiętać przy opracowywaniu wyników symulacji.

Określając współrzędne dla punktów pomiarowych i modelu przyjmowano tradycyjny układ kątów Eulera lub układ związany z osią kości, akceptowany przez anatomów i lekarzy lub układy autorskie opracowane przez producentów sprzętu pomiarowego.

Jedną z propozycji typowej procedury budowy modelu matematycznego została podana przez polskiego badacza (Maryniak, 1976; Morecki, 1990) i składała się z następujących etapów:

- wybór układu odniesienia,
- wybór zmiennych opisujących model,
- zdefiniowanie ograniczeń (więzów) nałożonych na obiekt,
- sformułowanie praw sterowania obiektem,
- sformułowanie równań opisujących obiekt na podstawie praw i zasad fizyki, co pozwala na formalizację relacji między zmiennymi,
- sprawdzenie poprawności budowy modelu (weryfikacja).

Podstawowym kierunkiem w budowie modeli do analizy ruchu było rozpoczynanie od budowy modeli jak najprostszych, a następnie na podstawie analizy rozbieżności między zachowaniem modelu i obiektu rzeczywistego, budowa modeli coraz bardziej złożonych tak, aby odwzorowanie obiektu badanego mieściło się w granicach założonej dokładności.

Wyznaczając parametry modelu, oprócz założenia zgodności krzywych modelowych z pomiarowymi czasem dodawano kryterium, według którego dobierano parametry. Rodzaj kryterium, nazywanego również kryterium jakości ruchu zależał od przyjętego celu modelowania i był inny, np. w celu możliwie szybkiego wykonania ruchu, przy najmniejszej stracie energetycznej, najmniejszej wartości wytwarzanych sił mięśniowych, czy ruchu możliwie najbardziej płynnego (Hatze, 1980; Bieleckij, 1984; Zielińska, 1987). Wyróżniono trzy główne cele modelowania, dla których dobierano odpowiednie kryterium (Komor, 1986; Kędzior, 1988; Morecki, 1990):

- identyfikacyjne (opis własności obiektu, poszukiwanie praw sterowania, wzajemne relacje obiektu z otoczeniem),
- optymalizacyjne (poszukiwanie rozwiązania optymalnego dla założonego kryterium, warunków początkowych lub brzegowych, ograniczeń i więzów, np. opracowanie najlepszej techniki ruchu sportowca),
- eksplanacyjne (prognostyczno-wyjaśniające, oparte na wyjaśnieniu i uzasadnieniu prawidłowości wykonania ruchu, przydatne głównie w procesie dydaktyki i kontroli ruchu, np. dla trenera lub zawodnika).

Sygnały zarejestrowane w pomiarach ruchu, a wykorzystywane do modelowania, były często poddawane filtrowaniu w celu pozbycia się zakłóceń, będących wynikiem nie tylko błędów

i zakłóceń pomiarowych, ale także samego procesu próbkowania, wprowadzającego do sygnału szumy wysokoczęstotliwościowe (Morecki, 2002). Do stosowanych metod należały: filtrowanie transformaty Fouriera, rachunek wyrównawczy możliwy do zastosowania na bieżąco, aproksymacja funkcją SPLINE oraz aproksymacja wielomianami różnego stopnia.

Ostatnim etapem procedury analizy ruchu były obliczenia mające na celu wyznaczenie parametrów oraz weryfikacja uzyskanych danych. Po wprowadzeniu niezbędnych danych wejściowych i przyjęciu założeń, uproszczeń oraz ograniczeń i wyznaczeniu celu, modelowanie wykonywano wykorzystując do tego celu pakiety symulacyjne programów komputerowych lub skomputeryzowane systemy obliczeniowe sprzężone z urządzeniami pomiarowymi.

Na dokładność wyników symulacji modelowych i wyznaczanych parametrów modelu wpływ miały również dokładności danych doświadczalnych wykorzystywanych na różnych etapach modelowania, a także zakłócenia związane z rejestracją sygnałów różnych urządzeń pomiarowych. Przy wyznaczaniu parametrów modelu w większości symulacji pomijano drobne wpływy czynników zewnętrznych i przypadkowe zakłócenia.

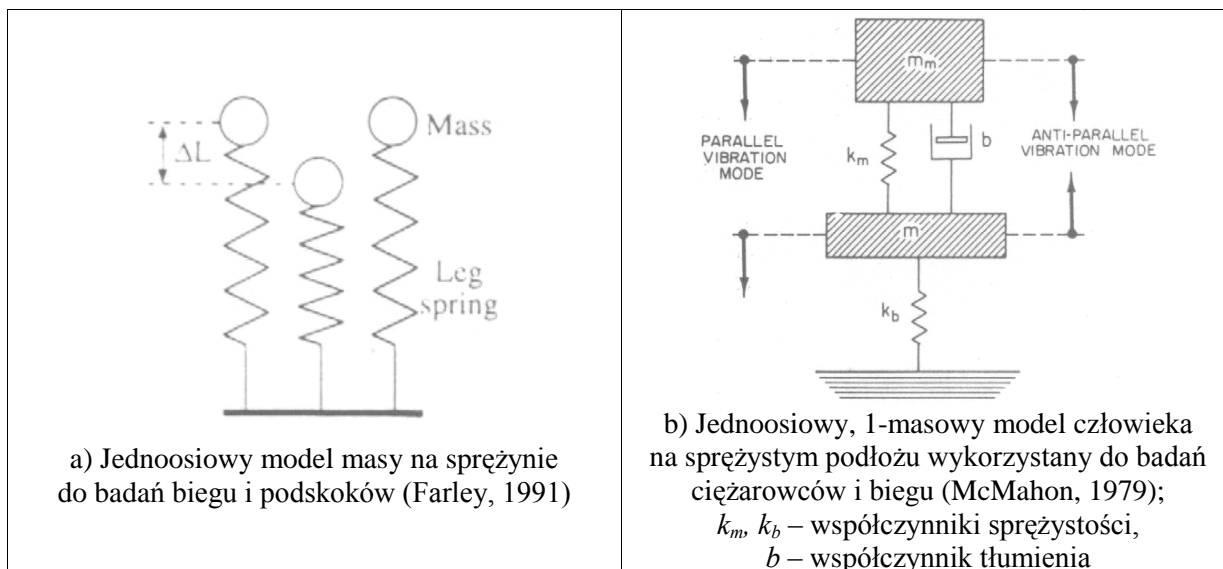
5.2. Przykłady modeli do analizy ruchu człowieka

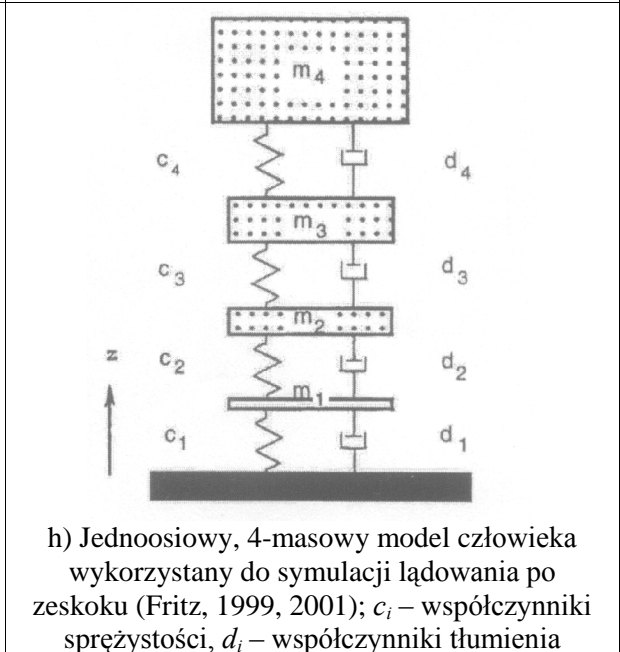
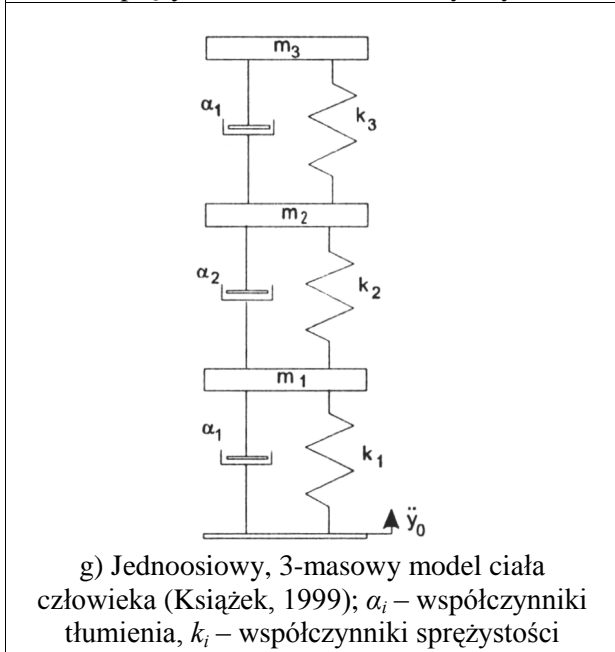
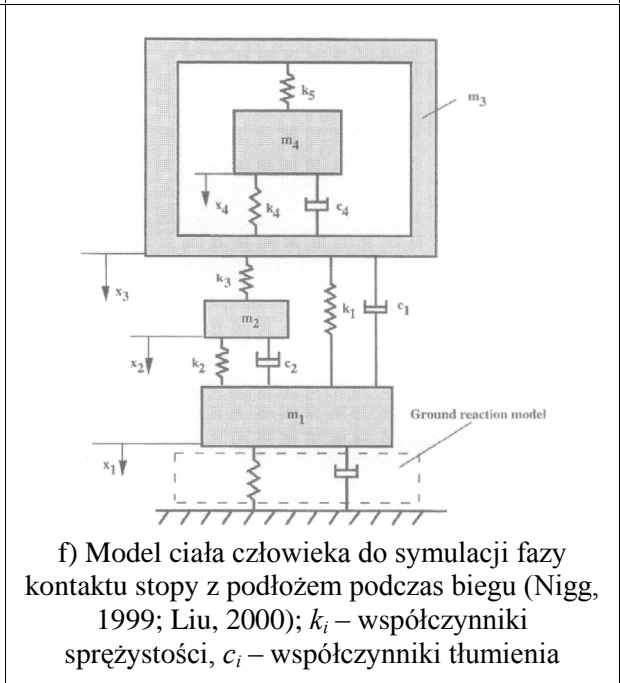
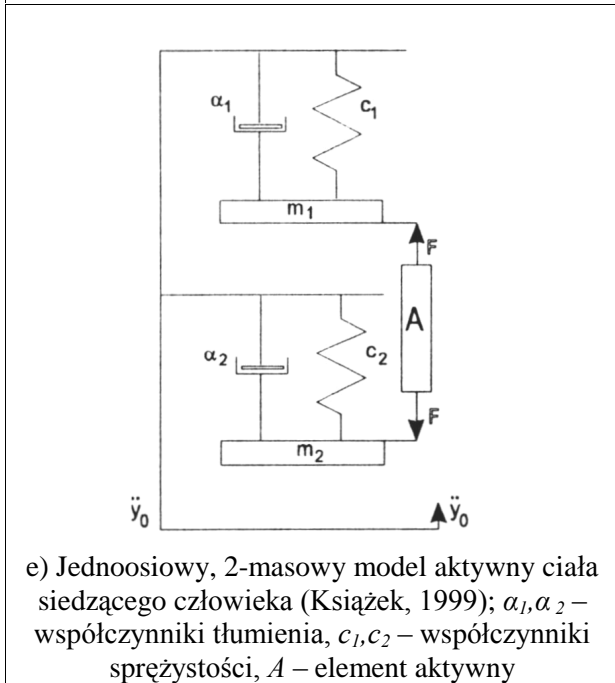
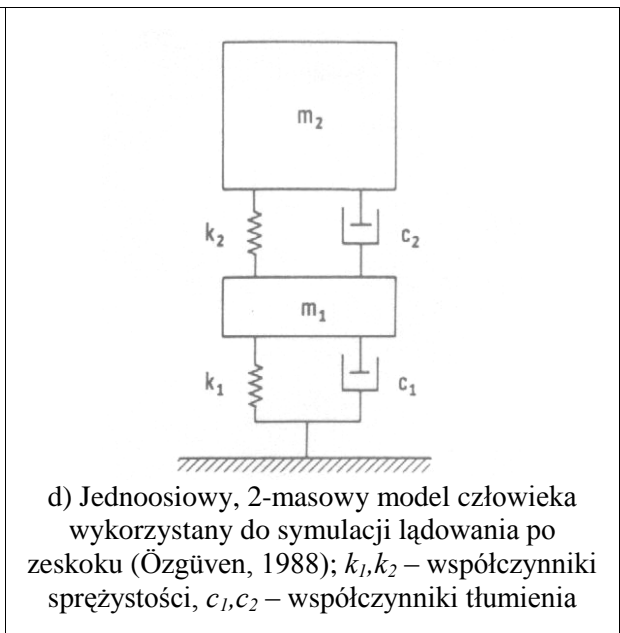
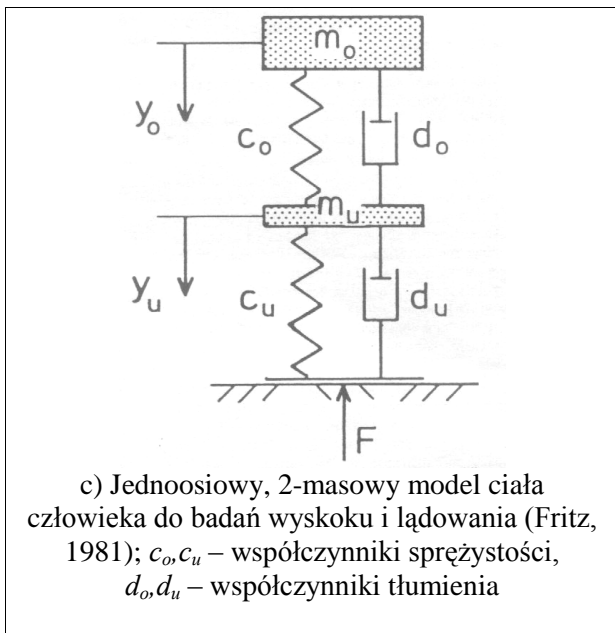
W ciągu ostatnich 30 lat badacze opracowali całą rodzinę modeli od prostych, o jednym lub kilku stopniach swobody, do złożonych od kilkunastu do kilkudziesięciu stopni swobody. W tej pracy ograniczono się do przedstawienia wybranych modeli biomechanicznych spotykanych w literaturze, wykorzystywanych do analizy ruchu człowieka.

5.2.1. Modele jednoosiowe

Modele jednoosiowe należały do modeli często i chętnie wykorzystywanych w badaniach ruchu. Mimo pozornej prostoty, niektóre struktury były złożone z wielu elementów, a wśród segmentów modelu występowały również elementy o charakterystykach zmiennych lub nieliniowych.

Modele jednoosiowe (Rys. 51) wykorzystywane były zazwyczaj do symulowania ruchu na początkowym etapie modelowania, do wyjaśniania pojedynczych lub kolejnych zjawisk zachodzących podczas ruchu, dla wybranych elementów ciała oraz dla ruchów, w których jeden kierunek był dominujący (przemieszczenia i siły w tym kierunku były większe, niż dla pozostałych).





Rys. 51. Modele jednoosiowe

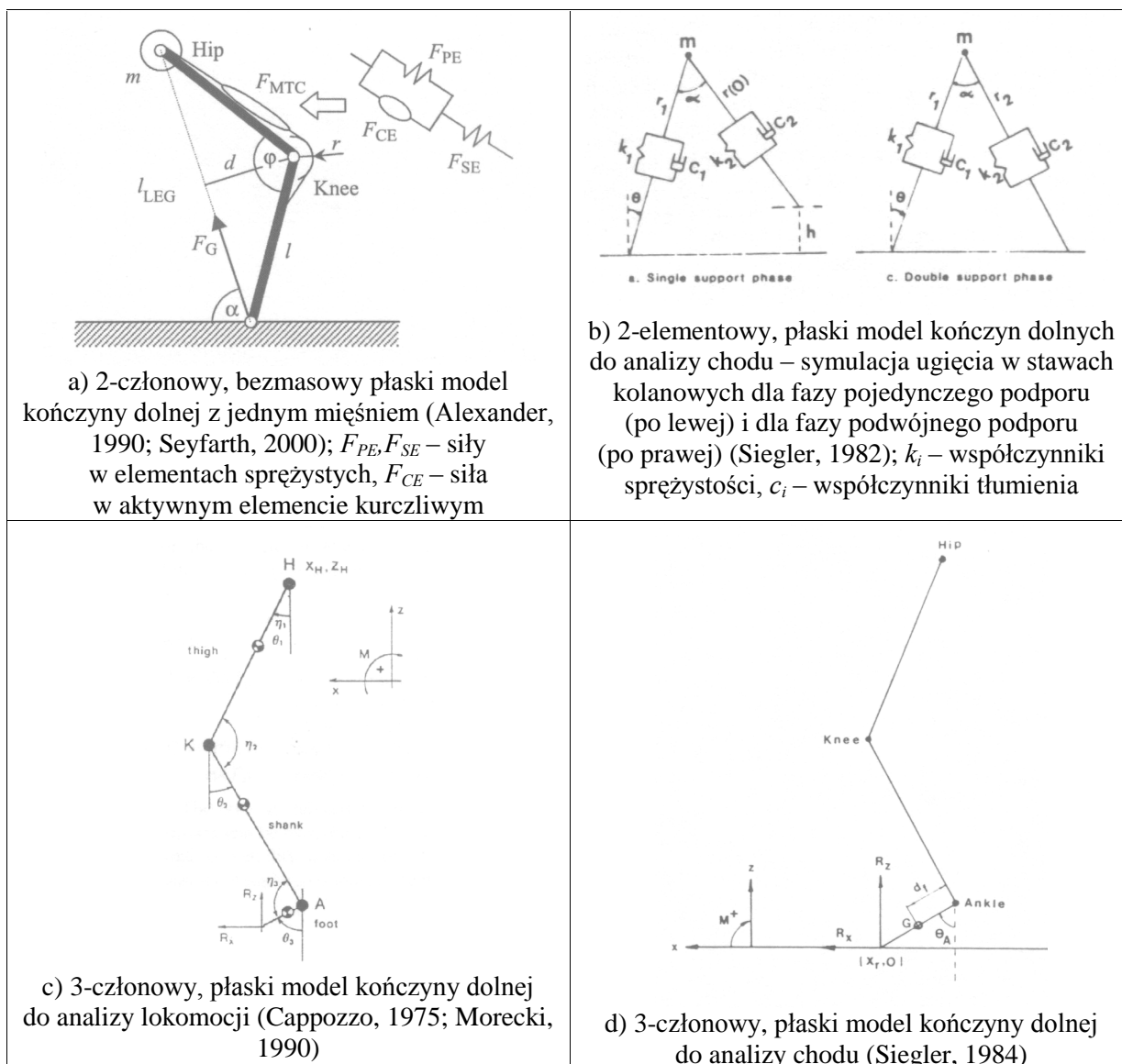
Badania doświadczalne wykonywane w celu uzyskania danych do modeli jednoosiowych wymagały stosunkowo prostych urządzeń rejestrujących wielkości kinematyczne lub dynamiczne tylko w jednym kierunku. Urządzenia te mogły jednak charakteryzować się większymi częstotliwościami rejestrowanego sygnału, w porównaniu z analogicznymi urządzeniami do rejestracji płaskiej lub przestrzennej.

5.2.2. Modele płaskie

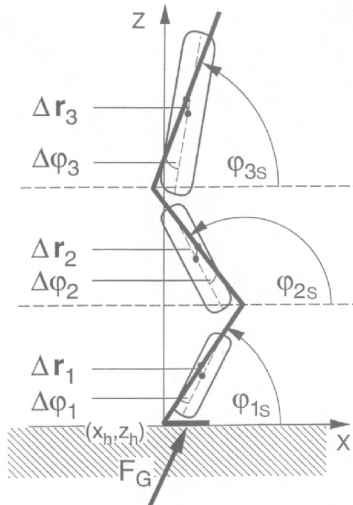
Do podstawowych badań kinematycznych i dynamicznych ciała człowieka wykorzystywano często modele płaskie, posiadające od kilku do kilkunastu stopni swobody. Modele takie znalazły zastosowanie zwłaszcza przy badaniu lokomocji oraz ruchów związanych z wybraną dyscypliną sportową.

Najbardziej złożone modele w swojej strukturze uwzględniały rozmieszczenie i działanie mięśni powodujących ruch. Spotkać można było układy, w których modelowano od kilku do nawet kilkudziesięciu mięśni, odpowiedzialnych za ruchy w stawach człowieka.

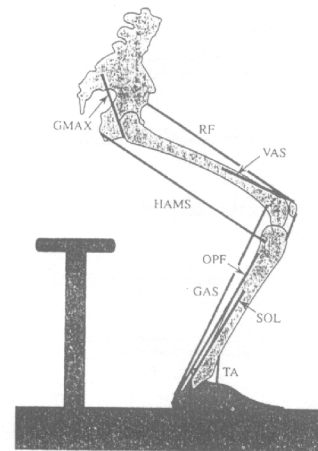
Modele płaskie (Rys. 52) wykorzystywane do analizy ruchu obejmowały całe ciało człowieka, lub poszczególne jego elementy. W swoich strukturach zawierały człony o ciągłym lub dyskretnym rozkładzie masy, z których większość traktowana była, jako człony sztywne. Niektóre modele posiadały również elementy podatne.



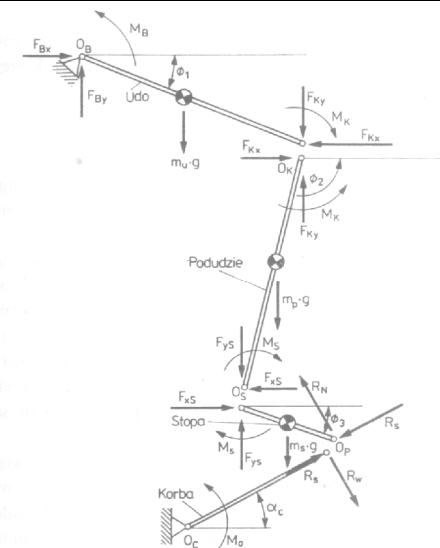
Rys. 52. Modele płaskie



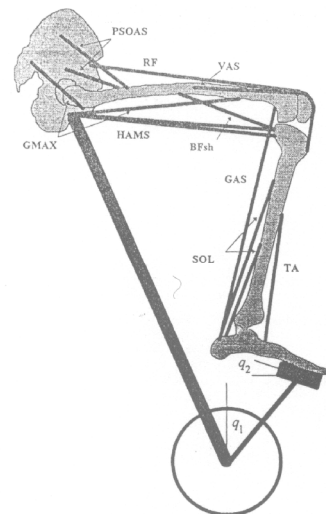
e) 3-członowy, płaski model do analizy zeskoku uwzględniający drgania poszczególnych mas (Gruber, 1998)



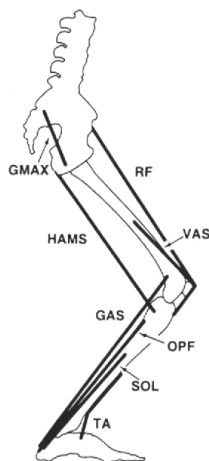
f) 3-członowy, płaski model kończyny dolnej z 8-mięśniami, wykorzystany do symulacji wstawania z krzesła (Pandy, 1995)



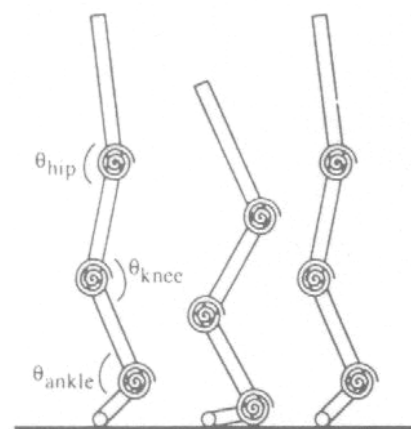
g) 4-członowy, płaski model kończyny dolnej z zaznaczonymi siłami, stosowany do analizy jazdy kolarza (Morecki, 1990)



h) 4-członowy, płaski model kończyny dolnej z 15-mięśniami, stosowany do analizy ruchu podczas jazdy na rowerze (Neptune, 1998)

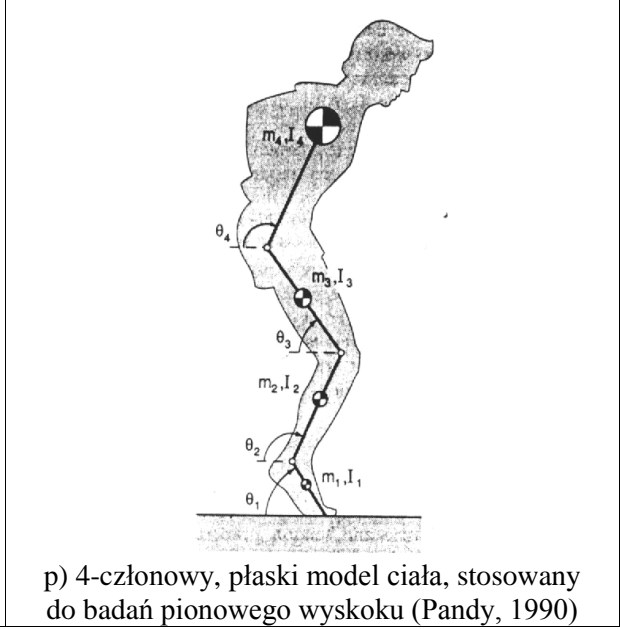
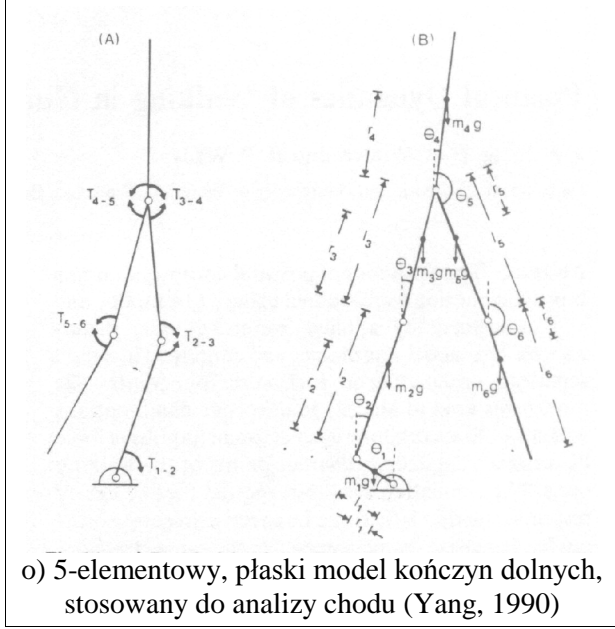
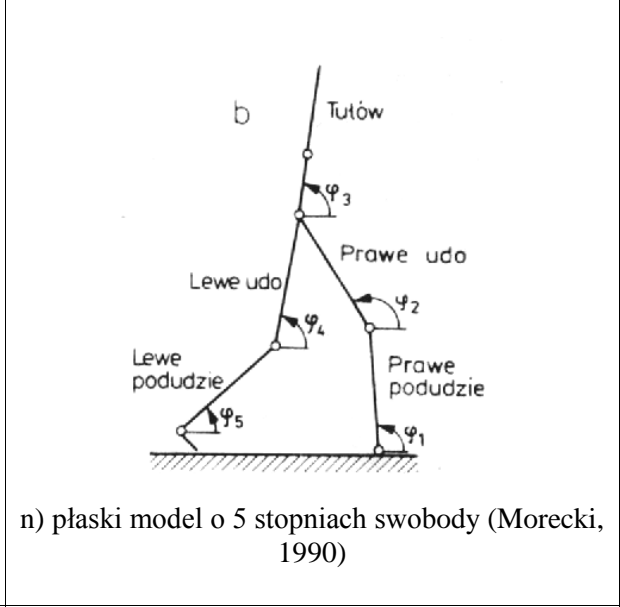
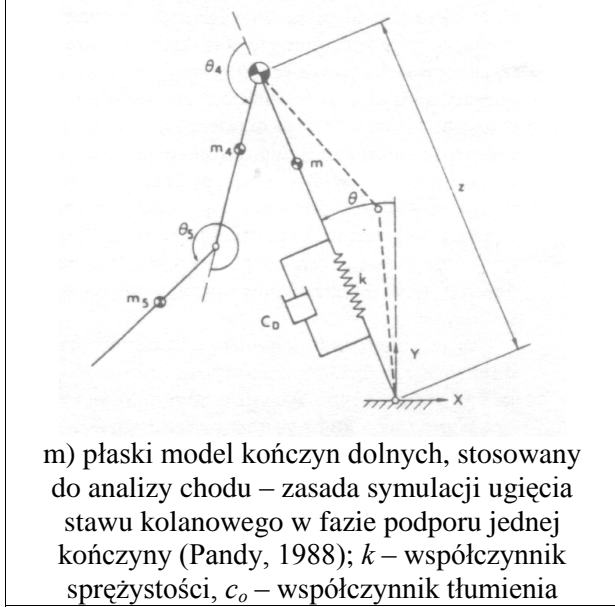
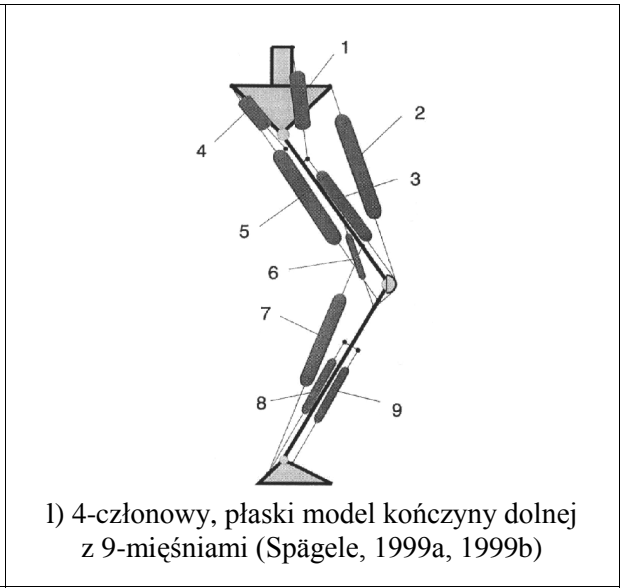
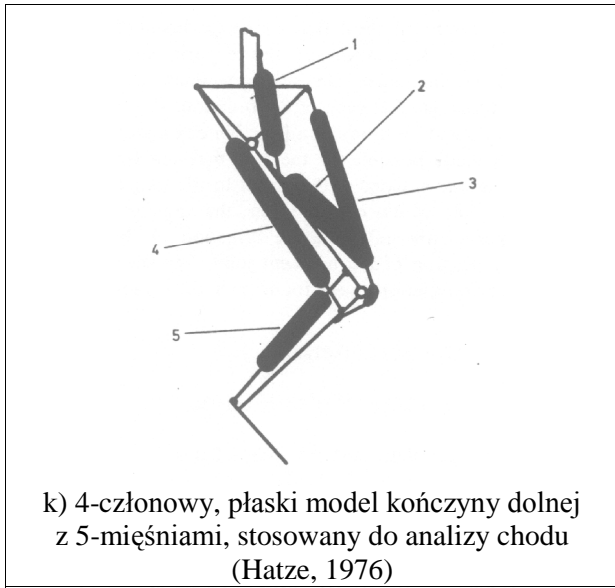


i) 4-członowy, płaski model kończyny dolnej z 8-mięśniami, stosowany do symulacji wyskoku (Pandy, 1990, 1992; Anderson, 1993; Zajac, 1993)

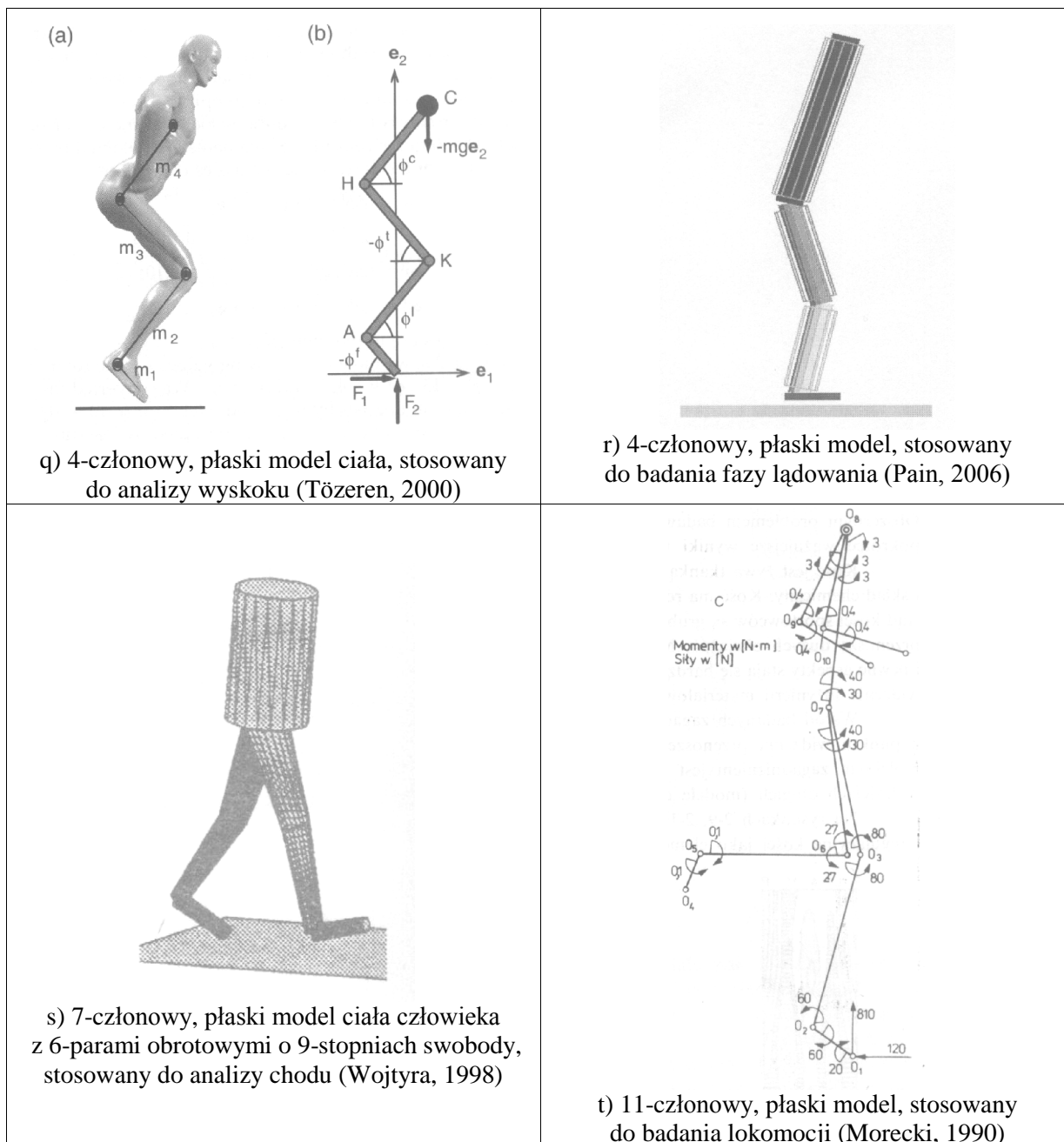


j) 4-członowy, płaski model ze sprężynami, jako połączenia obrotowe, stosowany do badania wielokrotnych podskoków w miejscu (Farley, 1998)

Rys. 52. Modele płaskie – c.d.



Rys. 52. Modele płaskie – c.d.



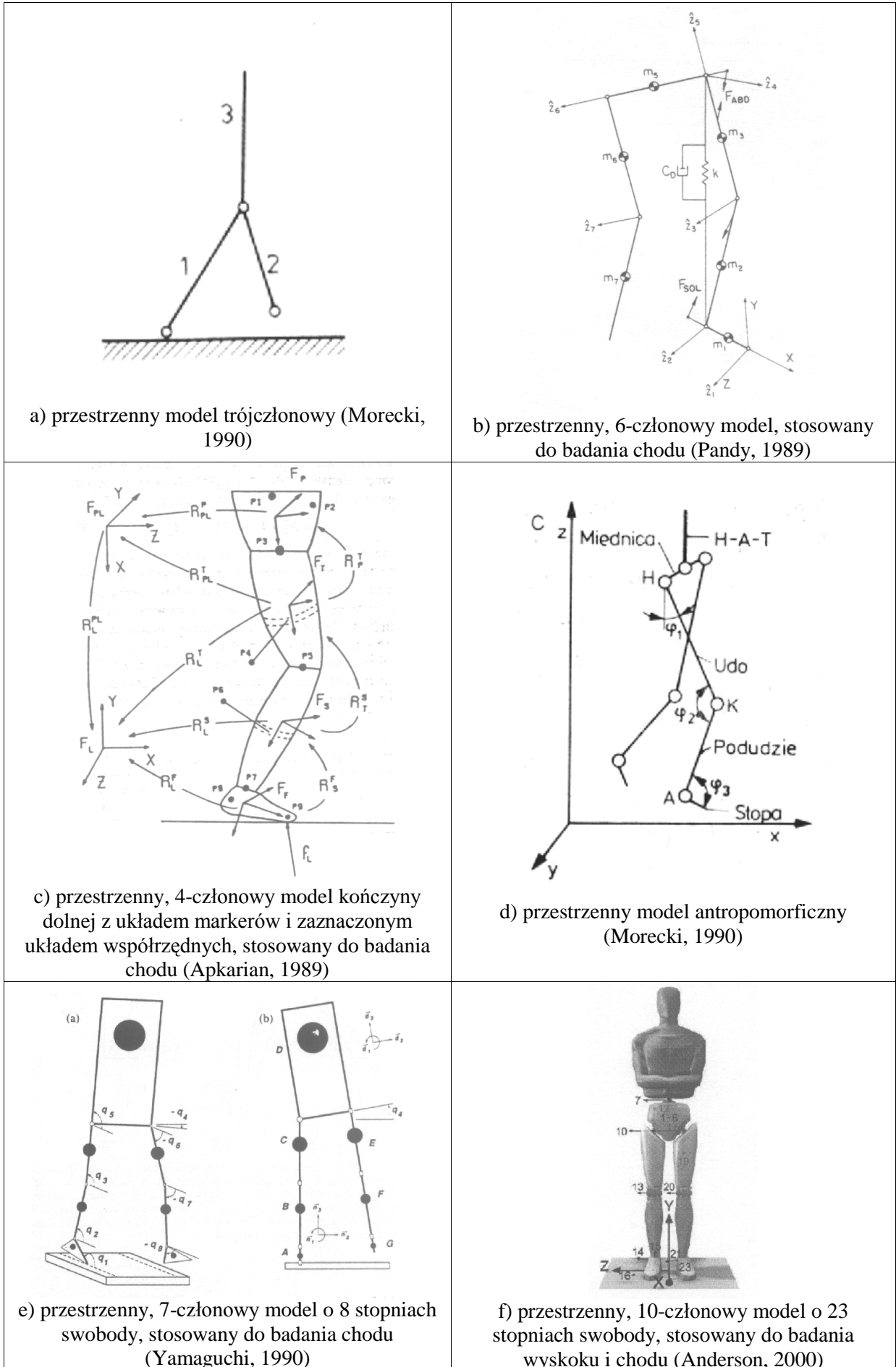
Rys. 52. Modele płaskie – c.d.

W badaniach doświadczalnych, na podstawie których zbierano dane do symulacji za pomocą modeli płaskich, wykorzystywano urządzenia rejestrujące wielkości kinematyczne lub dynamiczne w dwóch kierunkach. W wielu przypadkach do zbierania danych dla modeli płaskich, wykorzystywano również przestrzenne systemy rejestracji ruchu.

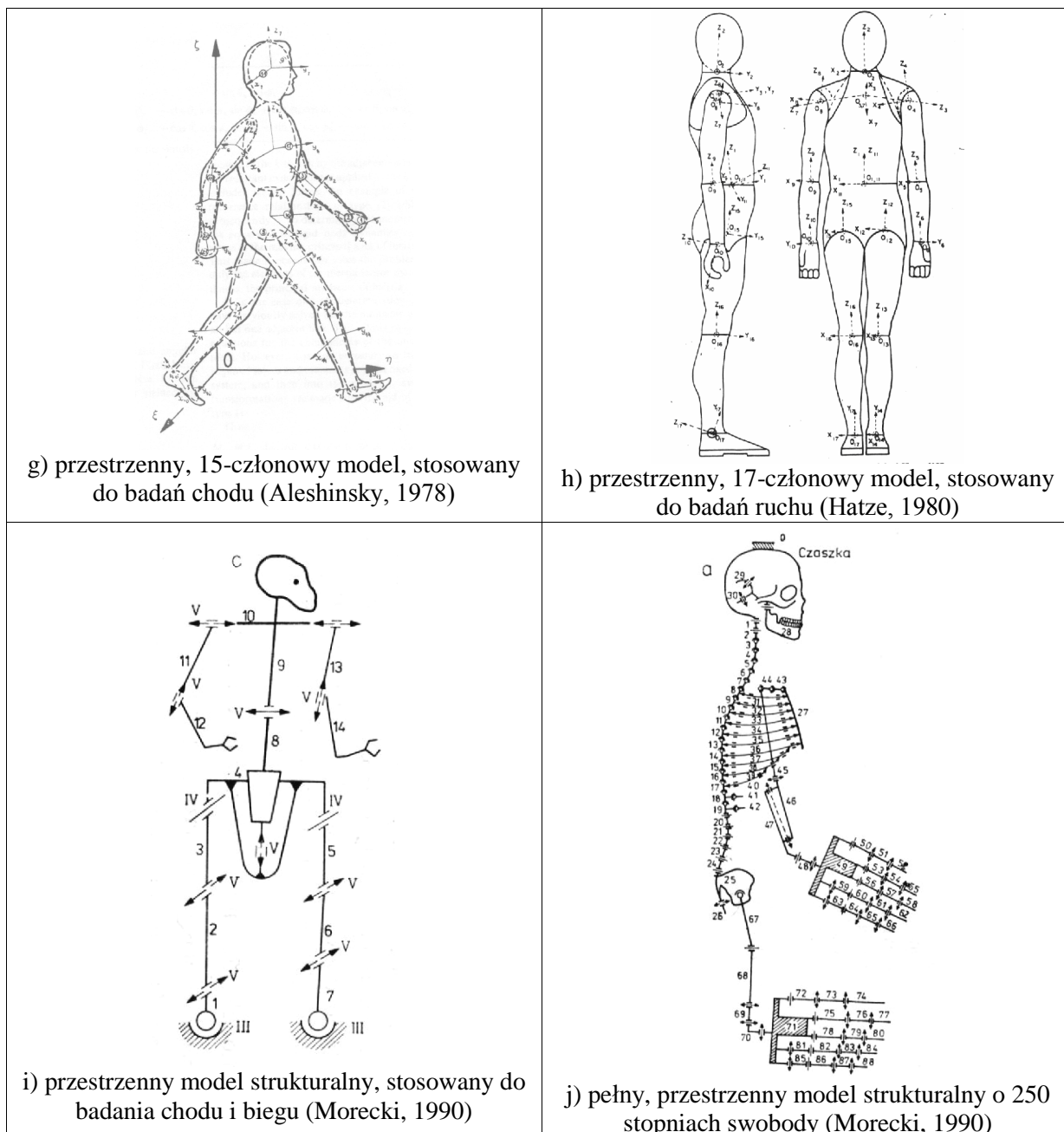
5.2.3. Modele przestrzenne

Najprostsze modele przestrzenne były złożone zaledwie z trzech członów. Każdy człon traktowany był, jak pojedyncze odwrócone wahadło o jednym, dwu lub trzech stopniach swobody. Modele o takiej strukturze wykorzystywano głównie do badania stabilności ruchu dwunożnych maszyn kroczących oraz innych systemów lokomocyjnych (Morecki, 1990).

Do pełnej analizy kinematycznej i dynamicznej ciała człowieka stosowano modele przestrzenne. I w tym przypadku spotykano modele poszczególnych części ciała oraz całego człowieka. Ich zastosowaniem było całe spektrum ruchów wykonywanych przez człowieka. Modele przestrzenne (Rys. 53) szczególnie przydatne okazały się w dziedzinie medycyny przy porównywaniu ruchu osób zdrowych i chorych oraz w sporcie dla różnych dyscyplin sportowych.



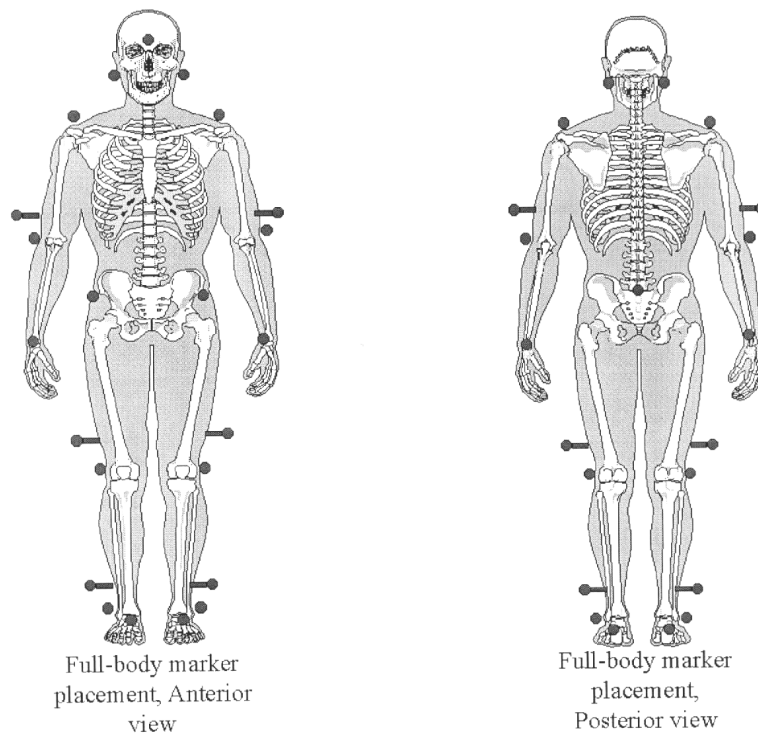
Rys. 53. Przykłady modeli przestrzennych



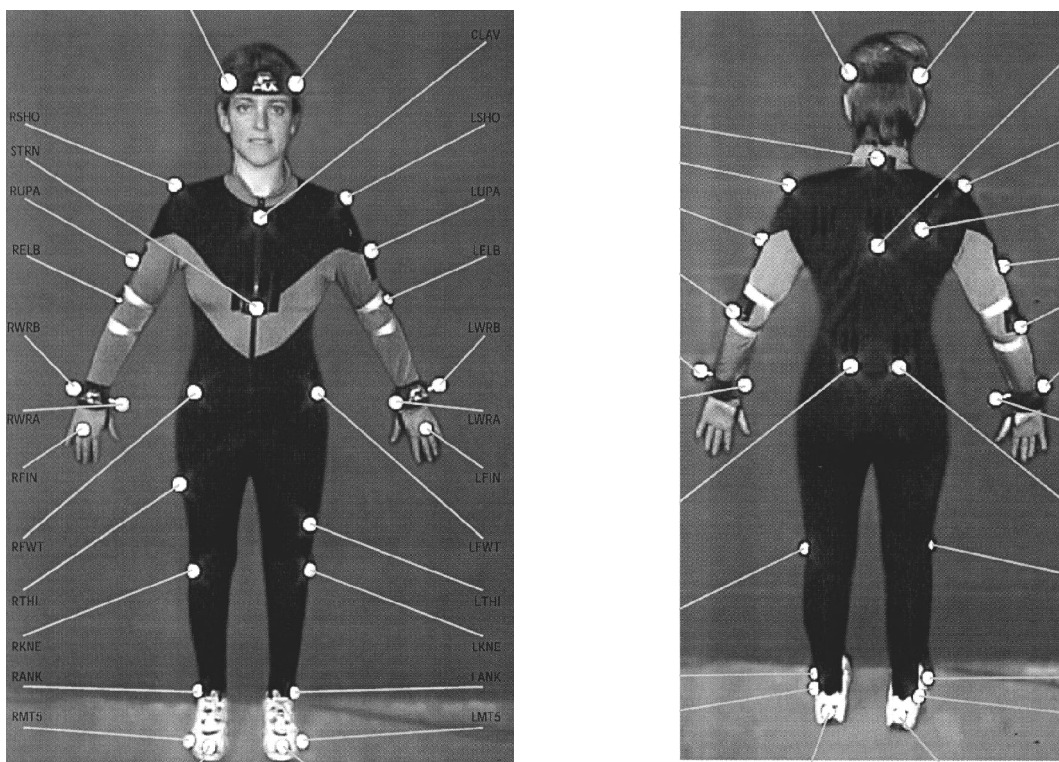
Rys. 53. Przykłady modeli przestrzennych – c.d.

Osobną grupę modeli przestrzennych stanowiły modele pomiarowe, związane z danym systemem rejestracji ruchu, zdefiniowane poprzez odpowiednio zaplanowane rozmieszczenie markerów emitujących lub odbijających światło.

Przestrzenne modele pomiarowe (Rys. 54) różniły się pomiędzy sobą liczbą wykorzystanych markerów, miejscem ich mocowania na ciele człowieka oraz celem dla którego dany układ markerów został zaplanowany.



a) model pomiarowy Johan stosowany w systemie rejestracji ruchu Vicon (Belfast, Ireland)



b) model pomiarowy Golem stosowany w systemie rejestracji ruchu Vicon (Oxford, UK)

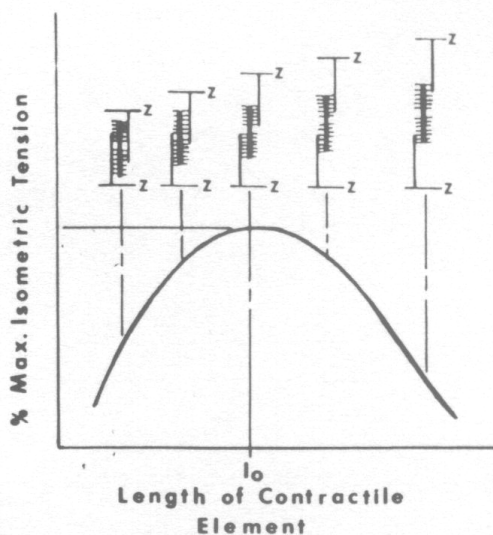
Rys. 54. Przestrzenne modele pomiarowe

Do zbierania danych pomiarowych dla modeli przestrzennych, wykorzystywano złożone systemy rejestracji ruchu w skład których wchodziło wiele urządzeń zapisujących dane kinematyczne, dynamiczne, elektryczne i inne, pochodzące z ciała człowieka dla wszystkich kierunków ruchu. W większości przypadków korzystano również z gotowych programów komputerowych do akwizycji, obliczeń i analizy danych, modelowania i analizy wyników. Często systemy pomiarowe z których czerpano dane dla modeli przestrzennych były projektowane jako

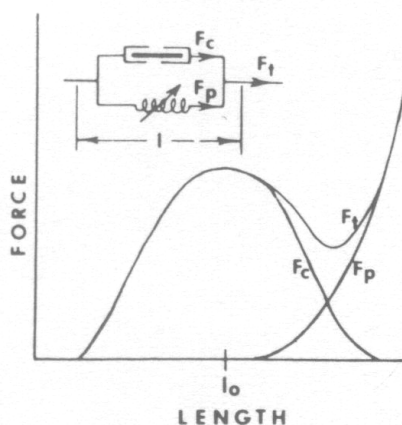
autonomiczne urządzenia, wyposażone we własne systemy operacyjne i programy użytkowe, pozwalające na pełną analizę zarejestrowanego ruchu.

5.2.4. Modele mięśni

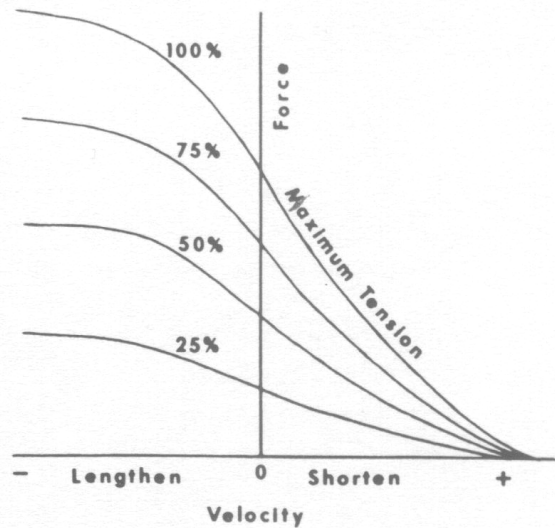
W strukturach modeli do analizy ruchu znajdowały się elementy modelujące działanie pojedynczych mięśni lub całych zespołów mięśniowych, zwane modelami mięśni. Modele mięśni zawierały w swojej strukturze elementy pozwalające na symulację działania mięśnia w zależności od warunków wykonywanych przez niego zadań statycznych lub dynamicznych, usytuowania miejsc przyczepów, sposobu przebiegu mięśnia, jego przekroju poprzecznego, długości oraz stopnia pobudzenia. Modele mięśni wykorzystywały charakterystyki mechaniczne odkryte przez Hill'a (Hill, 1938) i innych badaczy, z których najbardziej znane to zależność napięcia mięśnia od długości (Rys. 55), siły rozwijanej przez mięsień od jego długości (Rys. 56) oraz siły rozwijanej przez mięsień od prędkości jego skracania podczas wykonywania ruchu (Rys. 57).



Rys. 55. Zależność napięcia od długości mięśnia wykorzystywana w budowie modeli mięśni – powyżej przebiegu połączenie mostków aktynowo-miozynowych mięśnia (Winter, 1990)

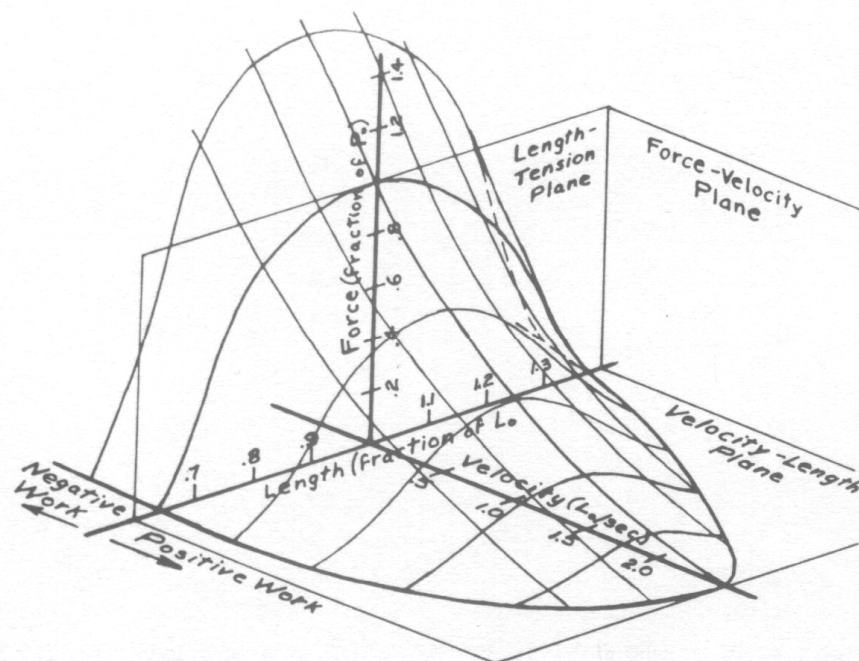


Rys. 56. Zależność siły od długości mięśnia wykorzystywana w budowie modeli mięśni i najczęściej używany model reologiczny – zaznaczone zjawisko powstawania siły biernej (Winter, 1990); F_p – siła w elementach sprężystych, F_c – siła w aktywnym elemencie kurczliwym



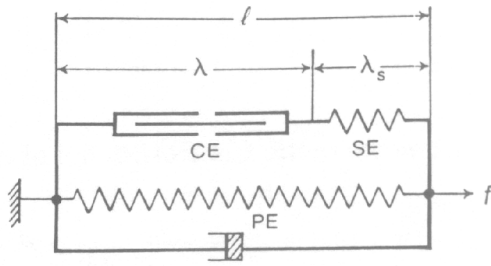
Rys. 57. Zależność siły od prędkości skracania mięśnia odkryta przez Hill'a (Hill, 1938) wykorzystywana przy opracowywaniu modeli mięśni (Winter, 1990)

Dwie najczęściej spotykane w modelach mięśni charakterystyki: siła-długość i siła-prędkość (Rys. 58) otworzyły drogę dla szeregu modeli, w których za cel stawiano sobie możliwie dokładne odtworzenie krzywych teoretycznych.

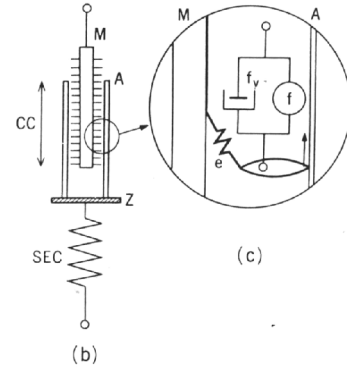


Rys. 58. Przestrzenne przedstawienie zależności siła-długość i siła-prędkość skracania mięśnia, najczęściej uwzględniane w opracowywaniu modeli mięśni (Winter, 1990)

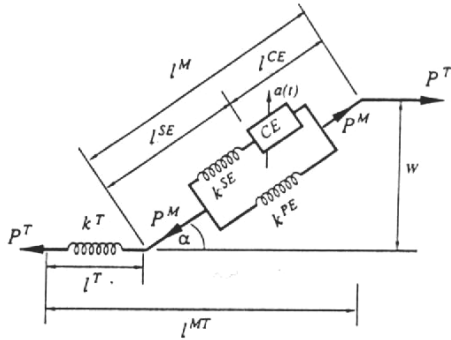
Każdy mięsień modelowany był najczęściej układem w skład którego wchodziły elementy sprężyste, lepkie i tzw. element kurczliwy (aktywny). W dużej części układów przyjmowano model mięśnia złożony z 4-elementów sprężystych, wśród których jeden modelował ścięgno, chociaż można było spotkać także inne rozwiązania (Rys. 59).



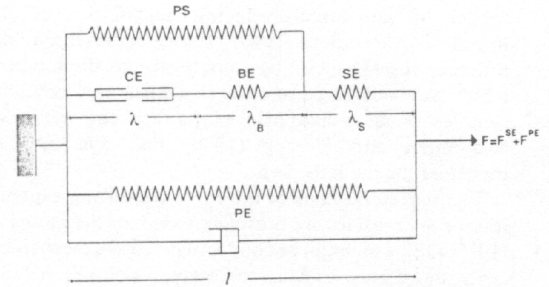
a) model mięśnia złożony z 4-elementów (Hatze, 1976, 1977a, 1977b, 1980); *SE, PE* – elementy sprężyste, *CE* – aktywny element kurczliwy



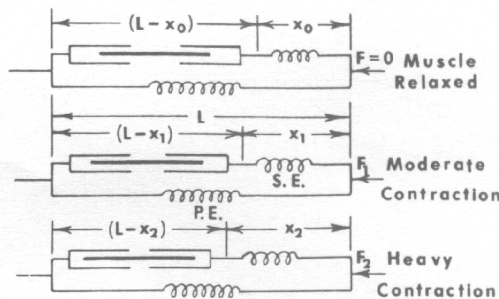
b) model mięśnia złożony z 2-elementów (Mashima, 1984)



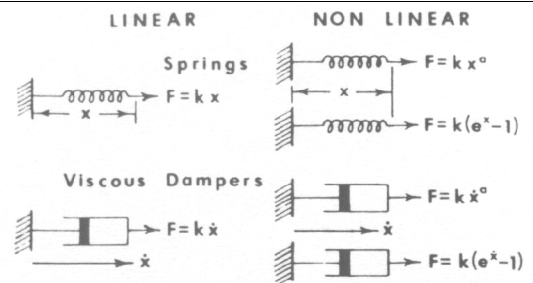
c) 3-elementowy model pojedynczego mięśnia ze ścięgnem (Pandy, 1990; Anderson, 1993); k^T, k^{SE}, k^{PE} – współczynniki sprężystości, *CE* – aktywny element kurczliwy



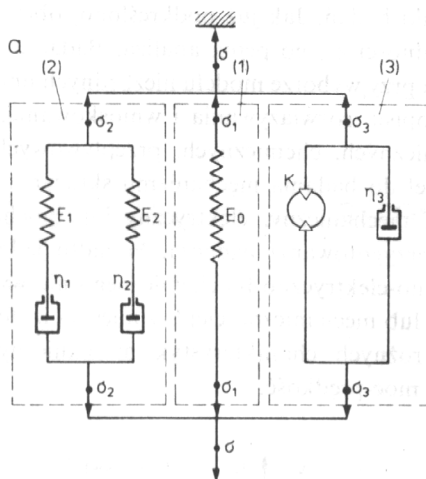
d) model mięśnia złożony z 6-elementów (Hatze, 1983b; Yeadon, 1994); *SE, BE, PE* – elementy sprężyste, *CE* – aktywny element kurczliwy



f) proponowane modele reologiczne mięśnia w zależności od wielkości sił (Winter, 1990)



g) liniowe i nieliniowe elementy modelujące działanie mięśnia (Winter, 1990)

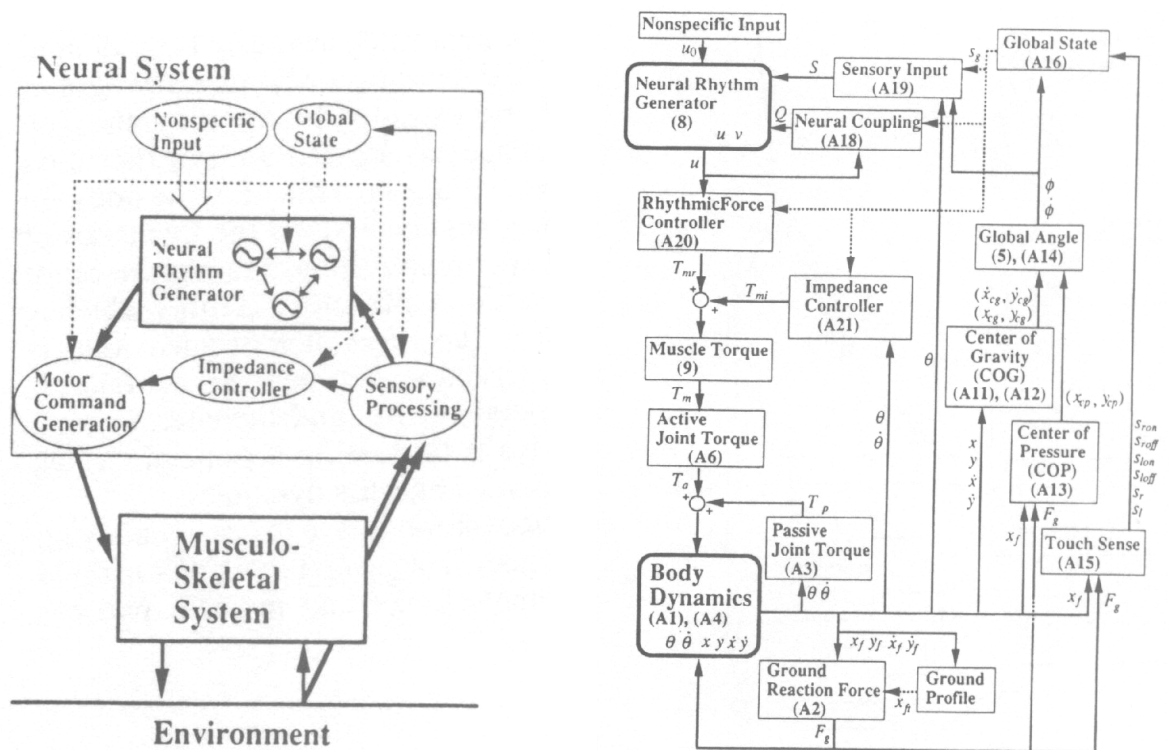


h) model mięśnia złożony z 7-elementów (Morecki, 1990); E_i – współczynniki sprężystości, η_i – współczynniki tłumienia, *K* – aktywny element kurczliwy

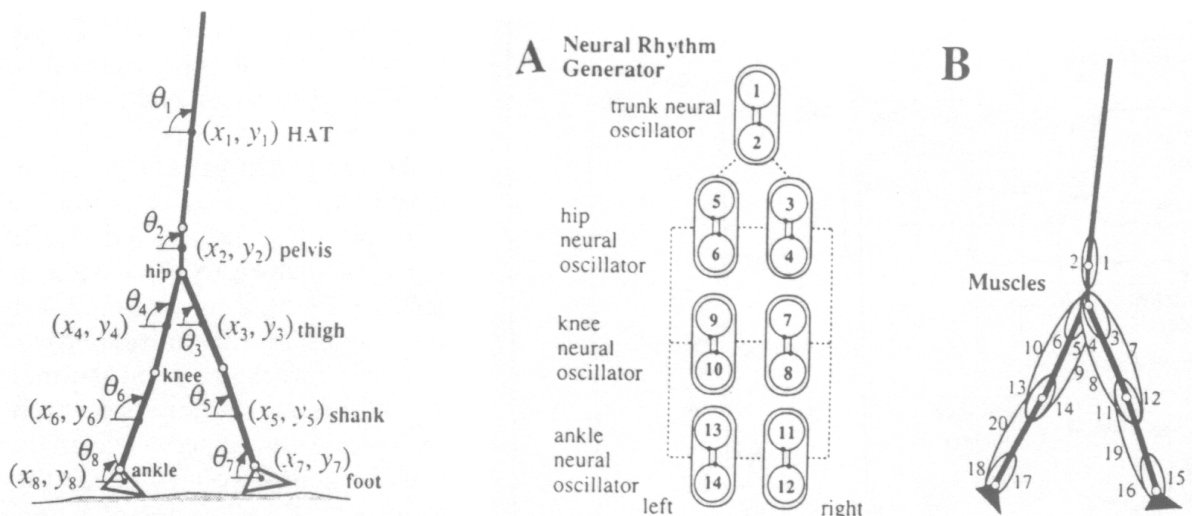
Rys. 59. Modele mięśnia

5.2.5. Modele ze sterowaniem nerwowym

W prezentacji modeli wykorzystywanych do analizy ruchu nie można pominąć układów w strukturach których pojawiły się elementy modelujące fragmenty systemu nerwowego człowieka. Układy te opracowane głównie przez austriackiego uczonego Herberta Hatze'go uwzględniały oprócz układu ruchowego (szkieletowo-mięśniowo-ścięgnowego) również sposób (charakter i wartości) pobudzania mięśni do działania podczas ruchu (Hatze, 1980, 1981). Złożoność równań opisujących działanie takiego układu oraz trudności w zbieraniu danych doświadczalnych sprawiły, że niewielu badaczy podejmowało próby budowania i analizy modeli tego typu. Do nielicznych wyjątków zaliczyć można prace Taga (Taga, 1995), w których modelowano sterowanie 20-mięśniami (Rys. 60) podczas chodu w modelu złożonym z 8-członów (Rys. 61).



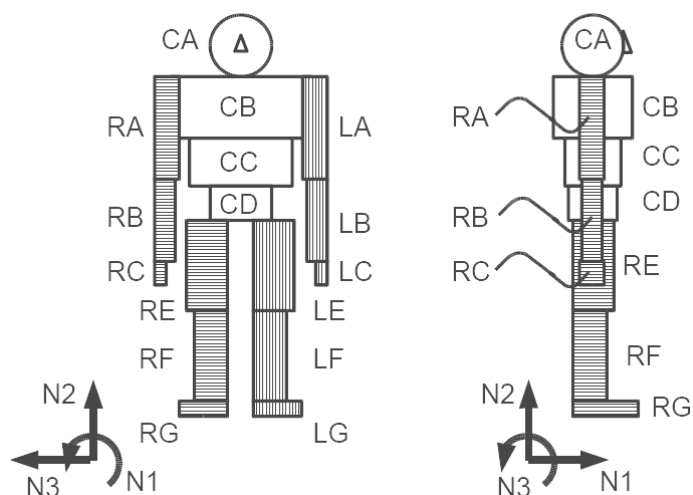
Rys. 60. Schematyczne przedstawienie koncepcji (po lewej) i blokowego układu sterowania 20-mięśniami (po prawej) dla płaskiego modelu nerwowo-mięśniowo-szkieletowego wykorzystanego do badania lokomocji (Taga, 1995)



Rys. 61. Układ 8-członowy (po lewej) i koncepcja działania mięśni, jako sterowane generatory ruchu (po prawej A i B) w modelu wykorzystanym do badania chodu (Taga, 1995)

5.2.6. Modele komputerowe

Na koniec prezentacji modeli tworzonych do analizy ruchu warto wspomnieć o modelach komputerowych coraz częściej spotykanych w badaniach ruchu. Jako przykład, można przytoczyć, wymieniany w poprzednim rozdziale model opracowany przez zespół pracujący pod kierownictwem A. Nagano (Nagano et al., 2005). Przestrzenny model przeznaczony do analizy dowolnego ruchu, szczegółowo opisany i udostępniony przez autorów wszystkim zainteresowanym, składał się z 16-segmentów ciała połączonych za pomocą 15-stawów (Rys. 62).



Rys. 62. Przestrzenny, 16-segmentowy model człowieka z 15-stawami wykorzystany do analizy fazy lotu (Nagano, 2005)

Podobne modele komputerowe, nieraz bardzo złożone, przeznaczone do symulacji wybranego ruchu, tworzone były najczęściej przez badaczy niemających możliwości prowadzenia badań doświadczalnych, dysponujących natomiast bogatym oprogramowaniem komputerowym, umiejętnością pisania programów i stosowania złożonych algorytmów numerycznych oraz wiedzą teoretyczną dotyczącą praw ruchu, a także danymi pomiarowymi zaczerpniętymi z pomiarów wykonanych przez innych badaczy.

Zaprezentowany przegląd modeli ukazał, w jaki sposób prowadząc badania nad ruchem organizmów żywych modelowano całe ciało człowieka lub poszczególne jego elementy. W zależności od celu modelowania spotykano modele od złożonych z bardzo prostej struktury (np. jednoosiowe) do bardzo skomplikowanych (np. przestrzenne). Najczęściej modelowano elementy kostne i mięśniowe, a także struktury z elementami układu nerwowego. Każdy model w porównaniu do rzeczywistego obiektu posiadał różne uproszczenia, nieraz bardzo daleko idące, jeśli jednak realizował cele dla których został utworzony, jego prostota mogła okazać się wielką zaletą.

Większość utworzonych modeli poświęcona została badaniu lokomocji lub ruchów najczęściej wykonywanych przez człowieka. Modele do analizy zeskoków przyjmowały strukturę układów jednoosiowych o różnej liczbie mas lub uproszczonych układów płaskich.

6. Badania doświadczalne i opracowanie wyników

Pomiary doświadczalne obejmowały rejestrację ruchu markerów umieszczonych na ciele badanych osób oraz składowych siły reakcji podłoża podczas wykonywania zeskoków pionowych na twarde podłoże.

W badaniach doświadczalnych uczestniczyli studenci Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie, w większości należący do II roku studiów na kierunku: Wychowanie Fizyczne. Grupa badanych składała się z 40 studentów (mężczyzn) w podobnym wieku (21÷25 lat). Zeskoki wykonywane były boso, na twarde podłoże z czterech różnych wysokości: 0.25m, 0.5m, 0.75m i 1m. Każdy zeskok z określonej wysokości był powtarzany kilka razy. Czas trwania każdej rejestracji wynosił 5 sekund (jednakowo dla kamer i platformy).

Wszystkie osoby biorące udział w badaniach były ochotnikami, jednak nie wszystkie chętne osoby mogły wziąć udział w pomiarach. Warunkiem dopuszczenia do pomiarów była sprawność fizyczna oraz brak przeciwwskazań lekarskich i urazów kończyn dolnych. Niestety o selekcji decydowała również płeć osoby chętnej do badań.

Uczestnicy badań przed rozpoczęciem pomiarów podpisywali specjalnie przygotowane oświadczenie wyrażające zgodę na udział w badaniach.

Badania odbywały się w okresie od stycznia do maja 2003 roku w Pracowni Biokinetyki przy Zakładzie Biomechaniki AWF. Poprzedzone były wcześniej półrocznym okresem testowania aparatury i opracowania odpowiedniej procedury pomiarów.

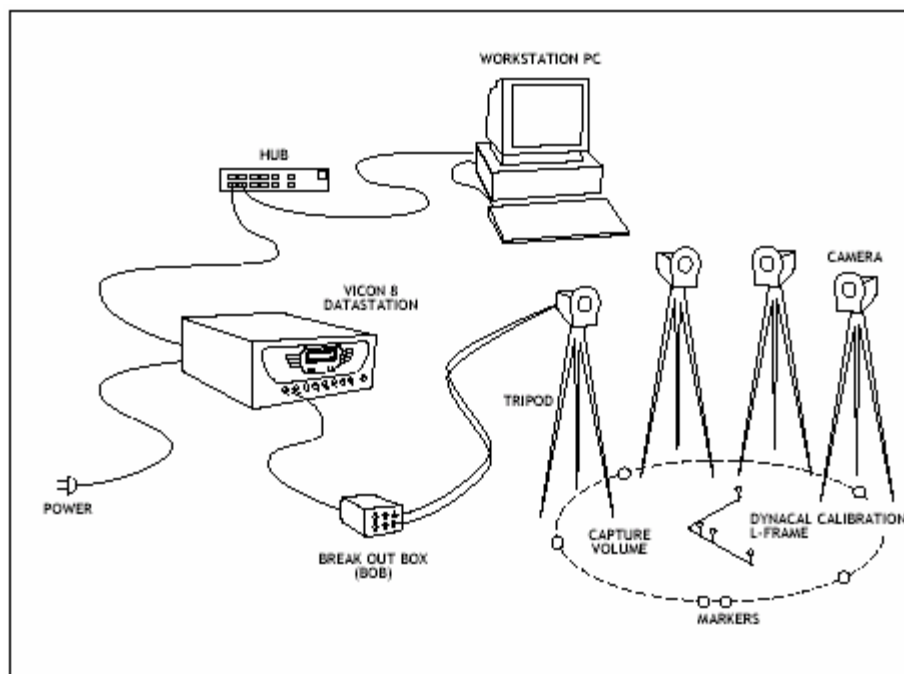
6.1. Metody rejestracji i zastosowane procedury pomiarowe

Do rejestracji zmian położenia markerów podczas zeskoków wykorzystano system rejestracji ruchu Vicon (Oxford Metrics, Anglia) będący na wyposażeniu Pracowni Biokinetyki przy Zakładzie Biomechaniki AWF w Krakowie (Rys. 63).



Rys. 63. Elementy składowe systemu VICON (kamery + stacja robocza)

Akwizycja danych związanych z położeniem markerów odbywała się za pomocą pięciu kamer rozmieszczonych wokół obszaru badawczego, emitujących i rejestrujących światło czerwone odbite od biernych markerów sferycznych o średnicy 15mm, pracujących z założoną częstotliwością 120Hz oraz stacji roboczej zbierającej i zapisującej dane wejściowe typu Vicon250 (Rys. 64). Maksymalny błąd współrzędnych położenia środka markera wynosił mniej, niż 1mm dla pomiarów statycznych i do 3mm dla pomiarów dynamicznych.



Rys. 64. Diagram blokowy systemu VICON

Do rejestracji składowych siły reakcji podłoża została użyta piezoelektryczna platforma dynamometryczna firmy Kistler (Winterthur, Szwajcaria), wbudowana na stałe w podłogę, o wymiarach: 900mm x 600mm typu 9287B, rejestrująca dane z ustawioną częstotliwością 600Hz.

Z 12 czujników wbudowanych w platformę poprzez wzmacniacz ładunku typu 9865B, sygnał elektryczny był przekazywany do komputera na 8 kanałów karty analogowo-cyfrowej umieszczonej w stacji roboczej systemu VICON.

Pionowa składowa siły reakcji podłoża rejestrowana była w zakresie -10...20kN, natomiast poziome składowe w zakresie -10...10kN. Deklarowany przez producenta błąd pomiaru rejestracji wynosił mniej, niż $\pm 1\%$ wartości aktualnej siły reakcji dla każdej z trzech składowych.

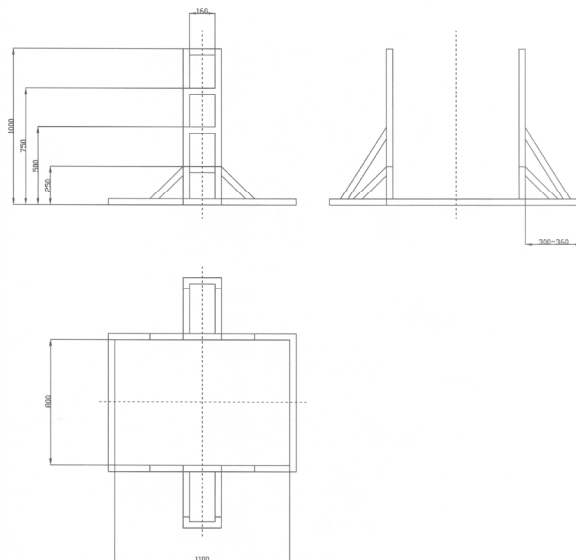
W skład zestawu urządzeń i przyrządów wykorzystanych do badań weszła również zeskocznia, zaprojektowana przez autora specjalnie do tych pomiarów i wykonana przez dział techniczny AWF w Krakowie (Rys. 65).



Rys. 65. Zeskocznia do pomiarów zaprojektowana przez autora i zamontowana nad platformą dynamometryczną wbudowaną w podłogę

Przyrząd ten musiał spełniać kilka warunków, aby mógł zostać wykorzystany podczas pomiarów. W pierwszej kolejności powinien zapewniać bezpieczeństwo dla osoby skaczącej, poprzez odpowiednio wytrzymałą konstrukcję oraz odpowiedni kształt, nie zagrażający

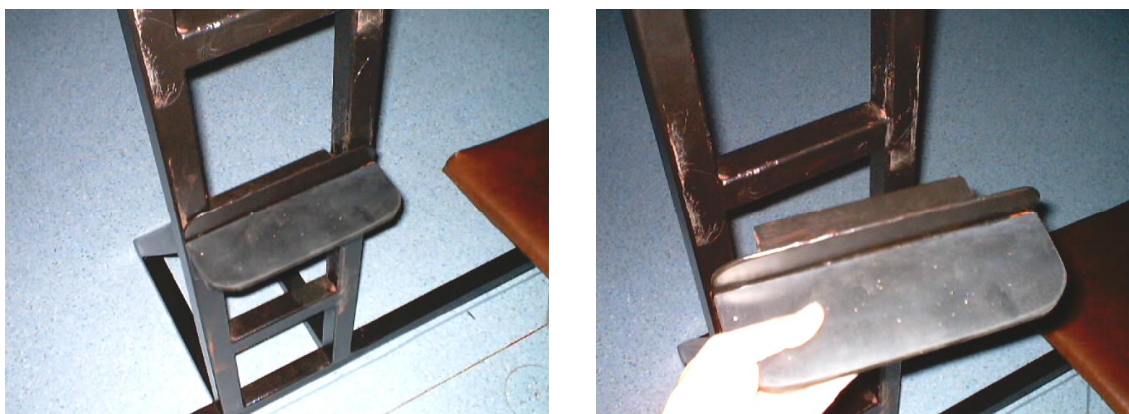
uszkodzeniem ciała przy wykonywaniu zeskoku. Projekt kształtu, wymiary, obliczenia wytrzymałościowe i rysunek wykonawczy zostały wykonane samodzielnie przez autora (Rys. 66).



Rys. 66. Rzuty i wymiary zeskocznia na przykładowym rysunku technicznym

Ponadto przyrząd ten powinien zapewniać swobodę rejestracji ruchu markerów przez wszystkie kamery, a więc cała konstrukcja nie powinna zasłaniać w trakcie ruchu elementów ciała, szczególnie zaś markerów naklejanych na ciało mierzonych osób. Warunki te zostały spełnione zarówno poprzez odpowiednią konstrukcję zeskocznia, jak i przez przemyślane ustawienie kamer rejestrujących.

Przy opracowaniu konstrukcji zeskocznia starano się również zaplanować ustawienie podpórek dla stóp na takim poziomie, aby wysokość zeskoku odpowiadała wartościom założonym dla badań (co 0.25m) oraz umożliwić prostą i szybką zmianę ich położenia podczas badań (Rys. 67).



Rys. 67. Podpórka dla stóp ustawiona dla danej wysokości (po lewej) i zmiana jej położenia na zeskocznia (po prawej)

Odpowiednio zaplanowana konstrukcja miała też wymusić zeskok pionowy, bez zbędnego ruchu w kierunku poziomym (czyli do środka, a nie do przodu). Wszystkie założenia dla zeskocznia udało się z powodzeniem zrealizować.

Każdy pomiar poprzedzony był przygotowaniem pracowni i sprzętu do pracy. Na wstępie należało zdefiniować obszar pomiarowy, w którym miała odbywać się rejestracja ruchu markerów. Do określenia granic obszaru wykorzystano specjalnie przygotowane tyczki, należące do systemu rejestracji ruchu VICON (Rys. 68).



Rys. 68. Wyznaczanie granic obszaru pomiarowego

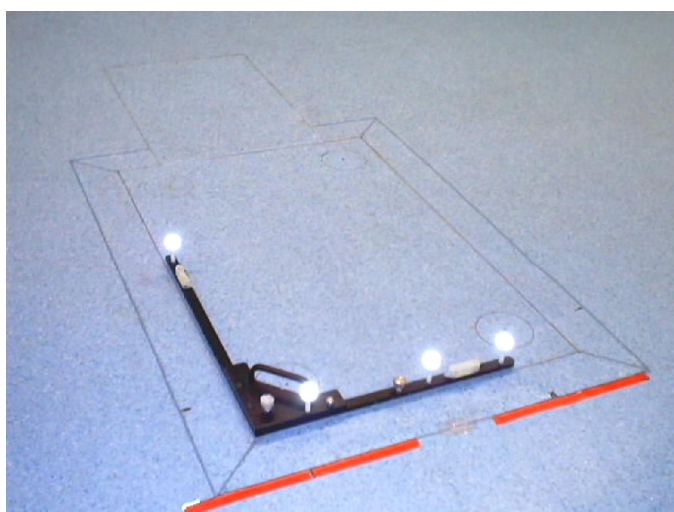
Następnie dopasowano ustawienie kamer rejestrujących ruch markerów w taki sposób, aby cały obszar rejestracji znalazł się w polu widzenia kamery (Rys. 69). Kontrola poprawności ustawienia kamer była dokonywana w komputerze za pomocą programu służącego do rejestracji – Vicon Workstation Software V4.0.



Rys. 69. Ustawianie kamer (obszar rejestracji w polu widzenia kamery)

Po ustawieniu wszystkich pięciu kamer przeprowadzano ich kalibrację, według instrukcji zalecanej przez producenta. Kalibracja składała się z dwóch etapów: kalibracji statycznej i kalibracji dynamicznej.

Celem kalibracji statycznej było określenie osi układu współrzędnych w którym następowała rejestracja. Specjalnie przygotowana do tego celu rama w kształcie litery „L”, z umieszczonymi na niej markerami wyznaczała kierunek osi X, Y (Rys. 70). Oś Z ustawiała się w programie automatycznie, prostopadłe do płaszczyzny wyznaczonej przez te osie.



Rys. 70. Kalibracja statyczna
(rama z markerami w kształcie litery „L” umieszczona na platformie)

Kalibracja dynamiczna miała na celu oszacowanie błędu pomiaru na podstawie próbnej rejestracji dokonanej w określonym czasie we wcześniej zdefiniowanym obszarze. Kalibrację dynamiczną należało powtarzać do momentu, w którym wyznaczony błąd pomiaru nie był większy, niż ustalony w instrukcji przez projektantów systemu VICON.

Za pomocą specjalnej „różdżki” z dwoma markerami o dużej średnicy, poprzez wykonywanie płynnych, kolistych ruchów należało wypełnić wszystkie miejsca w przestrzeni przyszłego obszaru rejestracji (Rys. 71).



Rys. 71. Kalibracja dynamiczna

Bezpośrednio przed pomiarem należało przygotować zestaw markerów używanych podczas rejestracji. Przygotowanie polegało na podklejeniu każdego z nich specjalną dwustronną taśmą klejącą (Rys. 72).



Rys. 72. Przygotowanie markerów

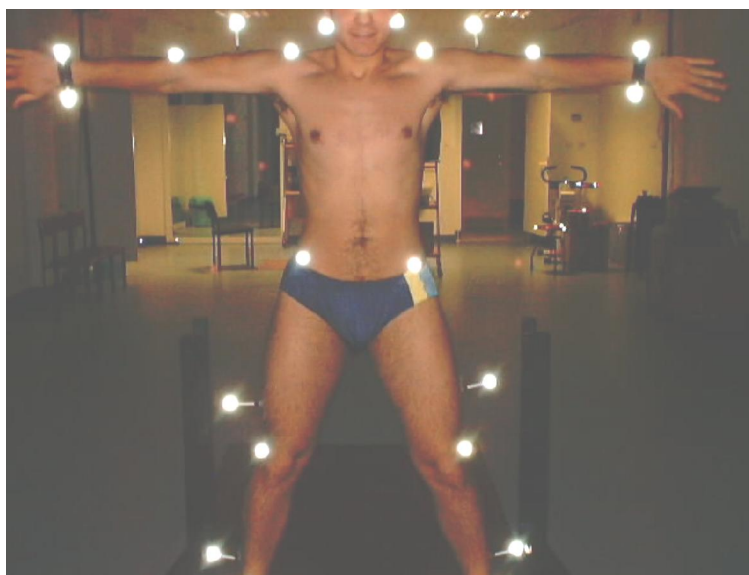
Ostatnim etapem przygotowań było umieszczenie markerów na ciele badanego według pomysłu twórców modelu pomiarowego ruchu markerów o nazwie „Johan”, nieznacznie zmodyfikowanego przez autora pracy. Modyfikacja polegała na odrzuceniu części markerów ze stóp, powodujących najczęściej trudności w opisie markerów, przy zachowaniu oczekiwanej dokładności pomiarowej. Markery naklejane były w precyzyjnie zdefiniowanych miejscach anatomicznych bezpośrednio na skórze badanej osoby (Rys. 73).



Rys. 73. Przymocowanie markerów do ciała badanego

Przed rozpoczęciem każdego pomiaru w całym pomieszczeniu pracowni, w którym dokonywano rejestracji należało wyłączyć lub przyciemnić wszystkie światła oraz zadbać o to, by na żadnych elementach wewnątrz pracowni nie pojawiały się refleksy świetlne.

Na wstępie każdej serii pomiarów dla danej osoby, jako pierwszy pomiar przeprowadzano rejestrację statyczną. Służyła ona do określenia wymiarów geometrycznych badanej osoby, dla nieruchomego obiektu, niezbędnych do określenia położenia markerów podczas pomiarów dynamicznych. Pozycja, w której ustawiano badanego w czasie próby statycznej (Rys. 74) powinna umożliwić kamerom rejestrującym ruch markerów określenie ich położenia w obszarze rejestracji oraz względem siebie, czyli „zobaczenie” wszystkich markerów.



Rys. 74. Próba statyczna

Pojedynczy marker był „widziany” w systemie rejestracji, jeżeli przynajmniej przez dwie kamery był rozróżniany, jako osobny punkt świetlny.

Najistotniejszym elementem próby statycznej było określenie położenia wszystkich markerów biorących udział w rejestracji w zdefiniowanym obszarze badań. Czas trwania każdej rejestracji statycznej wynosił 5 sekund.

W przypadku, gdy po przeprowadzonej rejestracji statycznej nie było widać wszystkich markerów, konieczne było jej powtórzenie, aż do momentu ustalenia położenia wszystkich markerów. Marker, który pomimo powtórzenia pomiaru nadal nie był „widziany” w systemie,

należało sprawdzić, ponieważ mógł posiadać gorszą jakość oklein odbijających światło kamer (matowe zamiast błyszczące) i zastąpić go innym lub w przypadku dobrej jakości oklein, nieznacznie zmienić jego ustawienie względem kamer.

Dla pomiarów dynamicznych opracowano takie ustawienie elementów ciała względem siebie, aby zapewnić bezpieczeństwo badanej osobie podczas zeskoków, zarejestrować ruch wszystkich markerów oraz ograniczyć wpływ kończyn górnych na sposób wykonania amortyzacji podczas lądowania (Rys. 75).



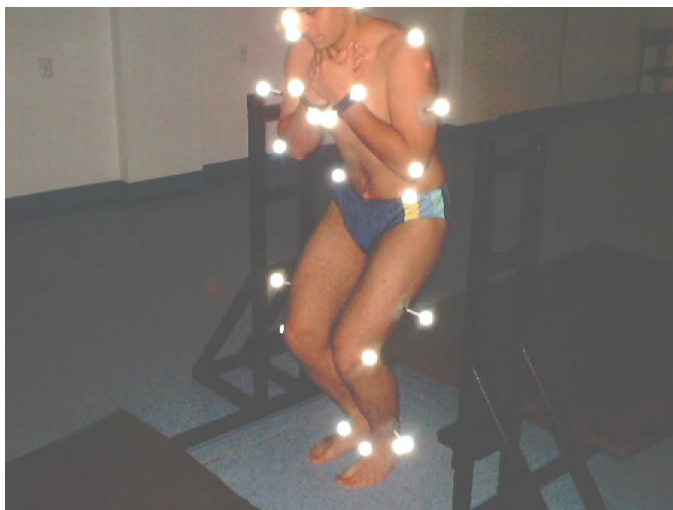
Rys. 75. Ułożenie elementów ciała przy pomiarze dynamicznym

Dla zapewnienia bezpieczeństwa badanych przed serią pomiarów, każda osoba skacząca była instruowana, w jaki sposób należy ustawić elementy ciała i wykonać zeskok, aby nie narazić się na kontuzje. Oprócz tego po obu stronach zeskoczni były ułożone materace, zapewniające bezpieczeństwo w razie upadku (Rys. 76).



Rys. 76. Materace umieszczone z obu stron zeskoczni

Kończyny górne były skrzyżowane na klatce piersiowej i związane z tułowiem (ręce nałożone na siebie umieszczone poniżej szyi), a przez to nie brały udziału w utrzymywaniu równowagi po zetknięciu z podłożem (Rys. 77).



Rys. 77. Moment lądowania na platformę

Rejestracja ruchu markerów i siły reakcji podłoża przeprowadzana była z kilkakrotnymi powtórzeniami zeskoków dla czterech różnych wysokości. Podobnie jak dla pomiaru statycznego, także dla wszystkich pomiarów dynamicznych czas rejestracji wynosił 5 sekund.

Po każdym pomiarze sprawdzano, czy ruch wszystkich markerów został prawidłowo zarejestrowany. Na ekranie monitora komputera badana osoba była widziana, jako układ świecących punktów, znajdujących się w miejscu naklejenia markerów.

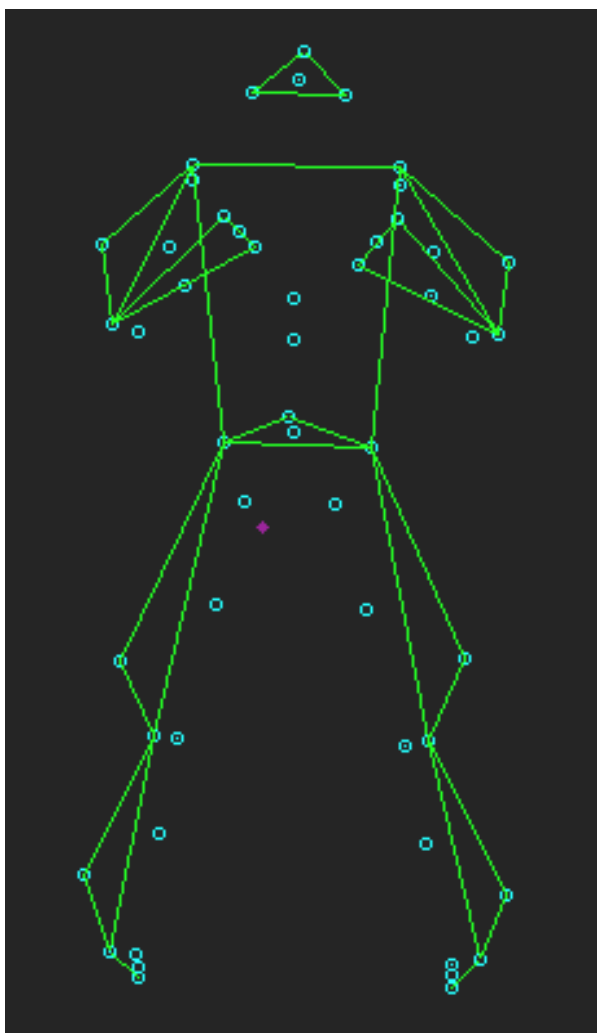
Po zakończeniu rejestracji ruchu, wykorzystując specjalne przyrządy przeprowadzano pomiary antropometryczne poszczególnych części ciała, w celu uzyskania danych o wymiarach geometrycznych badanej osoby. Dokonywano również pomiaru wzrostu i masy badanego.

6.2. Model pomiarowy ruchu markerów wykorzystany w tej pracy

Spośród licznych modeli pomiarowych wykorzystywanych w różnych systemach do rejestracji ruchu markerów oraz kilkunastu opracowanych tylko dla systemu VICON, wybrano model o nazwie „Johan”, stworzony przez Michael’a Eames’a (Belfast, N. Ireland) oraz Richard’a Baker’a (Rys. 54a). Głównym zadaniem tego modelu było obliczanie położenia ogólnego środka masy człowieka.

Nazwa modelu pomiarowego powstałego w 1999 roku, została nadana na cześć Johana Sebastiana Bacha, który, według autorów modelu wyznaczył położenie swojego środka masy z matematyczną precyzją.

W modelu ciało człowieka zostało podzielone na 12 segmentów: głowa, tułów z miednicą, ramiona, przedramiona z rękami, uda, podudzia i stopy. Większość wymiarów związanych z lewą i prawą stroną ciała została uśredniona. Model obliczał położenie środków stawów: biodrowych, kolanowych, goleniowo-skokowych, ramiennych, łokciowych i promieniowo-nadgarstkowych oraz środków mas dla wszystkich 12 utworzonych segmentów (Rys. 78).



Rys. 78. Punkty łączące segmenty, środki mas i środki stawów wyznaczane w modelu „Johan”

Pierwotny model „Johan” autor niniejszej pracy poddał kilkakrotnym modyfikacjom, dopisując lub usuwając odpowiednie komendy i polecenia z zapisu oryginalnych plików modelu, aby na końcu otrzymać model pomiarowy satysfakcjonujący do przeprowadzenia rejestracji według przyjętych wcześniej założeń. Zostały usunięte między innymi fragmenty modelu dotyczące normalizacji położenia środka masy dla wielokrotnych zapisów chodu, część dotycząca miejsc przyczepu i zmian długości mięśni oraz obliczenia związane z wyznaczaniem płaszczyzn stopy (części śródstopia) z powodu rezygnacji z niektórych markerów naklejanych na stopy. Dodano natomiast zapisy umieszczające wyznaczone środki stawów i środki mas w pliku wyników oraz algorytm wyznaczający środek masy górnej części ciała (HAT).

Chociaż model umożliwiał rejestrację przestrzenną, do dalszej analizy ruchu, po wprowadzeniu zmian i poprawek w plikach modelu korzystano tylko z wyników przydatnych dla modelu płaskiego. Ze względu na rodzaj wykonywanego ruchu oraz sposób ustawienia kończyn górnych względem tułowia została w modelu również ograniczona liczba segmentów ciała.

6.3. Opracowanie wyników na podstawie danych pomiarowych

Podczas badań i wstępnego opracowywania wyników rejestracji ruchu markerów korzystano z oprogramowania zakupionego razem z systemem VICON. W jego skład wchodziły następujące aplikacje: Vicon Workstation Software V4.0, Vicon BodyBuilder V3.55 oraz Vicon Polygon Authoring Tool V2.0. Również dla rejestrowanych z platformy sił reakcji podłoża, we wstępnej fazie opracowania wyników wykorzystano oprogramowanie systemu VICON.

6.3.1. Wyznaczenie przebiegów czasowych położenia środków mas i środków stawów

Do wyznaczenia poszukiwanych przebiegów czasowych posłużono się dwoma programami związanymi z wykorzystanym systemem rejestracji: Vicon Workstation Software V4.0 oraz Vicon Body Builder V3.55.

6.3.1.1. Etap przygotowawczy – opis markerów

W każdym zeskoku ruch markerów zarejestrowany za pomocą kamer wymagał ich opisania przed rozpoczęciem obliczeń położenia w zdefiniowanym układzie odniesienia. Opis polegał na wskazaniu danego markera i przypisaniu mu określonej nazwy związanej z elementem anatomicznym, do którego był przymocowany dany marker.

W wykorzystanym modelu „Johan” należało opisać 26 markerów. W trakcie opisywania markery były łączone w segmenty zdefiniowane w modelu. Opisanie wszystkich markerów pozwalało „zobaczyć” całego człowieka znajdującego się w trójwymiarowym obszarze rejestracji, z dowolnie wybranej strony, a także z bardzo bliska lub daleka.

Opisanie nazw markerów dla pojedynczego zeskoku wymagało wielu żmudnych poprawek, ponieważ w zarejestrowanym obrazie ich ruch był często przerywany (nie rejestrowany) tworząc „dziury” w przebiegach czasowych położenia, a także rejestrowany błędnie, tworząc markery „podwójne” lub zupełnie przypadkowe markery spowodowane odbiciem światła od gładkich powierzchni.

Opisane przypadki i napotykanne problemy, mimo iż zaliczane do błędów rejestracji, występowały często we wszystkich podobnych systemach rejestracji ruchu i były uznawane za typowe dla tej metody pomiaru. Za główną przyczynę ich powstawania uznawano zbyt dużą liczbę blisko siebie położonych markerów o małej średnicy, które rejestrowane równocześnie w trakcie ruchu „ginęły” lub ich odbicia nakładały się na siebie tworząc przypadkowe, błędne lub podwójne markery.

Sytuację często pogarszały również przypadkowe odbicia światła pochodzące z różnych przedmiotów znajdujących się w obszarze rejestracji, „widziane” przez kamery, jako dodatkowe markery.

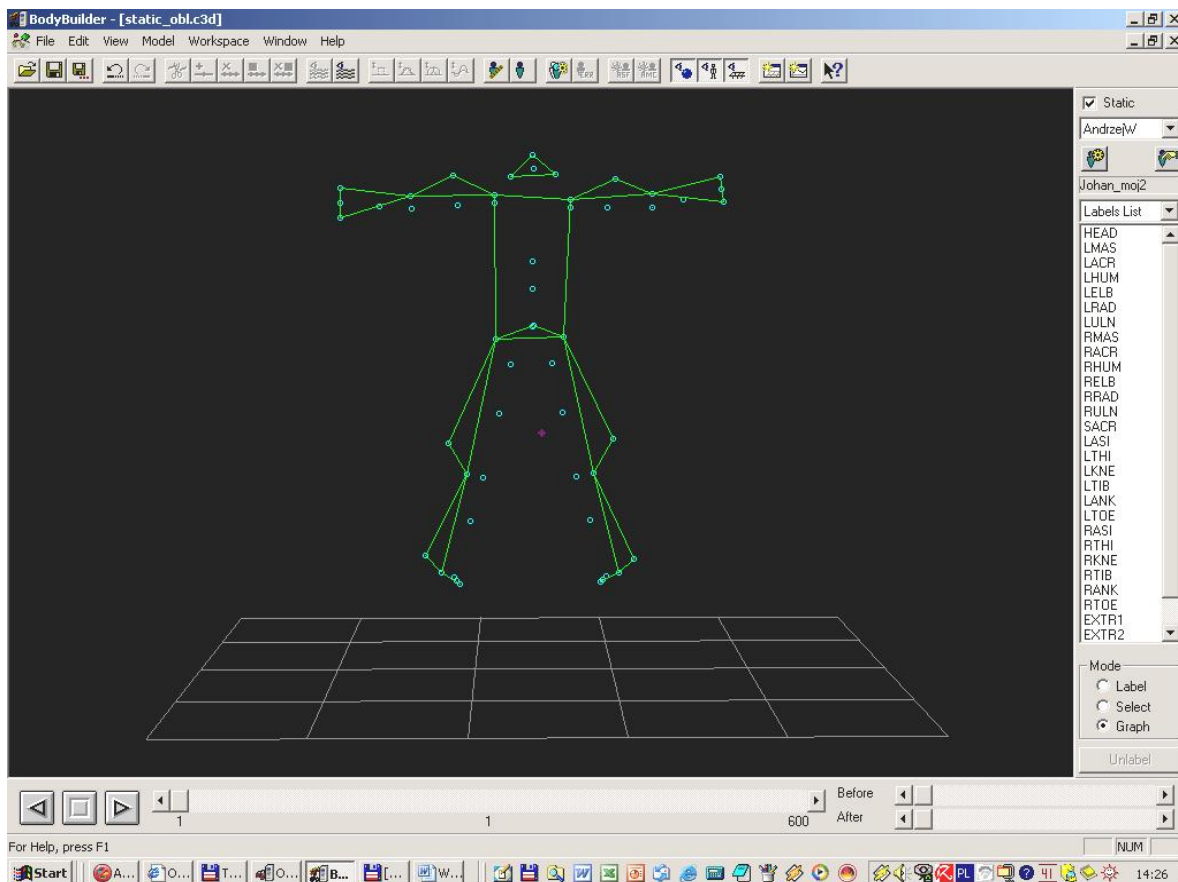
Zwykle poprawa jakości rejestracji, a przez to zmniejszenie ilości błędnych markerów była możliwa przy odpowiednio dużej liczbie kamer. Zwiększenie liczby kamer wpływało jednak na znaczące podwyższenie kosztów całego systemu rejestracji ruchu oraz wymagało równocześnie zastosowania najszybszych dostępnych komputerów, które byłyby w stanie sprostać ilości dostarczanych i zapisywanych w tym samym momencie informacji. Dla niektórych typów stacji roboczej rozbudowa systemu, polegająca na dodaniu kamer nie była możliwa.

Na szczęście większość błędów pomiarowych udawało się poprawić „ręcznie” już po wykonaniu rejestracji, przy odpowiednim doświadczeniu badacza i niezbędnym nakładzie pracy.

6.3.1.2. Wykorzystanie pomiaru statycznego

Po opisanie wszystkich markerów, przed przystąpieniem do wyznaczenia przebiegów czasowych położenia interesujących punktów, należało zweryfikować geometryczne wymiary badanej osoby uzyskane z pomiaru statycznego wykonanego przed rejestracją dynamiczną. Pomiar statyczny, po przeprowadzeniu weryfikacji pozwalał określić rzeczywiste odległości pomiędzy markerami.

Pomiar statyczny pozwalał również sprawdzić poprawność działania programu obliczeniowego modelu „Johan”, jeszcze przed użyciem go do analizy pomiarów dynamicznych. Uruchomienie programu obliczeniowego modelu na podstawie danych z pomiaru statycznego umożliwiało zobaczenie wyznaczonych z równań modelu środków mas oraz środków stawów (Rys. 79).



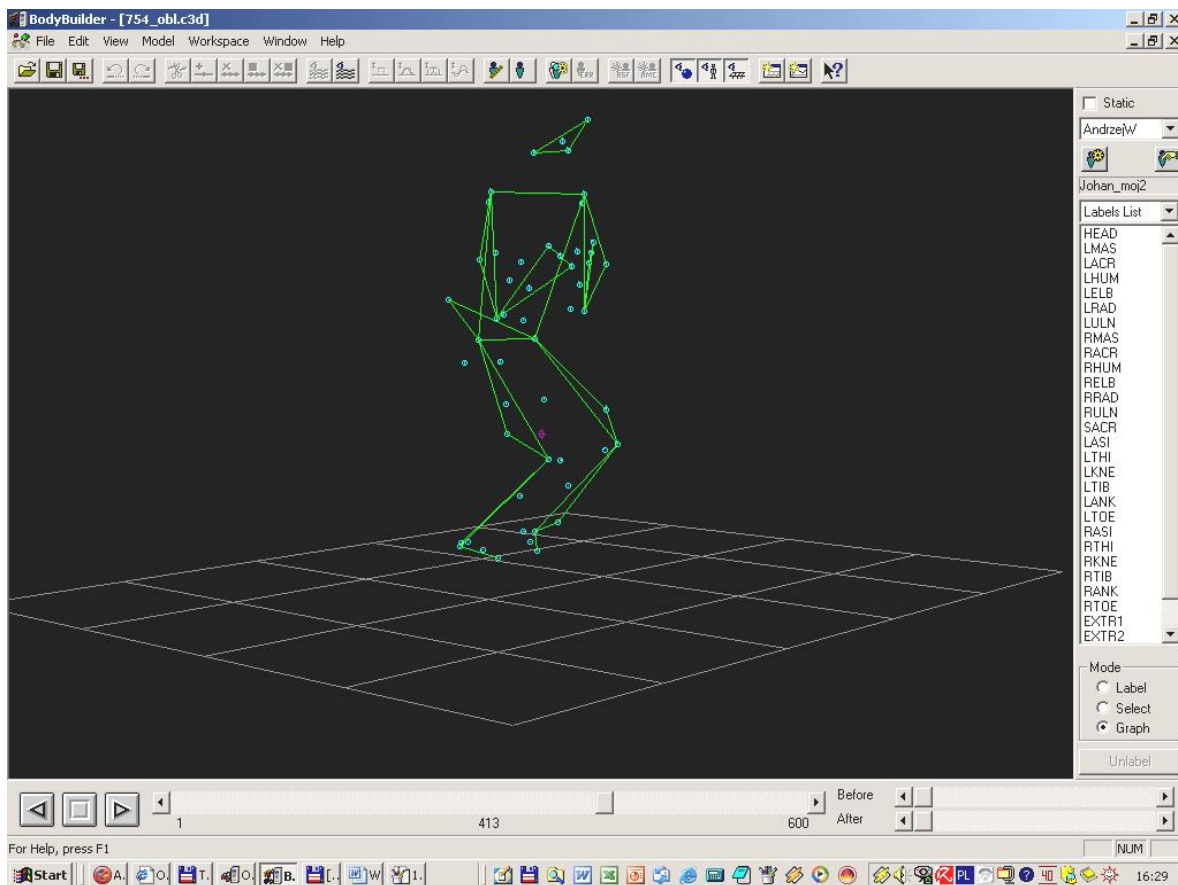
Rys. 79. Środki mas i stawów wyznaczone z pomiaru statycznego po uruchomieniu programu obliczeniowego modelu

W modelu „Johan” zostało wybranych 17 punktów, wykorzystywanych dla dalszej analizy kinematycznej oraz zdefiniowano sposób ich obliczania na podstawie zarejestrowanego położenia markerów. Na te punkty składało się: 9 środków mas (ogólny środek masy, środek masy górnej części ciała, środek masy głowy, środek masy lewego uda, środek masy prawego uda, środek masy lewego podudzia, środek masy prawego podudzia, środek masy lewej stopy, środek masy prawej stopy) i 8 środków stawów (środek stawu ramiennego lewego, środek stawu ramiennego prawego, środek stawu biodrowego lewego, środek stawu biodrowego prawego, środek stawu kolanowego lewego, środek stawu kolanowego prawego, środek stawu skokowego lewego, środek stawu skokowego prawego). Dla każdego z 17 punktów po uruchomieniu modelu były obliczane i zapisywane współrzędne w przestrzeni trójwymiarowej. Wyliczone punkty oraz ich nazwy były umieszczane na ekranie monitora obok markerów połączonych w segmenty.

6.3.1.3. Obliczenia dla pomiarów dynamicznych

Po weryfikacji wymiarów antropometrycznych w wykorzystywanym modelu, przy użyciu pomiaru statycznego, następowała główna część obliczeń dla wszystkich zarejestrowanych przebiegów dynamicznych. Dla kolejno wczytywanych zapisów zeskoków po uruchomieniu programu obliczeniowego modelu były wyznaczane poszukiwane punkty środków mas i środków stawów.

Program Body Builder umożliwiał obserwację wyświetlanych punktów w każdej chwili ruchu i z każdej strony w przestrzeni trójwymiarowej (Rys. 80).



Rys. 80. Dowolna chwila ruchu (przykładowo początek fazy lądowania)

Niestety nie wszystkie zarejestrowane zeskoki umożliwiły wyznaczenie przebiegów czasowych położenia 17 wybranych punktów. Analizując na ekranie monitora każdy zeskok osobno wybrano tylko te zeskoki, dla których zarejestrowano ruch wszystkich markerów w całym zakresie pomiaru (5 sekund) oraz dla których lądowanie było stabilne (skaczący utrzymał równowagę po zeskoku). Dopuszczono przypadki chwilowego zaniku obrazu pojedynczych markerów, ponieważ w wykorzystywanym systemie rejestracji VICON, istniała możliwość odtworzenia brakujących fragmentów na podstawie położenia wcześniejszego i późniejszego. W ten sposób z 626 zarejestrowanych wszystkich zeskoków do dalszych obliczeń pozostawiono 417 spełniających wymagane kryteria, w tym: 116 dla wysokości zeskoku 0.25m, 119 dla wysokości 0.5m, 99 dla wysokości 0.75m i 83 dla wysokości zeskoku 1.0m.

6.3.1.4. Eksport danych pomiarowych do pliku zewnętrznego

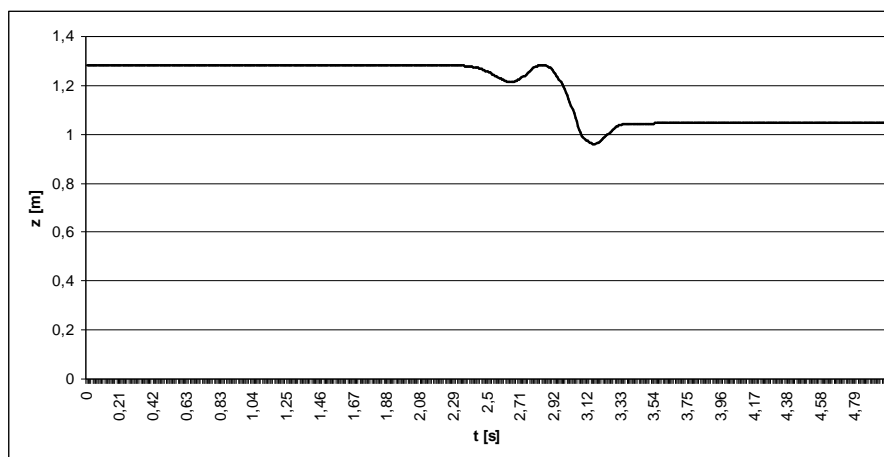
Do dalszej analizy ruchu konieczne było wyeksportowanie uzyskanych współrzędnych do pliku zewnętrznego. Bezpośrednio z programu Body Builder można było utworzyć plik w formacie ASCII, a następnie otworzyć go w dowolnym programie (np. Microsoft Excel, MathWorks Matlab). Przy użyciu wybranego programu możliwe było odtworzenie przebiegów czasowych położenia danego środka masy lub środka stawu, ewentualnie wykorzystanie zapisanych danych do dalszych obliczeń.

Dla każdego zeskoku osobno eksportowano przebiegi czasowe położenia 17 wybranych punktów. W ten sposób uzyskano zbiór 417 plików zawierających przebiegi czasowe położenia 17 wybranych punktów w przestrzeni trójwymiarowej dla wszystkich prawidłowo zarejestrowanych zeskoków.

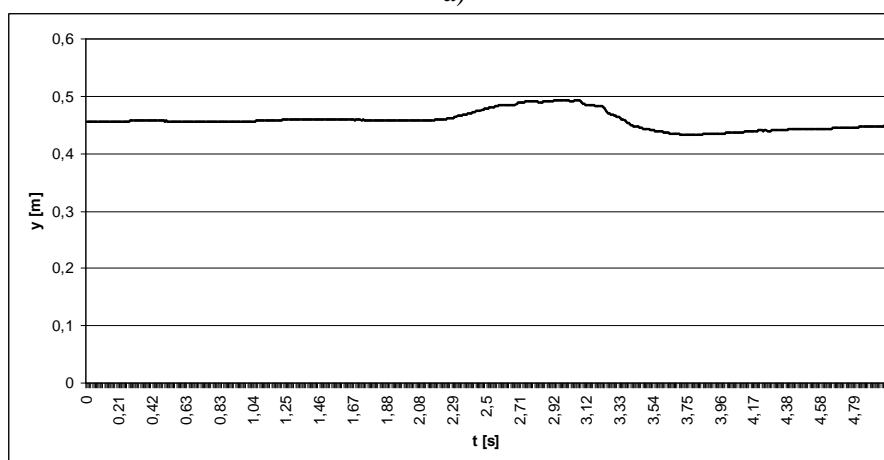
Kolejnymi etapami było rozdzielenie przebiegów czasowych położenia każdego z punktów na trzy kierunki w przestrzeni, ujednoczenie podstawy czasu dla wszystkich przebiegów oraz unormowanie zarejestrowanych danych. Wszystkie podejmowane czynności zmierzały do ustalenia dla każdego z 17 punktów wartości średnich arytmetycznych położenia ze wszystkich zarejestrowanych zeskoków.

6.3.1.5. Unormowanie przebiegów czasowych położenia i wyznaczenie średnich arytmetycznych

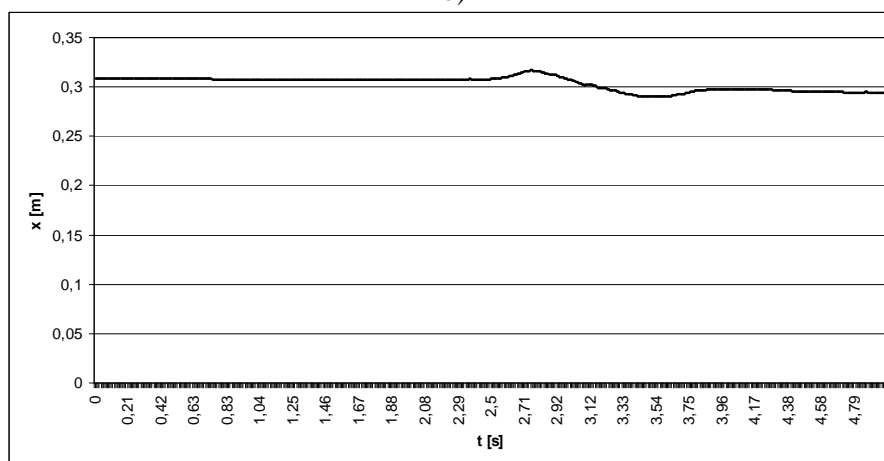
Z plików wyeksportowanych do programu Microsoft Excel przebiegi czasowe położenia każdego z 17 wybranych punktów rozdzielono na 3 kierunki: pionowy i dwa poziome (Rys. 81a-c).



a)



b)



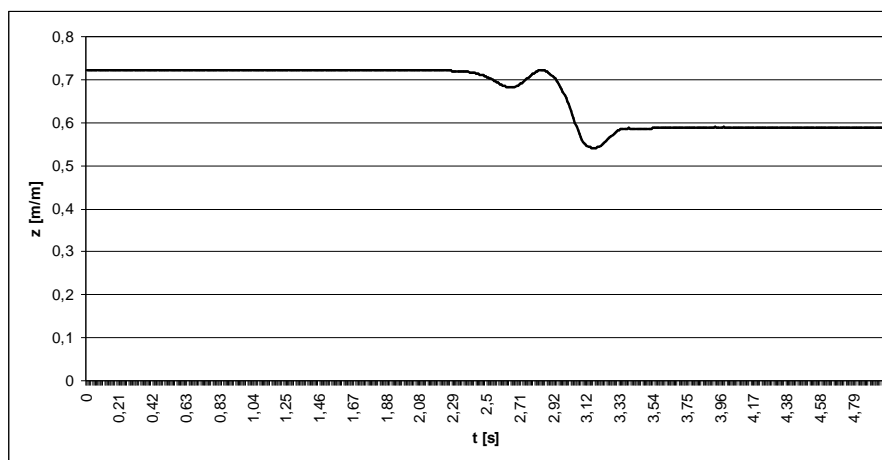
c)

Rys. 81. Przykładowe przebiegi czasowe położenia środka masy całego ciała dla pojedynczego zeskoku z wysokości 0,25m w trzech kierunkach: (a) pionowym OZ , (b) podłużnym OY i (c) poprzecznym OX

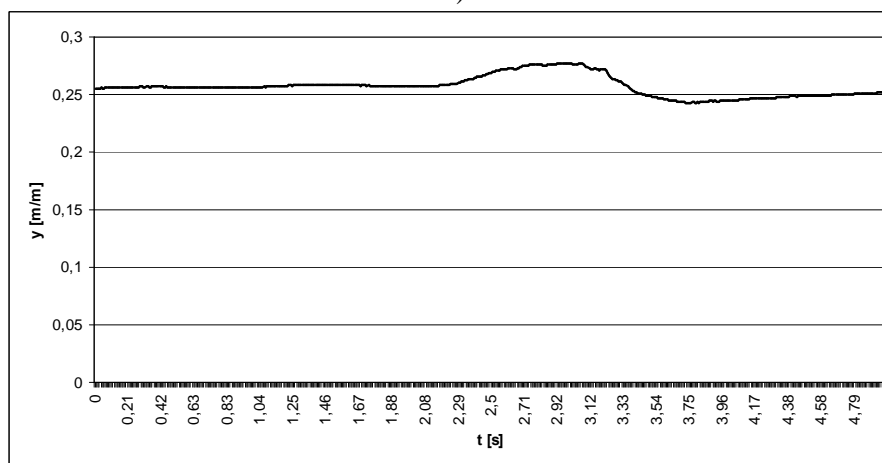
Ponieważ do dalszego modelowania potrzebne były dane dotyczące tylko dwóch kierunków (dla modelu płaskiego) po przeprowadzeniu rozdzielania danych otrzymano w sumie 834 pliki (po 417 dla każdego kierunku).

Kolejną operacją wykonaną na danych było unormowanie wartości uzyskanych przebiegów czasowych położenia względem wysokości badanej osoby. Ponieważ położenie środka masy

(i analogicznie innych wyznaczonych punktów) było zależne od wzrostu skaczącego, w celu porównania wyników, a w konsekwencji obliczenia średniej dla wszystkich zeskoków, należało przeliczyć uzyskane wartości na wartości względne, czyli unormować dane względem wysokości ciała (Rys. 82a-b).



a)

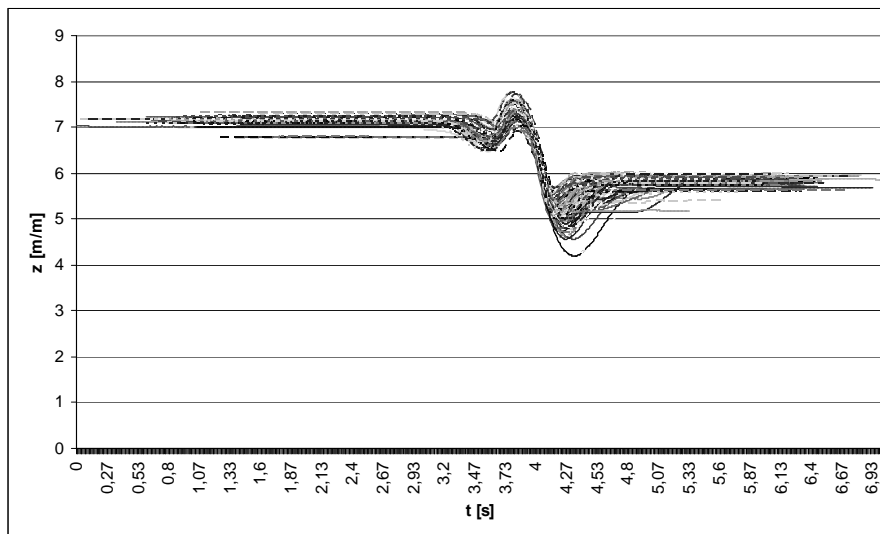


b)

Rys. 82. Przykładowe unormowane przebiegi czasowe położenia środka masy całego ciała dla pojedynczego zeskoku z wysokości 0.25m w dwóch kierunkach: (a) pionowym OZ i (b) podłużnym OY

Ilość dokonanych przeliczeń dla wszystkich przebiegów czasowych położenia (dwa kierunki) wynosiła 14 178 (!), przy czym dla danej osoby wykonującej zeskoki każdą wartość położenia dzielono przez tą samą liczbę – wartość wysokości ciała (wzrost).

Najbardziej złożoną operacją było ujednoczenie podstawy czasu dla wszystkich zarejestrowanych przebiegów. Ponieważ każdy zeskok był rozpoczynany i kończony w innym czasie od początku rejestracji, konieczne było ustalenie wspólnego punktu względem którego należało dokonać przesunięcia wszystkich przebiegów czasowych położenia. Za punkt wiążący wszystkie przebiegi przyjęto moment zetknięcia stóp z podłożem, łatwy do określenia na osi czasu przebiegów siły reakcji podłoża uzyskanych z rejestracji na platformie. Względem tego punktu na osi czasu przesunięto następnie wszystkie przebiegi czasowe położenia 17 wyznaczonych środków mas i stawów. Ustalenie położenia każdego przebiegu położenia względem osi czasu dla obu kierunków wymagało wykonania kolejno 14 178 porównań. Porównywano zarejestrowany przebieg położenia z przyjętym punktem na osi czasu, następnie dokonywano odpowiedniego przesunięcia i zapisywano plik z dokonanymi zmianami. Przebiegi czasowe wszystkich unormowanych położenia zebrano razem w jednym pliku w celu wykonania dalszych obliczeń (Rys. 83).



Rys. 83. Przykład wszystkich unormowanych przebiegów położenia środka masy całego ciała względem osi OZ dla wysokości zeskoku 0.25m po wykonaniu przesunięcia na osi czasu (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 4s)

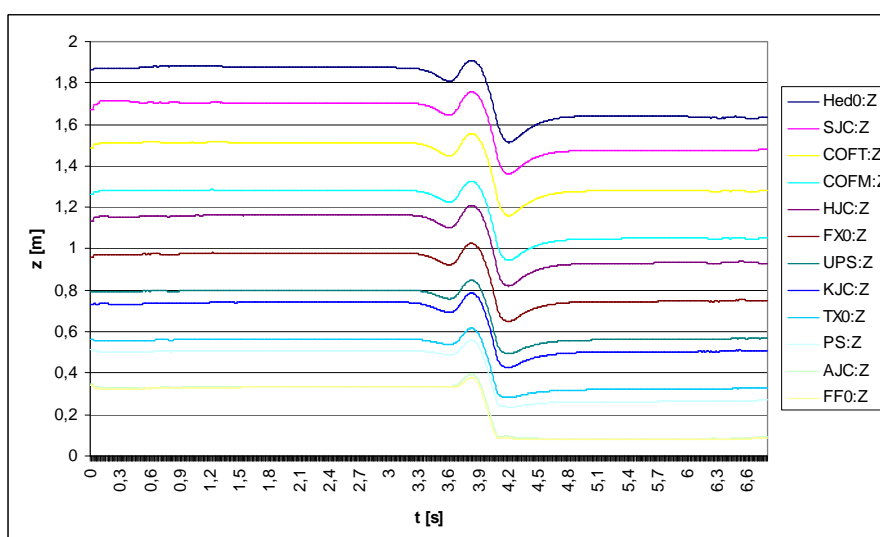
Dopiero dla unormowanych i przesuniętych przebiegów czasowych położenia 17 punktów wyznaczano średnią arytmetyczną, osobno dla każdego z nich.

Kolejnym etapem przygotowania danych do obliczeń modelowych była zamiana średnich wartości unormowanych (bezwymiarowych) na wymiar długości, dokonana poprzez pomnożenie każdej wartości położenia przez średnią arytmetyczną wysokości ciała (średni wzrost). Uzyskano 17 przebiegów czasowych położenia dla każdej wysokości zeskoku i dla dwóch wybranych kierunków, wyznaczone dla uśrednionych wymiarów ciała.

W końcowej fazie opracowywania wyników pomiarów dla wszystkich symetrycznie położonych i wyznaczonych środków mas i stawów (lewa i prawa strona ciała) obliczono wartości średnie, aby możliwe było wykorzystanie tak uzyskanych danych dla modelu płaskiego.

W ten sposób liczba punktów z 17 została zredukowana do 10: 6 środków mas (s.m.) – głowy, górnej części ciała, całego ciała, ud, podudzi, stóp – oraz 4 środków stawów (s.s.) – ramiennych, biodrowych, kolanowych, skokowych – oddzielnie dla każdego kierunku.

Dodatkowo zostały doliczone współrzędne dwóch środków mas, nie wyznaczanych wcześniej w pliku obliczeniowym modelu „Johan”, a przydatne do budowy i symulacji modelowej: wspólny środek masy stóp i podudzi oraz wspólny środek masy obu kończyn dolnych (Rys. 84).



Rys. 84. Przykładowe przebiegi czasowe średnich arytmetycznych położenia 12 wybranych punktów względem osi OZ dla wysokości zeskoku 0.25m – wartości dla średnich wymiarów ciała (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 4s); Hed0 – s.m.(śr. masy) głowy, SJC – s.s.(śr. stawów) ramiennych, COFT – s.m. górnej części ciała, COFM – s.m. ciała, HJC – s.s. biodrowych, FX0 – s.m. ud, UPS – s.m. kończyn dolnych, KJC – s.s. kolanowego, TX0 – s.m. podudzi, PS – s.m. podudzi i stóp, AJC – s.s. skokowych, FF0 – s.m. stóp

W konsekwencji dokonanych obliczeń do celów modelowania przygotowano unormowane, a następnie przeliczone na wartości dla uśrednionych wymiarów ciała, przebiegi czasowe położenia 12 wybranych punktów ciała (8 środków mas i 4 środków stawów).

6.3.2. Wyznaczanie długości segmentów oraz zmian kątowych

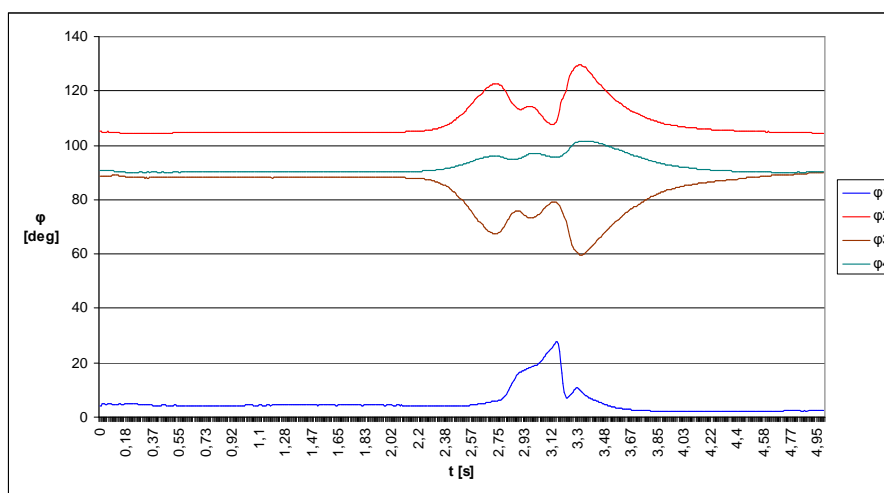
Na podstawie przebiegów czasowych położenia punktów uzyskanych z rejestracji ruchu markerów, a w szczególności środków wybranych stawów oraz niektórych środków mas obliczono długości odcinków odpowiadających uśrednionym wymiarom ciała, które następnie zostały wykorzystywane w strukturze modelu płaskiego. Do wyznaczonych odcinków należały zarówno długości segmentów (stopy, podudzia, uda, tułów), jak i odcinki leżące na tych segmentach (pomiędzy osiami stawów, a środkami mas).

Dla każdej wysokości zeskoku obliczono średnie długości na podstawie przebiegów czasowych położenia wybranych punktów, a następnie dla każdej długości wyznaczono średnią arytmetyczną ze wszystkich wysokości zeskoku i dla całego ciała człowieka o uśrednionych wymiarach. W ten sposób otrzymano uśrednione dla wszystkich wysokości zeskoku 12 długości związanych z obiektem modelowania (Tab. 1).

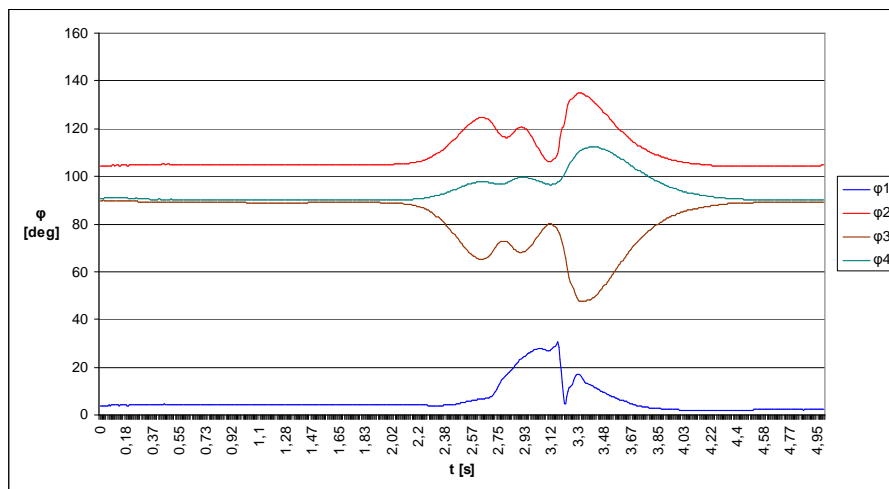
Tab. 1. Długości segmentów i odcinków wykorzystanych w modelu

Segment:	długość [m]	odcinek:	długość [m]	odcinek:	długość [m]
14	0,557	d41	0,353	d42	0,204
13	0,430	d31	0,244	d32	0,186
12	0,426	d21	0,241	d22	0,184
11	0,108	d11	0,054	d12	0,054

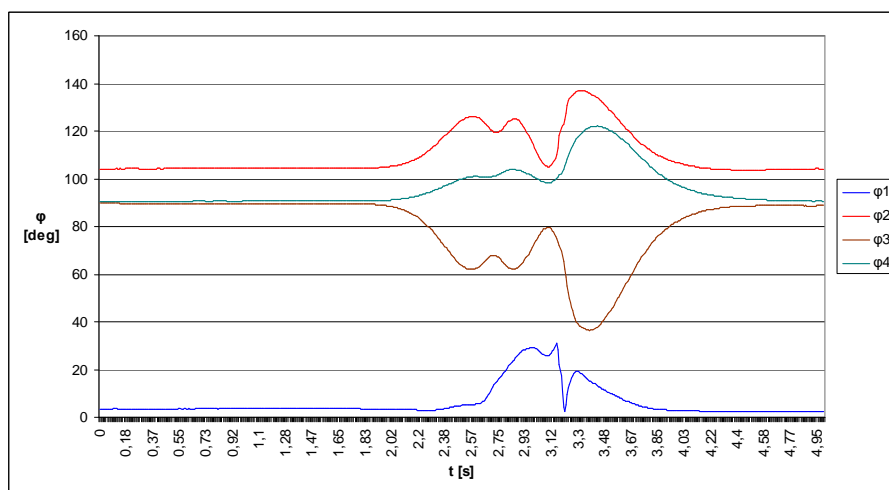
Następnie, również na podstawie trajektorii zmian położenia wyznaczono przebiegi czterech kątów zdefiniowanych w modelu płaskim, odpowiadającym ugięciu w stawach kończyn dolnych (skokowym - φ_2 , kolanowym - φ_3 , biodrowym - φ_4) oraz dla kąta pomiędzy stopami, a podłożem - φ_1 , osobno dla każdej wysokości zeskoku (Rys. 85-88).



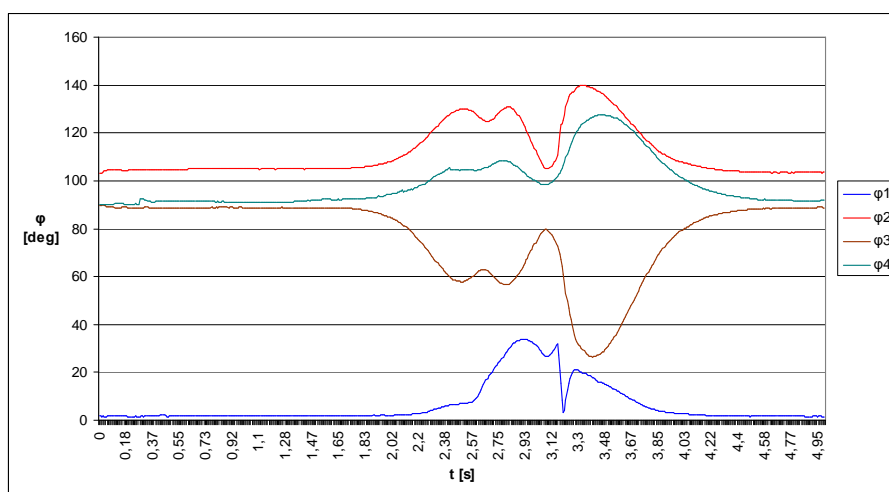
Rys. 85. Przebiegi zmian kątowych dla poszczególnych stawów i kąta pomiędzy stopami, a podłożem przy wysokości zeskoku 0.25m (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 3.14s)



Rys. 86. Przebiegi zmian kątowych dla poszczególnych stawów i kąta pomiędzy stopami, a podłożem przy wysokości zeskoku 0.50m (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 3.14s)

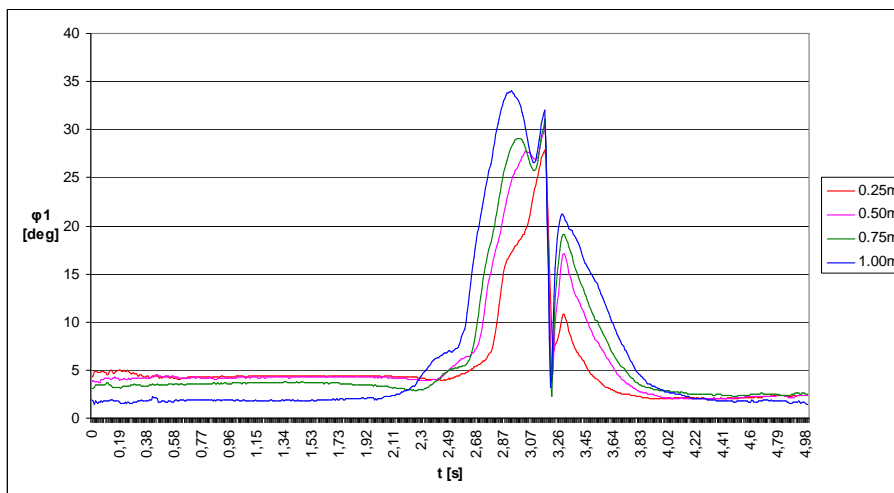


Rys. 87. Przebiegi zmian kątowych dla poszczególnych stawów i kąta pomiędzy stopami, a podłożem przy wysokości zeskoku 0.75m (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 3.14s)

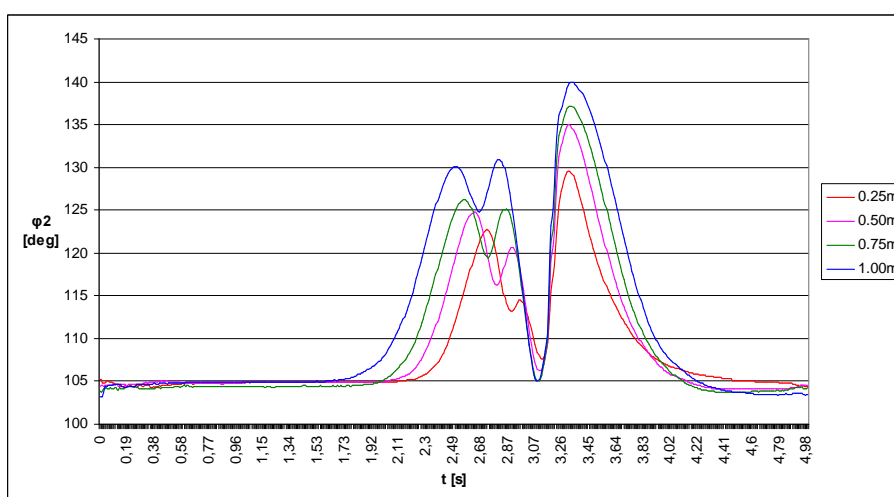


Rys. 88. Przebiegi zmian kątowych dla poszczególnych stawów i kąta pomiędzy stopami, a podłożem przy wysokości zeskoku 1.00m (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 3.14s)

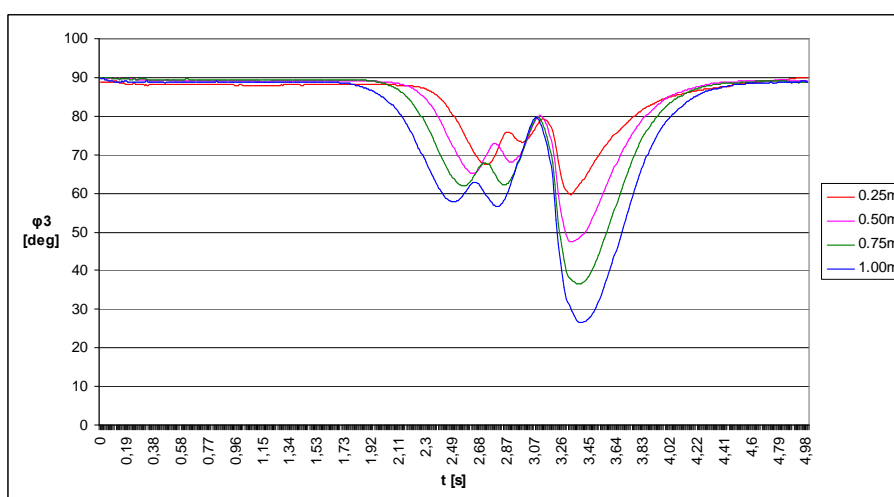
W wyniku obliczeń do celów modelowania przygotowano dla średnich wymiarów ciała przebiegi 16 zmian kątowych, po 4 dla każdej wysokości zeskoku (Rys. 85-88). Dla każdego kąta osobno, w zależności od wysokości zeskoku sporządzono również wykresy porównawcze (Rys. 89-92).



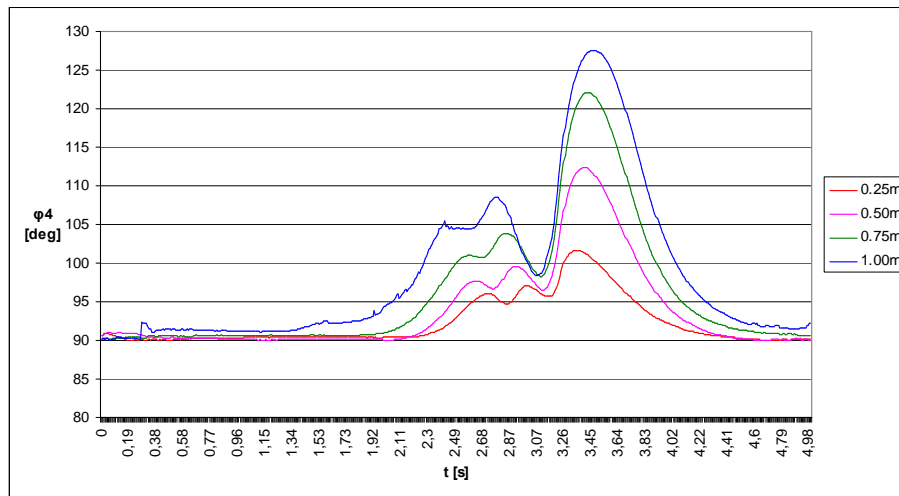
Rys. 89. Przebiegi zmian kątowych dla kąta pomiędzy stopami, a podłożem przy różnej wysokości zeskoku (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 3.14s)



Rys. 90. Przebiegi zmian kątowych dla kąta w stawie skokowym przy różnej wysokości zeskoku (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 3.14s)



Rys. 91. Przebiegi zmian kątowych dla kąta w stawie kolanowym przy różnej wysokości zeskoku (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 3.14s)



Rys. 92. Przebiegi zmian kątowych dla kąta w stawie biodrowym przy różnej wysokości zeskoku (moment zetknięcia stóp z podłożem nastąpił ok. 3.14s)

Od momentu zetknięcia stóp z podłożem dla wszystkich kątów następowała wyraźna zmiana wartości, spowodowana ugięciem występującym w stawach kończyn dolnych. W zależności od przyjętej zasady określania wartości dla poszczególnych kątów obserwowano gwałtowny wzrost lub spadek ich wartości.

Największe przyrosty wartości występowały dla kątów związanych z ugięciem w stawie kolanowym (φ_3 , oraz częściowo φ_2), a następnie biodrowym (φ_4), natomiast najmniejsze dla kąta pomiędzy stopami, a podłożem (φ_1).

Wraz ze wzrostem wysokości zeskoku dla wszystkich kątów obserwowano zwiększanie wartości ekstremum oraz przyrostów wartości pomiędzy kolejnymi ekstremami, występujące od momentu zetknięcia stóp z podłożem.

6.3.3. Wyznaczanie przebiegów czasowych siły reakcji podłoża działającej na człowieka po zeskoku

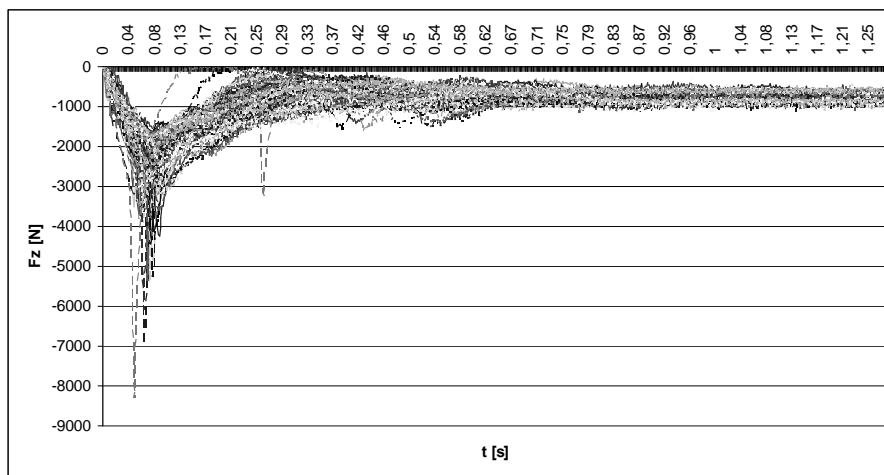
Na podstawie danych zapisanych w stacji roboczej systemu VICON, a otrzymanych z czujników platformy dynamometrycznej dla każdego pojedynczego zeskoku, utworzono w programie Vicon Polygon Authoring Tool V2.0, przebiegi czasowe poszczególnych składowych siły reakcji podłoża (F_z , F_y , F_x).

Do celów modelowania wykorzystano tylko te składowe, które występowały w równaniach modeli (F_z , F_y). Z tego powodu wybrane dwie składowe siły reakcji podłoża eksportowano do dalszych obliczeń do zewnętrznego pliku zapisanego w formacie ASCII.

Podobnie, jak w przypadku rejestracji ruchu markerów i wyznaczania przebiegów czasowych położenia wybranych punktów, także dla rejestracji sił nie wszystkie zapisane pomiary zostały uwzględnione przy wyznaczaniu przebiegów czasowych siły reakcji podłoża w poszczególnych kierunkach.

Kryteria, jakimi posługiwano się przy selekcji zarejestrowanych przebiegów były związane albo ze sposobem wykonywania zeskoku na podstawie obserwacji ruchu markerów, albo z charakterem przebiegu otrzymanego z platformy dynamometrycznej na podstawie porównania z innymi przebiegami.

Po dokonaniu selekcji utworzono wykresy zbierające wszystkie przebiegi pionowej składowej siły reakcji podłoża osobno dla poszczególnych wysokości zeskoku (Rys. 93).



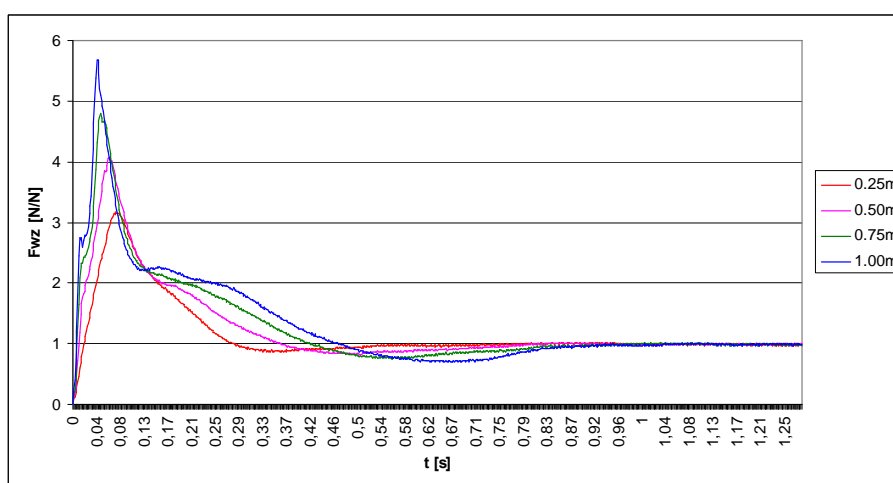
Rys. 93. Wszystkie zarejestrowane przebiegi czasowe pionowej siły reakcji podłoża dla wysokości zeskoku wynoszącej 0.25m

Wszystkie przebiegi czasowe siły reakcji podłoża w dwóch kierunkach (F_z , F_y) i dla każdej wysokości pozostawione po dokonaniu selekcji, zostały odwrócone względem osi czasu (zmiana znaku wynikająca ze zmiany zwrotu), zgodnie z później przedstawionymi założeniami przyjętymi dla modelowania.

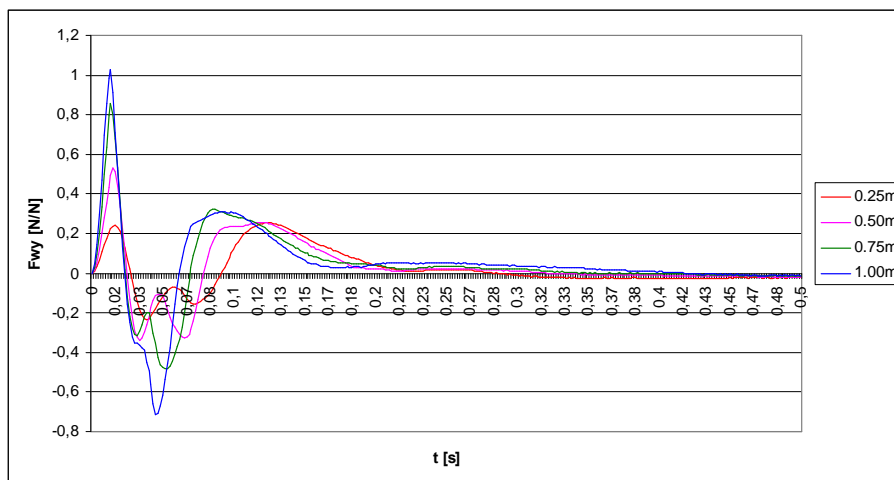
Ponieważ wartość siły reakcji była zależna od masy skaczącego, w celu porównania wyników, a w konsekwencji obliczenia średniej arytmetycznej dla wszystkich zeskoków, przeliczono następnie uzyskane wartości sił na wartości względne w obu kierunkach (F_{wz} , F_{wy}), czyli unormowano dane względem ciężaru ciała.

Ilość dokonanych przeliczeń dla wszystkich przebiegów (dwa kierunki) wynosiła tyle ile przebiegów pozostawiono po selekcji, czyli 882 (po 441 dla każdego kierunku), przy czym dla danej osoby wykonującej zeskoki dzielono każdą wartość siły reakcji przez tą samą liczbę – wartość siły ciężkości ciała (ciężar).

Dla tak przygotowanych danych wyznaczono następnie przebiegi czasowe średnich arytmetycznych względnej siły reakcji podłoża w dwóch kierunkach (F_{wz} , F_{wy}), osobno dla każdej wysokości zeskoku (Rys. 94).



a)



b)

Rys. 94. Przebiegi czasowe średnich arytmetycznych względnej siły reakcji podłoża dla wszystkich wysokości zeskoku, w dwóch kierunkach: (a) pionowym OZ i (b) podłużnym OY

Zarówno dla składowej pionowej siły względnej reakcji podłoża (F_{wz}), jak i dla składowej poziomej (F_{wy}) wraz ze wzrostem wysokości zeskoku, następowało zwiększenie wartości ekstremum, a także wydłużenie czasu powrotu krzywej $F_{wz}(t)$ oraz $F_{wy}(t)$ do linii zera, czyli dłużej trwała ogólnie rozumiana amortyzacja zeskoku (Rys. 94).

Wykonane badania doświadczalne pozwoliły na opracowanie i przygotowanie do celów modelowania zarówno przebiegi czasowe siły względnej reakcji podłoża uzyskanej z platformy dynamometrycznej, jak i przebiegów czasowych położenia dla każdego punktu wyznaczonych z rejestracji ruchu markerów. Dodatkowo na podstawie rejestracji ruchu markerów oraz wykonanych pomiarów antropometrycznych, możliwe było obliczenie długości członów i uzyskanie przebiegów czasowych kątów związanych ze stawami kończyn dolnych.

7. Budowa modeli teoretycznych

Założenia upraszczające rozpatrywanych modeli przyjmowano analogicznie do dotychczas proponowanych rozwiązań w zakresie badań i symulacji zeskoków człowieka. Podstawowym założeniem było możliwie najprostsze przedstawienie złożonej struktury mięśniowo-szkieletowej całego ciała człowieka, a następnie jej rozbudowywanie poprzez stopniowe wyodrębnianie kolejnych elementów masowych.

Przechodzenie od prostych do złożonych struktur powodowało z jednej strony komplikację obliczeń modelowych i symulacji, z drugiej zaś przybliżenie modelu do rzeczywistego obiektu badanego, a więc lepszą zgodność modelu mechanicznego z organizmem żywym i w przypadku podobieństwa wyników możliwość dokonania oceny sposobu działania poszczególnych elementów mięśniowo-kostnych u człowieka na podstawie symulacji modelowych.

Ogólne założenia przyjęte dla opracowanych modeli dotyczyły:

- uproszczenie struktury mechanicznej, poprzez pominięcie niektórych stopni swobody,
- założenie, że parametry są stałe w czasie (za wyjątkiem przypadku o zmiennych parametrach),
- ograniczenie wymiarowości (modele odpowiednio jedno- i dwu-wymiarowe),
- uproszczenie struktury kinematycznej (założenie, że osie obrotu są stałe – model płaski),
- założenie sztywności członów modelu,
- pominięcie tarcia, oporów ruchu i wpływu modelu na środowisko,
- masy członów skupione w środkach mas,
- stosowanie w obliczeniach wartości dyskretnych w miejsce układu ciągłego.

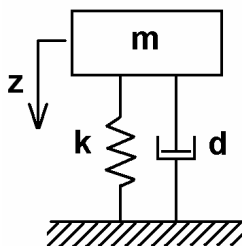
Dla przyjętych a priori modeli jednoosiowych lub płaskiego, zgodnie z założoną strukturą układano równania ruchu. Następnie na podstawie przebiegów różnych wielkości (dynamicznych, kinematycznych, geometrycznych) uzyskanych z pomiarów, po podstawieniu zgromadzonych danych zapisanych w postaci wartości dyskretnych do ułożonych równań, starano się wyznaczyć parametry modelu.

7.1. Modele jednoosiowe

Celem opracowania własnych modeli jednoosiowych na wzór spotykanych dotychczas w literaturze było porównanie wyników uzyskanych na podstawie zarejestrowanych własnych danych pomiarowych i symulacji z wynikami opisanymi przez innych badaczy, a także zbadanie możliwości utworzenia i poprawy metod identyfikacji parametrów występujących w modelach.

7.1.1. Model 1-masowy

Struktura modelu składała się z jednej masy skupionej połączonej z podłożem za pomocą dwóch elementów równoległych: jednej sprężyny i jednego tłumika (Rys. 95).



Rys. 95. Schemat struktury jednoosiowego modelu 1-masowego

Wartość przyjętej masy odpowiadała masie całego ciała człowieka, natomiast układ sprężyna-tłumik modelowały hamujące działanie mięśni kończyn dolnych występujące podczas amortyzacji zeskoku.

Równanie ruchu masy wzdłuż osi OZ miało postać:

$$m \cdot \ddot{z} = -d \cdot \dot{z} - k \cdot z + m \cdot g \quad (1)$$

gdzie: \ddot{z} – przyspieszenie masy m , \dot{z} – prędkość masy m , z – przemieszczenie masy m , d – współczynnik tłumienia, k – współczynnik sprężystości, g – przyspieszenie ziemskie.

Postać powyższa wynikała z przyjęcia założenia, iż jako dodatni oznaczany był zwrot wektora położenia skierowany w dół (Rys. 95).

Równanie (1) rozwiązano analitycznie otrzymując przebieg położenia $z(t)$ i prędkości $\dot{z}(t)$:

$$z(t) = C_1 \cdot e^{r_1 \cdot t} + C_2 \cdot e^{r_2 \cdot t} + \frac{m \cdot g}{k} \quad (2)$$

$$\dot{z}(t) = C_1 \cdot r_1 \cdot e^{r_1 \cdot t} + C_2 \cdot r_2 \cdot e^{r_2 \cdot t} \quad (3)$$

Współczynniki występujące w równaniach (2) i (3) wyznaczono z równania charakterystycznego oraz na podstawie warunków początkowych.

Po przyrównaniu wyznacznika równania charakterystycznego do zera uzyskano równanie 2-stopnia (4):

$$a_1 \cdot r^2 + a_2 \cdot r + a_3 = 0 \quad (4)$$

dla którego wyznaczono współczynniki: a_1, a_2, a_3, a_4 i pierwiastki: r_1, r_2 (5) i (6):

$$r_1 = \frac{-d - \sqrt{d^2 - 4 \cdot m \cdot k}}{2 \cdot m} \quad (5)$$

$$r_2 = \frac{-d + \sqrt{d^2 - 4 \cdot m \cdot k}}{2 \cdot m} \quad (6)$$

a na podstawie układu równań otrzymanego z podstawienia do (2) i (3) warunków początkowych dla położenia i prędkości obliczono stałe C_1 i C_2 (7):

$$(z(0), \dot{z}(0)) \Rightarrow C_1, C_2 \quad (7)$$

W chwili $t=0$, czyli w momencie odpowiadającym zetknięciu stóp z podłożem i początku rejestracji siły przyjęto, iż położenie ma wartość zero, a wartość prędkości zależy od wysokości zeskoku h :

$$\dot{z}(0) = \sqrt{2 \cdot g \cdot h} \quad (8)$$

Siła reakcji podłoża na układ sprężyna-tłumik była obliczana ze wzoru:

$$F(t) = d \cdot \dot{z} + k \cdot z \quad (9)$$

W celu porównania wyników modelowych z pomiarowymi obliczano bezwymiarową, unormowaną siłę względną Fw , jako stosunek siły wyznaczonej w (9) do ciężaru masy m :

$$F_w(t) = \frac{F(t)}{m \cdot g} \quad (10)$$

Na podstawie powyższych wzorów wartości podstawowych parametrów modelu, czyli współczynnika tłumienia d oraz współczynnika sprężystości k , można wyznaczać, korzystając z kryterium minimalizującego dowolnie wybranej ze statystyki, miary rozproszenia danych, reprezentującej odległość pomiędzy przebiegiem zmierzonym ($F_{wpom}(t) = F_{wpom}$) i wyliczonym z modelu ($F_{wmod}(t) = F_{wmod}$).

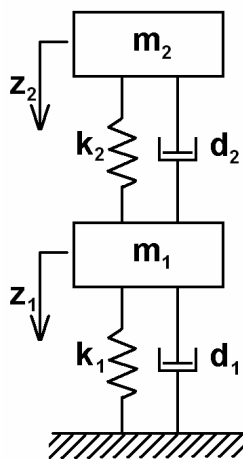
W celu znalezienia współczynników modelu można również przyjmować inne kryteria (np. wymuszenia dokładnej zgodności wartości w ekstremum lokalnym lub wymuszenia dokładnej zgodności wartości w wybranych punktach osi czasu), a także łączyć różne kryteria ze sobą lub ustalać dla nich odpowiednie wagi. Przy stosowaniu kryteriów łączonych ze sobą należy jednak liczyć się ze znacznym skomplikowaniem metod optymalizacji i wydłużeniem czasu obliczeń modelowych, niekoniecznie prowadzących do poprawy wyników i lepszej zgodności przebiegu modelowego z pomiarowym.

Do celów obliczeniowych i wyznaczania parametrów modelu w tej pracy autor wybrał kryterium minimalizujące oparte na wariancji $W(k, d)$ średniej arytmetycznej kwadratów odchyleń wartości modelowych (F_{wmod}) od średniej arytmetycznej wartości pomiarowych (F_{wpom}) dla całego czasu pomiaru liczonego od momentu zetknięcia stóp z podłożem (11):

$$W(k, d) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (F_{wmod} - F_{wpom})^2 \quad (11)$$

7.1.2. Model 2-masowy

Struktura modelu składała się z dwóch mas skupionych połączonych z podłożem i między sobą za pomocą dwóch elementów równoległych: sprężyny i tłumika (Rys. 96).



Rys. 96. Schemat struktury jednoosiowego modelu 2-masowego

Wartość przyjętej masy m_1 odpowiadała masie kończyn dolnych, masy m_2 – sumie mas: tułowia, kończyn górnych i głowy, natomiast układy sprężyna-tłumik modelowały hamujące działanie mięśni pomiędzy środkiem masy kończyn dolnych i podłożem oraz między środkiem masy górnej części ciała i środkiem masy kończyn dolnych, podczas amortyzacji zeskoku.

Równania ruchu mas wzdłuż osi OZ miały postać:

$$m_1 \cdot \ddot{z}_1 = -d_1 \cdot \dot{z}_1 - k_1 \cdot z_1 - d_2 \cdot (\dot{z}_1 - \dot{z}_2) - k_2 \cdot (z_1 - z_2) + m_1 \cdot g \quad (12)$$

$$m_2 \cdot \ddot{z}_2 = -d_2 \cdot (\dot{z}_2 - \dot{z}_1) - k_2 \cdot (z_2 - z_1) + m_2 \cdot g \quad (13)$$

gdzie: \ddot{z}_1, \ddot{z}_2 – przyspieszenia mas: m_1, m_2 ; \dot{z}_1, \dot{z}_2 – prędkości mas: m_1, m_2 ; z_1, z_2 – przemieszczenia mas: m_1, m_2 ; d_1, d_2 – współczynniki tłumienia, k_1, k_2 – współczynniki sprężystości, g – przyspieszenie ziemskie.

Podobnie, jak dla modelu 1-masowego przyjęto założenie, iż jako dodatni oznaczano zwrot wektora położenia skierowany w dół (Rys. 96).

Układ równań (12) i (13) rozwiązano analitycznie otrzymując przebiegi położeń: $z_1(t), z_2(t)$ i prędkości: $\dot{z}_1(t), \dot{z}_2(t)$:

$$z_1(t) = \sum_{i=1}^4 C_{1i} \cdot e^{r_i \cdot t} + A \quad (14)$$

$$z_2(t) = \sum_{i=1}^4 C_{2i} \cdot u_i \cdot e^{r_i \cdot t} + B \quad (15)$$

$$\dot{z}_1(t) = \sum_{i=1}^4 C_{1i} \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (16)$$

$$\dot{z}_2(t) = \sum_{i=1}^4 C_{2i} \cdot u_i \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (17)$$

Współczynniki występujące w równaniach (14)-(17) wyznaczono z równania charakterystycznego oraz na podstawie warunków początkowych.

Po przyrównaniu wyznacznika równania charakterystycznego do zera uzyskano równanie 4-stopnia (18):

$$a_1 \cdot r^4 + a_2 \cdot r^3 + a_3 \cdot r^2 + a_4 \cdot r + a_5 = 0 \quad (18)$$

dla którego wyznaczono współczynniki: a_1, a_2, a_3, a_4, a_5 i pierwiastki: r_1, r_2, r_3, r_4 , a po wykorzystaniu związków pomiędzy stałymi (19):

$$\frac{C_{1i}}{C_{2i}} = \frac{1}{u_i} \quad (19)$$

oraz na podstawie układu równań otrzymanego z podstawienia do (14)-(17) warunków początkowych dla położenia i prędkości obliczono stałe: $C_{11}, C_{12}, C_{13}, C_{14}$ (20):

$$(z_1(0), z_2(0), \dot{z}_1(0), \dot{z}_2(0)) \Rightarrow C_{11}, C_{12}, C_{13}, C_{14} \quad (20)$$

W chwili $t=0$, czyli w momencie odpowiadającym zetknięciu stóp z podłożem i początku rejestracji siły przyjęto, iż położenie ma wartość zero, a wartość prędkości zależy od wysokości zeskoku h :

$$\dot{z}_1(0) = \dot{z}_2(0) = \sqrt{2 \cdot g \cdot h} \quad (21)$$

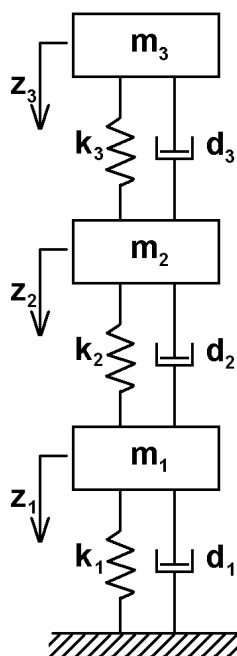
Siłę reakcji podłoża na układ sprężyna-tłumik obliczono ze wzoru:

$$F(t) = d_1 \cdot \dot{z}_1 + k_1 \cdot z_1 \quad (22)$$

Sposób obliczania bezwymiarowej, unormowanej siły względnej $F_w(t)$ oraz kryterium minimalizujące na podstawie którego wyznaczano współczynniki tłumienia: d_1, d_2 i sprężystości: k_1, k_2 przyjęto takie same, jak dla modelu 1-masowego.

7.1.3. Model 3-masowy

Struktura modelu składała się z trzech mas skupionych połączonych z podłożem i między sobą za pomocą trzech elementów równoległych: sprężyny i tłumika (Rys. 97).



Rys. 97. Schemat struktury jednoosiowego modelu 3-masowego

Wartość przyjętej masy m_1 odpowiadała sumie mas stóp i podudzi kończyn dolnych, masy m_2 – masie ud, masy m_3 – sumie mas: tułowia, kończyn górnych i głowy, natomiast układy sprężyna-tłumik modelowały hamujące działanie mięśni pomiędzy środkiem masy stóp i podudzi, a podłożem (k_1, d_1), pomiędzy środkiem masy stóp i podudzi, a środkiem masy ud (k_2, d_2) i między środkiem masy ud, a środkiem masy górnej części ciała (k_3, d_3) występujące podczas amortyzacji zeskoku.

Równania ruchu mas wzdłuż osi OZ miały postać:

$$m_1 \cdot \ddot{z}_1 = -d_1 \cdot \dot{z}_1 - k_1 \cdot z_1 - d_2 \cdot (\dot{z}_1 - \dot{z}_2) - k_2 \cdot (z_1 - z_2) + m_1 \cdot g \quad (23)$$

$$m_2 \cdot \ddot{z}_2 = d_2 \cdot (\dot{z}_1 - \dot{z}_2) + d_3 \cdot (\dot{z}_3 - \dot{z}_2) + k_2 \cdot (z_1 - z_2) + k_3 \cdot (z_3 - z_2) + m_2 \cdot g \quad (24)$$

$$m_3 \cdot \ddot{z}_3 = -d_3 \cdot (\dot{z}_3 - \dot{z}_2) - k_3 \cdot (z_3 - z_2) + m_3 \cdot g \quad (25)$$

gdzie: $\ddot{z}_1, \ddot{z}_2, \ddot{z}_3$ – przyspieszenia mas: m_1, m_2, m_3 ; $\dot{z}_1, \dot{z}_2, \dot{z}_3$ – prędkości mas: m_1, m_2, m_3 ; z_1, z_2, z_3 – przemieszczenia mas: m_1, m_2, m_3 ; d_1, d_2, d_3 – współczynniki tłumienia, k_1, k_2, k_3 – współczynniki sprężystości, g – przyspieszenie ziemskie.

Podobnie, jak dla modeli wcześniejszych przyjęto założenie, iż jako dodatni oznaczany był zwrot wektora położenia skierowany w dół (Rys. 97).

Układ równań (23)-(25) rozwiązano analitycznie otrzymując przebiegi położeń: $z_1(t), z_2(t), z_3(t)$ i prędkości: $\dot{z}_1(t), \dot{z}_2(t), \dot{z}_3(t)$:

$$z_1(t) = \sum_{i=1}^6 C_{1i} \cdot e^{r_i \cdot t} + A \quad (26)$$

$$z_2(t) = \sum_{i=1}^6 C_{1i} \cdot u_i \cdot e^{r_i \cdot t} + B \quad (27)$$

$$z_3(t) = \sum_{i=1}^6 C_{1i} \cdot u_i \cdot w_i \cdot e^{r_i \cdot t} + C \quad (28)$$

$$\dot{z}_1(t) = \sum_{i=1}^6 C_{1i} \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (29)$$

$$\dot{z}_2(t) = \sum_{i=1}^6 C_{1i} \cdot u_i \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (30)$$

$$\dot{z}_3(t) = \sum_{i=1}^6 C_{1i} \cdot u_i \cdot w_i \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (31)$$

Współczynniki występujące w równaniach (26)-(31) wyznaczono z równania charakterystycznego oraz na podstawie warunków początkowych.

Po przyrównaniu wyznacznika równania charakterystycznego do zera uzyskano równanie 6-stopnia (32):

$$a_1 \cdot r^6 + a_2 \cdot r^5 + a_3 \cdot r^4 + a_4 \cdot r^3 + a_5 \cdot r^2 + a_6 \cdot r + a_7 = 0 \quad (32)$$

dla którego wyznaczono współczynniki: $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6, a_7$ i pierwiastki: $r_1, r_2, r_3, r_4, r_5, r_6$, a po wykorzystaniu związków pomiędzy stałymi (33) i (34):

$$\frac{C_{1i}}{C_{2i}} = \frac{1}{u_i} \quad (33)$$

$$\frac{C_{2i}}{C_{3i}} = \frac{1}{w_i} \quad (34)$$

oraz na podstawie układu równań otrzymanego z podstawienia do (26)-(31) warunków początkowych dla położenia i prędkości obliczono stałe: $C_{11}, C_{12}, C_{13}, C_{14}, C_{15}, C_{16}$ (35):

$$(z_1(0), z_2(0), z_3(0), \dot{z}_1(0), \dot{z}_2(0), \dot{z}_3(0)) \Rightarrow C_{11}, C_{12}, C_{13}, C_{14}, C_{15}, C_{16} \quad (35)$$

W chwili $t=0$, czyli w momencie odpowiadającym zetknięciu stóp z podłożem i początku rejestracji siły przyjęto, iż położenie ma wartość zero, a wartość prędkości zależy od wysokości zeskoku h :

$$\dot{z}_1(0) = \dot{z}_2(0) = \dot{z}_3(0) = \sqrt{2 \cdot g \cdot h} \quad (36)$$

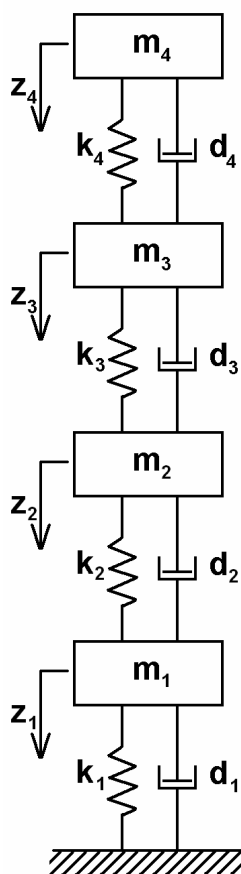
Siła reakcji podłoża na układ sprężyna-tłumik była obliczana ze wzoru:

$$F(t) = d_1 \cdot \dot{z}_1 + k_1 \cdot z_1 \quad (37)$$

Sposób obliczania unormowanej, bezwymiarowej siły względnej $Fw(t)$ oraz kryterium minimalizujące na podstawie którego wyznaczano współczynniki tłumienia: d_1, d_2, d_3 i sprężystości: k_1, k_2, k_3 przyjęto takie same, jak dla wcześniejszych modeli.

7.1.4. Model 4-masowy

Struktura modelu składała się z czterech mas skupionych połączonych z podłożem i między sobą za pomocą czterech elementów równoległych: sprężyny i tłumika (Rys. 98).



Rys. 98. Schemat struktury jednoosiowego modelu 4-masowego

Wartość przyjętej masy m_1 odpowiadała masie stóp, masy m_2 – masie podudzi, masy m_3 – masie ud, m_4 – sumie mas: tułowia, kończyn górnych i głowy, natomiast układy sprężyna-tłumik modelowały hamujące działanie mięśni pomiędzy środkiem masy stóp, a podłożem (k_1, d_1), pomiędzy środkiem masy podudzi, a środkiem masy stóp (k_2, d_2), pomiędzy środkiem masy ud, a środkiem masy podudzi (k_3, d_3) i między środkiem masy ud, a środkiem masy górnej części ciała (k_4, d_4) występujące podczas amortyzacji zeskoku.

Równania ruchu mas wzdłuż osi OZ miały postać:

$$m_1 \cdot \ddot{z}_1 = -d_1 \cdot \dot{z}_1 - k_1 \cdot z_1 - d_2 \cdot (\dot{z}_1 - \dot{z}_2) - k_2 \cdot (z_1 - z_2) + m_1 \cdot g \quad (38)$$

$$m_2 \cdot \ddot{z}_2 = d_2 \cdot (\dot{z}_1 - \dot{z}_2) + d_3 \cdot (\dot{z}_3 - \dot{z}_2) + k_2 \cdot (z_1 - z_2) + k_3 \cdot (z_3 - z_2) + m_2 \cdot g \quad (39)$$

$$m_3 \cdot \ddot{z}_3 = -d_3 \cdot (\dot{z}_3 - \dot{z}_2) - k_3 \cdot (z_3 - z_2) - d_4 \cdot (\dot{z}_3 - \dot{z}_4) - k_4 \cdot (z_3 - z_4) + m_3 \cdot g \quad (40)$$

$$m_4 \cdot \ddot{z}_4 = -d_4 \cdot (\dot{z}_3 - \dot{z}_4) - k_4 \cdot (z_3 - z_4) + m_4 \cdot g \quad (41)$$

gdzie: $\ddot{z}_1, \ddot{z}_2, \ddot{z}_3, \ddot{z}_4$ – przyspieszenia mas: m_1, m_2, m_3, m_4 ; $\dot{z}_1, \dot{z}_2, \dot{z}_3, \dot{z}_4$ – prędkości mas: m_1, m_2, m_3, m_4 ; z_1, z_2, z_3, z_4 – przemieszczenia mas: m_1, m_2, m_3, m_4 ; d_1, d_2, d_3, d_4 – współczynniki tłumienia, k_1, k_2, k_3, k_4 – współczynniki sprężystości, g – przyspieszenie ziemskie.

Podobnie, jak dla modeli wcześniejszych przyjęto założenie, iż jako dodatni oznaczany był zwrot wektora położenia skierowany w dół (Rys. 98).

Układ równań (38)-(41) rozwiązano analitycznie otrzymując przebiegi położeń: $z_1(t), z_2(t), z_3(t), z_4(t)$ i prędkości: $\dot{z}_1(t), \dot{z}_2(t), \dot{z}_3(t), \dot{z}_4(t)$:

$$z_1(t) = \sum_{i=1}^8 C_{1i} \cdot e^{r_i \cdot t} + A \quad (42)$$

$$z_2(t) = \sum_{i=1}^8 C_{1i} \cdot u_i \cdot e^{r_i \cdot t} + B \quad (43)$$

$$z_3(t) = \sum_{i=1}^8 C_{1i} \cdot w_i \cdot e^{r_i \cdot t} + C \quad (44)$$

$$z_4(t) = \sum_{i=1}^8 C_{1i} \cdot w_i \cdot o_i \cdot e^{r_i \cdot t} + D \quad (45)$$

$$\dot{z}_1(t) = \sum_{i=1}^8 C_{1i} \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (46)$$

$$\dot{z}_2(t) = \sum_{i=1}^8 C_{1i} \cdot u_i \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (47)$$

$$\dot{z}_3(t) = \sum_{i=1}^8 C_{1i} \cdot w_i \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (48)$$

$$\dot{z}_4(t) = \sum_{i=1}^8 C_{1i} \cdot w_i \cdot o_i \cdot r_i \cdot e^{r_i \cdot t} \quad (49)$$

Współczynniki występujące w równaniach (42)-(49) wyznaczono z równania charakterystycznego oraz na podstawie warunków początkowych.

Po przyrównaniu wyznacznika równania charakterystycznego do zera uzyskano równanie 8-stopnia (50):

$$a_1 \cdot r^8 + a_2 \cdot r^7 + a_3 \cdot r^6 + a_4 \cdot r^5 + a_5 \cdot r^4 + a_6 \cdot r^3 + a_7 \cdot r^2 + a_8 \cdot r + a_9 = 0 \quad (50)$$

dla którego wyznaczono współczynniki: $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6, a_7, a_8, a_9$ i pierwiastki: $r_1, r_2, r_3, r_4, r_5, r_6, r_7, r_8$, a po wykorzystaniu związków pomiędzy stałymi (51)-(53):

$$\frac{C_{1i}}{C_{2i}} = \frac{1}{u_i} \quad (51)$$

$$\frac{C_{1i}}{C_{3i}} = \frac{1}{w_i} \quad (52)$$

$$\frac{C_{3i}}{C_{4i}} = \frac{1}{o_i} \quad (53)$$

oraz na podstawie układu równań otrzymanego z podstawienia do (42)-(49) warunków początkowych dla położenia i prędkości obliczono stałe: $C_{11}, C_{12}, C_{13}, C_{14}, C_{15}, C_{16}, C_{17}, C_{18}$ (54):

$$(z_1(0), z_2(0), z_3(0), z_4(0), \dot{z}_1(0), \dot{z}_2(0), \dot{z}_3(0), \dot{z}_4(0)) \Rightarrow C_{11}, C_{12}, C_{13}, C_{14}, C_{15}, C_{16}, C_{17}, C_{18} \quad (54)$$

W chwili $t=0$, czyli w momencie odpowiadającym zetknięciu stóp z podłożem i początku rejestracji siły przyjęto, iż położenie ma wartość zero, a wartość prędkości zależy od wysokości zeskoku h :

$$\dot{z}_1(0) = \dot{z}_2(0) = \dot{z}_3(0) = \dot{z}_4(0) = \sqrt{2 \cdot g \cdot h} \quad (55)$$

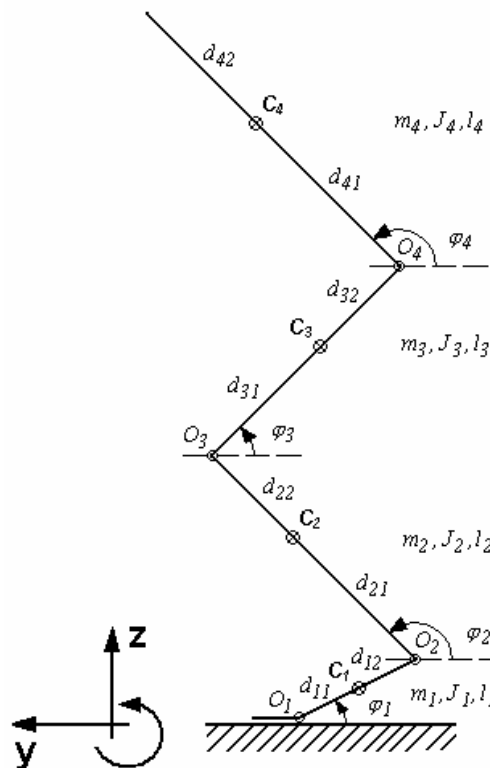
Siła reakcji podłoża na układ sprężyna-tłumik była obliczana ze wzoru:

$$F(t) = d_1 \cdot \dot{z}_1 + k_1 \cdot z_1 \quad (56)$$

Sposób obliczania unormowanej, bezwymiarowej siły względnej $F_w(t)$ oraz kryterium minimalizujące na podstawie którego wyznaczano współczynniki tłumienia: d_1, d_2, d_3, d_4 i sprężystości: k_1, k_2, k_3, k_4 przyjęto takie same, jak dla wcześniejszych modeli.

7.2. Model płaski

Struktura modelu o topologii otwartej, składała się z czterech sztywnych członów, połączonych za pomocą par obrotowych. Członki odpowiadały częściom ciała człowieka: 1 – stopy, 2 – podudzia, 3 – uda, 4 – tułów razem z głową i kończynami górnymi, pary obrotowe O_1-O_4 – stawy (Rys. 99).



Rys. 99. Schemat struktury modelu płaskiego

Na podstawie danych pomiarowych dla uśrednionych wymiarów ciała obliczono: l_i – długości członów, d_{i1} , d_{i2} – odległości środków mas C_i od końców członów, a także J_i – momenty bezwładności poszczególnych mas względem ich środków, wykorzystując wyniki badań doświadczalnych innych autorów, podobnie jak w przedstawionym modelu przyjmujących podział ciała na 4-członki (Yamaguchi, 1990; Pandy, 1990, 1995; Wojtyra, 1998; Sellers, 2004; Cheng, 2005).

Masy poszczególnych członów – m_i , a także wcześniej poszczególne masy w modelach jednoosiowych obliczono na podstawie odpowiednich współczynników (Tab. 2) przyjmowanych najczęściej w modelowaniu ciała człowieka, które zaproponował Dempster (Dempster, 1955), a zostały zaczerpnięte z publikacji Nigg'a (Nigg, 1994).

Tab. 2. Współczynniki masy dla poszczególnych modeli na podstawie Dempster'a (Dempster, 1955)

Model	współczynnik	nazwa elementu
1-masowy	1.000	całe ciało
2-masowy	0.310	stopy+podudzia+uda
	0.690	tułów+głowa+ręce
3-masowy	0.118	stopy+podudzia
	0.192	uda
4-masowy	0.690	tułów+głowa+ręce
	0.028	stopy
	0.090	podudzia
	0.192	uda
	0.690	tułów+głowa+ręce

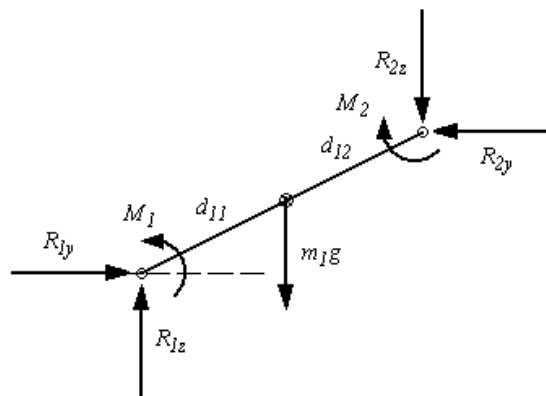
Do opisu ruchu w modelu płaskim przyjęto metodę Newtona-Eulera, zastosowaną dla każdego z członów w bezwzględnym układzie odniesienia (podstawy).

Wynikające z przyjętej metody równania ruchu dla i -tego członu miały postać:

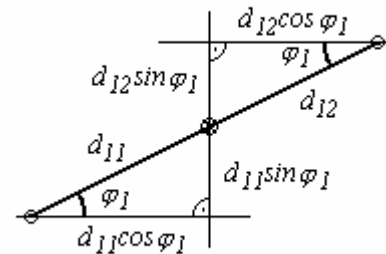
$$m_i \cdot a_{Ciy} = \sum F_{iy} \quad (57)$$

$$m_i \cdot a_{Ciz} = \sum F_{iz} \quad (58)$$

$$J_i \cdot \ddot{\phi}_i = \sum M_i \quad (59)$$



Rys. 100. Siły i momenty dla 1-członu



Rys. 101. Ramiona sił dla 1-członu

Zgodnie z układem sił i momentów (Rys. 100) dla członu 1, obliczając ramiona sił tworzących momenty (Rys. 101) oraz uwzględniając zwroty wszystkich wektorów w przyjętym układzie współrzędnych (Rys. 99) równania ruchu dla członu 1 miały postać:

$$m_1 a_{C1y} = -R_{1y} + R_{2y} \quad (60)$$

$$m_1 a_{C1z} = R_{1z} - m_1 g - R_{2z} \quad (61)$$

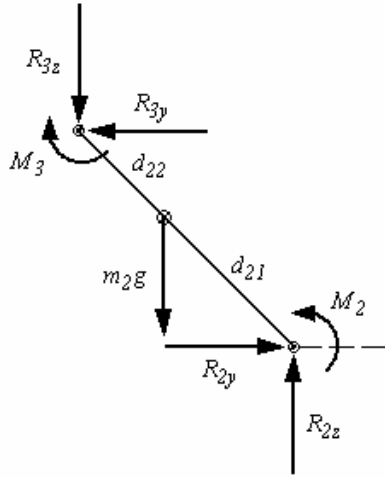
$$J_1 \ddot{\phi}_1 = M_1 - M_2 + R_{1y} d_{11} \sin \phi_1 - R_{1z} d_{11} \cos \phi_1 + R_{2y} d_{12} \sin \phi_1 - R_{2z} d_{12} \cos \phi_1 \quad (62)$$

Po wyznaczeniu przyspieszenia środka masy C_1 w przyjętym, bezwzględnym układzie odniesienia w dwóch kierunkach (Y, Z) i podstawieniu do równań (60) i (61) równania ruchu dla członu 1 przyjęły postać:

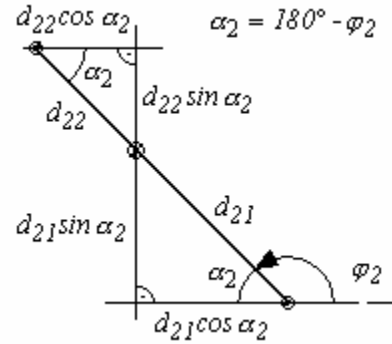
$$m_1 (\ddot{\phi}_1 d_{11} \sin \phi_1 + \dot{\phi}_1^2 d_{11} \cos \phi_1) = -R_{1y} + R_{2y} \quad (63)$$

$$m_1 (\ddot{\phi}_1 d_{11} \cos \phi_1 - \dot{\phi}_1^2 d_{11} \sin \phi_1) = R_{1z} - m_1 g - R_{2z} \quad (64)$$

$$J_1 \ddot{\phi}_1 = M_1 - M_2 + R_{1y} d_{11} \sin \phi_1 - R_{1z} d_{11} \cos \phi_1 + R_{2y} d_{12} \sin \phi_1 - R_{2z} d_{12} \cos \phi_1 \quad (65)$$



Rys. 102. Siły i momenty dla 2-członu



Rys. 103. Ramiona sił dla 2-członu

Zgodnie z układem sił i momentów (Rys. 102) dla członu 2, obliczając ramiona sił tworzących momenty (Rys. 103) oraz uwzględniając zwroty wszystkich wektorów w przyjętym układzie współrzędnych (Rys. 99) równania ruchu dla członu 2 miały postać:

$$m_2 a_{C2y} = -R_{2y} + R_{3y} \quad (66)$$

$$m_2 a_{C2z} = R_{2z} - m_2 g - R_{3z} \quad (67)$$

$$J_2 \ddot{\varphi}_2 = M_2 - M_3 + R_{2y} d_{21} \sin(180^\circ - \varphi_2) - R_{2z} d_{21} \cos(180^\circ - \varphi_2) + R_{3y} d_{22} \sin(180^\circ - \varphi_2) + R_{3z} d_{22} \cos(180^\circ - \varphi_2) \quad (68)$$

Po wyznaczeniu przyspieszenia środka masy C_2 w przyjętym, bezwzględny układzie odniesienia w dwóch kierunkach (Y, Z) i podstawieniu do równań (66) i (67) oraz wykorzystując wzory redukcyjne funkcji trygonometrycznych:

$$\sin(180^\circ - \varphi) = \sin \varphi \quad (69)$$

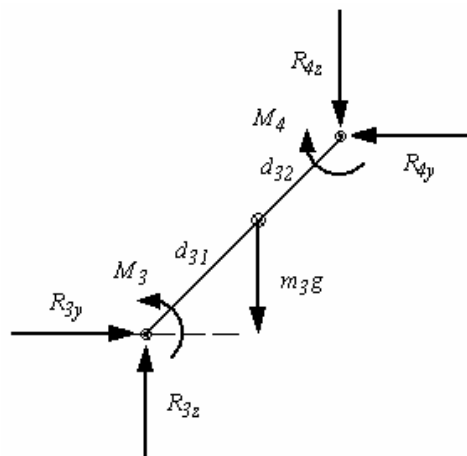
$$\cos(180^\circ - \varphi) = -\cos \varphi \quad (70)$$

równania ruchu dla członu 2 przyjęły postać:

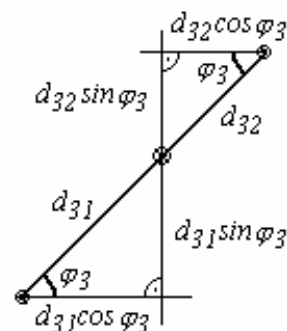
$$m_2 (\ddot{\varphi}_1 l_1 \sin \varphi_1 + \dot{\varphi}_1^2 l_1 \cos \varphi_1 + \ddot{\varphi}_2 d_{21} \sin \varphi_2 + \dot{\varphi}_2^2 d_{21} \cos \varphi_2) = -R_{2y} + R_{3y} \quad (71)$$

$$m_2 (\ddot{\varphi}_1 l_1 \cos \varphi_1 - \dot{\varphi}_1^2 l_1 \sin \varphi_1 + \ddot{\varphi}_2 d_{21} \cos \varphi_2 - \dot{\varphi}_2^2 d_{21} \sin \varphi_2) = R_{2z} - m_2 g - R_{3z} \quad (72)$$

$$J_2 \ddot{\varphi}_2 = M_2 - M_3 + R_{2y} d_{21} \sin \varphi_2 - R_{2z} d_{21} \cos \varphi_2 + R_{3y} d_{22} \sin \varphi_2 - R_{3z} d_{22} \cos \varphi_2 \quad (73)$$



Rys. 104. Siły i momenty dla 3-członu



Rys. 105. Ramiona sił dla 3-członu

Zgodnie z układem sił i momentów (Rys. 104) dla 3 członu, obliczając ramiona sił tworzących momenty (Rys. 105) oraz uwzględniając zwroty wszystkich wektorów w przyjętym układzie współrzędnych (Rys. 99) równania ruchu dla członu 3 miały postać:

$$m_3 a_{C3y} = -R_{3y} + R_{4y} \quad (74)$$

$$m_3 a_{C3z} = R_{3z} - m_3 g - R_{4z} \quad (75)$$

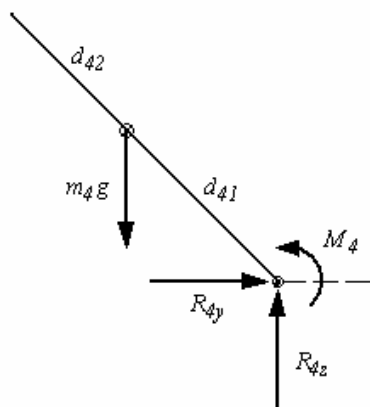
$$J_3 \ddot{\varphi}_3 = M_3 - M_4 + R_{3y} d_{31} \sin \varphi_3 - R_{3z} d_{31} \cos \varphi_3 + R_{4y} d_{32} \sin \varphi_3 - R_{4z} d_{32} \cos \varphi_3 \quad (76)$$

Po wyznaczeniu przyspieszenia środka masy C_3 w przyjętym, bezwzględny układzie odniesienia w dwóch kierunkach (Y, Z) i podstawieniu do równań (74) i (75) równania ruchu dla członu 3 przyjęły postać:

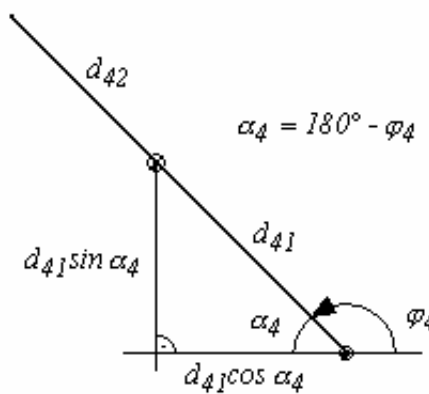
$$m_3 (\ddot{\varphi}_1 l_1 \sin \varphi_1 + \dot{\varphi}_1^2 l_1 \cos \varphi_1 + \ddot{\varphi}_2 l_2 \sin \varphi_2 + \dot{\varphi}_2^2 l_2 \cos \varphi_2 + \ddot{\varphi}_3 d_{31} \sin \varphi_3 + \dot{\varphi}_3^2 d_{31} \cos \varphi_3) = -R_{3y} + R_{4y} \quad (77)$$

$$m_3 (\ddot{\varphi}_1 l_1 \cos \varphi_1 - \dot{\varphi}_1^2 l_1 \sin \varphi_1 + \ddot{\varphi}_2 l_2 \cos \varphi_2 - \dot{\varphi}_2^2 l_2 \sin \varphi_2 + \ddot{\varphi}_3 d_{31} \cos \varphi_3 - \dot{\varphi}_3^2 d_{31} \sin \varphi_3) = R_{3z} - m_3 g - R_{4z} \quad (78)$$

$$J_3 \ddot{\varphi}_3 = M_3 - M_4 + R_{3y} d_{31} \sin \varphi_3 - R_{3z} d_{31} \cos \varphi_3 + R_{4y} d_{32} \sin \varphi_3 - R_{4z} d_{32} \cos \varphi_3 \quad (79)$$



Rys. 106. Siły i momenty dla 4-członu



Rys. 107. Ramiona sił dla 4-członu

Zgodnie z układem sił i momentów (Rys. 106) dla 4 członu, obliczając ramiona sił tworzących momenty (Rys. 107) oraz uwzględniając zwroty wszystkich wektorów w przyjętym układzie współrzędnych (Rys. 99) równania ruchu dla członu 4 miały postać:

$$m_4 a_{C4y} = -R_{4y} \quad (80)$$

$$m_4 a_{C4z} = R_{4z} - m_4 g \quad (81)$$

$$J_4 \ddot{\varphi}_4 = M_4 + R_{4y} d_{41} \sin(180^\circ - \varphi_4) + R_{4z} d_{41} \cos(180^\circ - \varphi_4) \quad (82)$$

Po wyznaczeniu przyspieszenia środka masy C_4 w przyjętym, bezwzględny układzie odniesienia w dwóch kierunkach (Y, Z) i podstawieniu do równań (80) i (81) oraz wykorzystując wzory redukcyjne funkcji trygonometrycznych (69) i (70) równania ruchu dla członu 4 przyjęły postać:

$$m_4(\ddot{\varphi}_1 l_1 \sin \varphi_1 + \dot{\varphi}_1^2 l_1 \cos \varphi_1 + \ddot{\varphi}_2 l_2 \sin \varphi_2 + \dot{\varphi}_2^2 l_2 \cos \varphi_2 + \ddot{\varphi}_3 l_3 \sin \varphi_3 + \dot{\varphi}_3^2 l_3 \cos \varphi_3 + \ddot{\varphi}_4 d_{41} \sin \varphi_4 + \dot{\varphi}_4^2 d_{41} \cos \varphi_4) = -R_{4y} \quad (83)$$

$$m_4(\ddot{\varphi}_1 l_1 \cos \varphi_1 - \dot{\varphi}_1^2 l_1 \sin \varphi_1 + \ddot{\varphi}_2 l_2 \cos \varphi_2 - \dot{\varphi}_2^2 l_2 \sin \varphi_2 + \ddot{\varphi}_3 l_3 \cos \varphi_3 - \dot{\varphi}_3^2 l_3 \sin \varphi_3 + \ddot{\varphi}_4 d_{41} \cos \varphi_4 - \dot{\varphi}_4^2 d_{41} \sin \varphi_4) = R_{4z} - m_4 g \quad (84)$$

$$J_4 \ddot{\varphi}_4 = M_4 + R_{4y} d_{41} \sin \varphi_4 - R_{4z} d_{41} \cos \varphi_4 \quad (85)$$

Równania ruchu dla wszystkich 4 członów (63-65; 71-73; 77-79; 83-85) utworzyły układ 12 równań w których za zmienne niezależne przyjęto wartości katowe (φ_1 - φ_4). Siły i momenty związane z poszczególnymi członami, przyjęto za zmienne zależne, a ponieważ ich liczba była równa liczbie równań układu (12 zmiennych), możliwe było wyznaczenie ich wartości (R_{iy}, R_{iz}, M_i) na podstawie wartości katowych:

$$R_{iy} = f(\varphi_i, \dot{\varphi}_i, \ddot{\varphi}_i) \quad (86)$$

$$R_{iz} = f(\varphi_i, \dot{\varphi}_i, \ddot{\varphi}_i) \quad (87)$$

$$M_i = f(\varphi_i, \dot{\varphi}_i, \ddot{\varphi}_i) \quad (88)$$

Pozostałe wartości wielkości fizycznych występujących w równaniach (86-88), a związane z geometrią i własnościami masowymi ciała, zostały wcześniej obliczone na podstawie danych pomiarowych.

Najbardziej interesujące z punktu widzenia modelowania były równania wyznaczające wartości momentów obrotowych w stawach (M_1 - M_4). Założono, że na wartości momentów w stawach wpływ mają współczynniki tłumienia i sprężystości liniowo zależne od wartości kąta związanego ze stawem i prędkości katowej członu położonego nad stawem:

$$M_i = d_i \dot{\varphi}_i + k_i \varphi_i \quad (89)$$

Jednym z celów modelowania było wyznaczenie dla każdego ze stawów wartości współczynników tłumienia i sprężystości, odpowiadających hamującemu działaniu mięśni podczas lądowania po zeskoku.

W celu porównania wyników modelowych z wynikami otrzymanymi z pomiarów obliczono najpierw, w oparciu o otrzymane dla modelu równania wartości momentów w stawach (M_{ipom}) na podstawie obliczonych zmian katowych. Następnie korzystając z kryterium minimalizującego wybranej miary rozproszenia danych, wyznaczono odpowiadające im wartości współczynników modelu (k, d) i obliczone na ich podstawie wartości momentów obrotowych w stawach (M_{imod}).

Do celów obliczeniowych i wyznaczania parametrów poszczególnych członów płaskiego modelu autor tej pracy wybrał, podobnie jak dla modeli jednoosiowych kryterium minimalizujące oparte na wariancji $W(k, d)$ średniej arytmetycznej kwadratów odchyłeń wartości modelowych (M_{imod}) od średniej arytmetycznej wartości pomiarowych (M_{ipom}) dla całego czasu pomiaru liczonego od zetknięcia stóp z podłożem:

$$W(k, d) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (M_{imod} - M_{ipom})^2 \quad (90)$$

8. Wyniki modelowania

W tym rozdziale zostały przedstawione wyniki modelowania dla modeli jednoosiowych i modelu płaskiego.

Obliczenia dla modeli jednoosiowych oraz dla modelu płaskiego były wykonywane w oparciu o założone wcześniej struktury, opisane w rozdziale zatytułowanym: Budowa modeli teoretycznych, przy wykorzystaniu programu Matlab (v.6.0), a dla modeli jednoosiowych dodatkowo wykorzystując pakiet do symulacji – Simulink.

8.2. Wyniki modelowania dla modeli jednoosiowych

Dla każdej struktury modeli jednoosiowych na podstawie analitycznych rozwiązań równań różniczkowych, w oparciu o dostępną literaturę poświęconą pisaniu programów i wykonywaniu obliczeń w programie Matlab (Zalewski, 2003; Brzózka, 1997; Mrozek, 1996, 1998, 2001, 2004) po wielu próbach i symulacjach ostatecznie utworzono 5 plików służących do wyznaczania parametrów modelu: plik główny oraz cztery pliki pomocnicze. Ponieważ przyjęto wcześniej cztery struktury modeli jednoosiowych utworzono w sumie 20 oddzielnych plików do wykonywania obliczeń. Dodatkowo do wyznaczania zmiennych w czasie współczynników utworzono osobno 3 pliki modelowe.

W pliku głównym wprowadzono wiele opcji wyboru, a między innymi:

- wybór wysokości zeskoku (cztery możliwości: 0.25m; 0.50m; 0.75m; 1.00m),
- wybór zasady, według której poszukiwano minimum funkcji optymalizacyjnej (1. wykorzystując porównanie wartości siły względnej z pomiarów i symulacji; 2. wykorzystując porównanie wartości położenia środków mas z pomiarów i symulacji; 3. wykorzystując równocześnie porównanie wartości siły względnej i położenia środków mas z pomiarów i symulacji według założonych wag),
- możliwość wykonania obliczeń siły względnej i położenia środków mas bez optymalizacji dla dowolnie zadanych początkowych współczynników modelu;
- wybór czasu obowiązywania wskazanej zasady (0.2s; 0.4s; 0.6s; 1.28s),
- wybór czasu obliczeń dla wyznaczonych parametrów modelu (1.28s; 2s; 4s; 16s),
- możliwość dowolnego zadania wartości początkowych współczynników sprężystości i tłumienia.

Do głównego pliku zostały wczytane przebiegi uzyskane na podstawie rejestracji ruchu i sił. Następnie zostały obliczone wartości początkowe położenia oraz prędkości środków mas, a także wartości poszczególnych mas uzyskane na podstawie współczynników Dempstera (1955). Ponieważ dane pomiarowe mające postać wartości dyskretnych zostały zarejestrowane z różnymi częstotliwościami zapisu dla sił (600Hz) i położenia środków mas (120Hz), w pliku głównym, w celu późniejszego porównania wartości, ujednolicono częstotliwość wszystkich danych (600Hz). Wykorzystano do tego celu dostępną w programie Matlab funkcję „spline”, uzupełniającą w przebiegu brakujące wartości, według opartej na sześciennym metodzie interpolacji (Boor, 1978).

Na podstawie przebiegów czasowych położenia środków mas w pliku głównym, zostały obliczone rzeczywiste wysokości zeskoku, które okazały się niższe, niż założone pierwotnie (Tab. 3).

Tab. 3. Założone i rzeczywiste (przyjęte w modelowaniu) wysokości zeskoku

Założona i wykonana wysokość zeskoku [m]	Zarejestrowana rzeczywista wysokość zeskoku [m]	Przyjęta w obliczeniach modelowych wysokość zeskoku [m]	Różnica pomiędzy wysokością założoną i rzeczywistą [m]
0.25	0.1712	0.1712	0.0788
0.50	0.3873	0.3873	0.1127
0.75	0.6005	0.6005	0.1495
1.00	0.8059	0.8059	0.1941

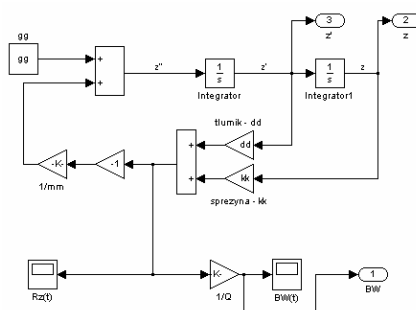
Pomimo wykonania podpórek dla stóp zgodnie z założeniami dla czterech wysokości, zarejestrowana rzeczywista wysokość zeskoku dla środka masy, liczona od maksymalnego położenia środka masy do położenia środka masy w momencie zetknięcia stóp z podłożem, okazała się dla każdego zeskoku mniejsza. Różnica pomiędzy wysokością założoną i rzeczywistą była tym większa, im z większej wysokości następował zeskok (por. Tab. 3).

Utworzone trzy pliki pomocnicze zawierały trzy różne zdefiniowane zasady optymalizacji, oparte na wariancji $W(k,d)$ średniej arytmetycznej kwadratów odchyłek wartości modelowych (F_{wmod} , z_{mod}) od średniej arytmetycznej wartości pomiarowych (F_{wpom} , z_{pom}). Dla każdej funkcji poszukiwano minimum wykorzystując wbudowaną w program Matlab funkcję „fminsearch”, opartą na metodzie Nelder-Meada (Lagarias, 1998; Zalewski, 2003), przeznaczoną dla danych funkcji zapisanych w postaci wektora (danych dyskretnych). Znalezienie minimum funkcji pozwalało wyznaczyć poszukiwane wartości parametrów modelu (k,d).

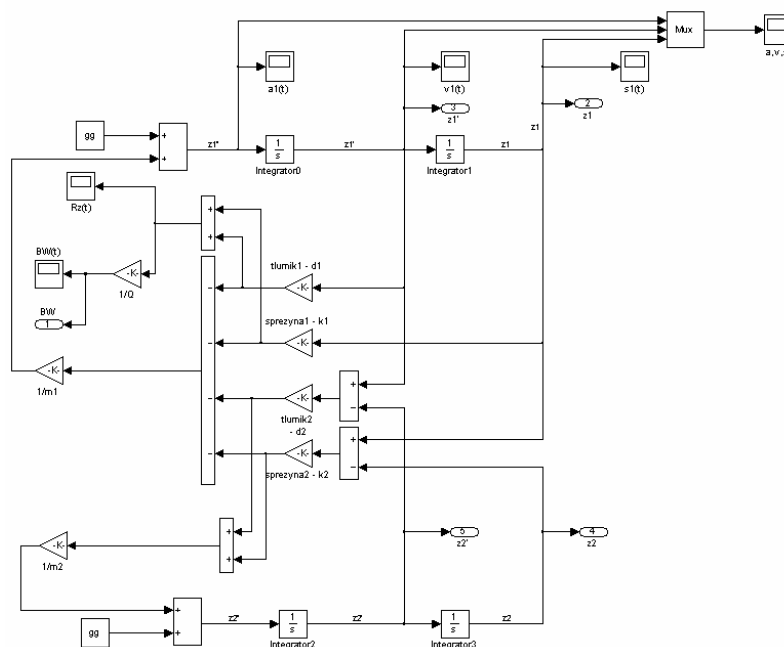
Czwarty plik pomocniczy umożliwiał wyznaczenie wartości siły względnej (F_{wmod}) i położenia środków mas (z_{mod}), na podstawie rozwiązania równań różniczkowych ruchu, wykorzystując uzyskane wcześniej z optymalizacji parametry modelu.

W pliku głównym, korzystając z obliczeń wykonanych w plikach pomocniczych dokonywano graficznego porównania obliczeń modelowych z pomiarowymi, poprzez utworzenie przebiegów czasowych siły względnej (F_{wmod} , F_{wpom}) i położenia środków mas (z_{mod} , z_{pom}).

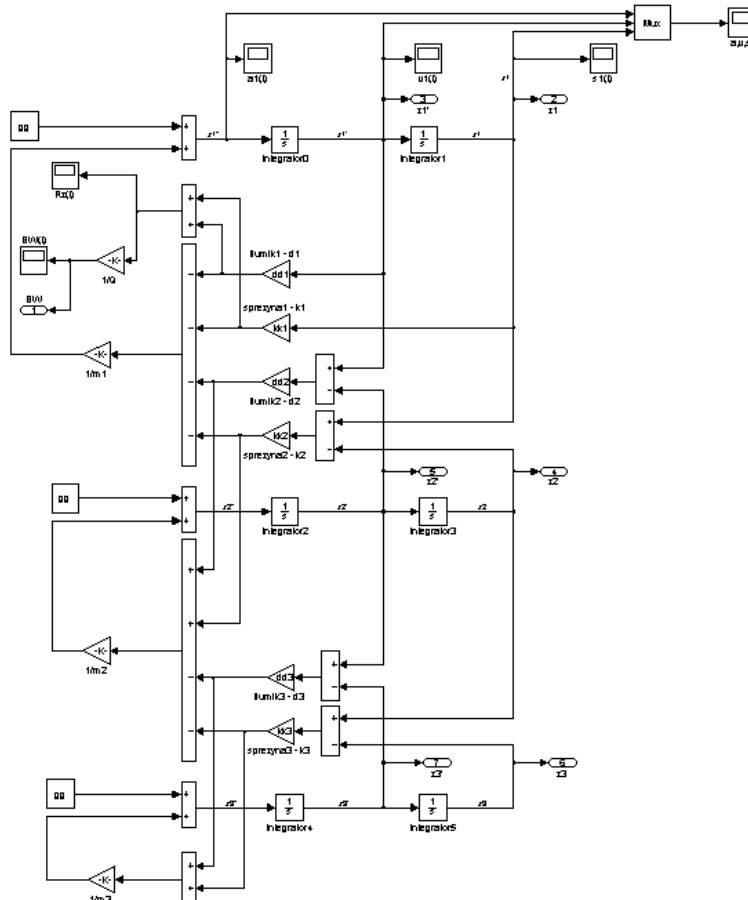
W celu weryfikacji obliczeń wykonanych w trakcie symulacji modelowych z wykorzystaniem wzorów analitycznych opisanych w rozdziale: Budowa modeli teoretycznych, zgodnie z równaniami ruchu, dla każdego z modeli jednoosiowych zbudowano również schematy blokowe w programie Simulink (Rys. 108-111).



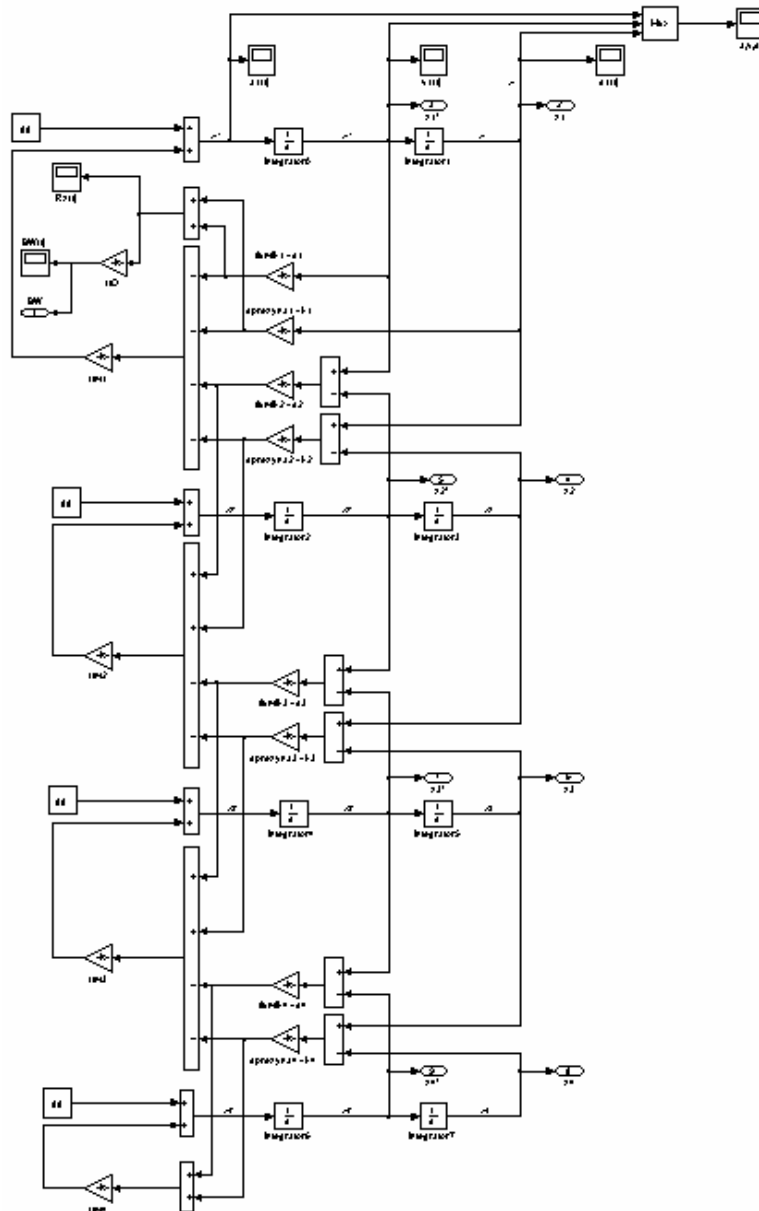
Rys. 108. Schemat blokowy wykorzystany w programie Simulink dla modelu 1-masowego



Rys. 109. Schemat blokowy wykorzystany w programie Simulink dla modelu 2-masowego



Rys. 110. Schemat blokowy wykorzystany w programie Simulink dla modelu 3-masowego



Rys. 111. Schemat blokowy wykorzystany w programie Simulink dla modelu 4-masowego

Dla każdego schematu blokowego dane wejściowe przyjęto takie same, jak dla obliczeń z wykorzystaniem równań analitycznych i obejmowały one:

- wartości mas poszczególnych elementów,
- wysokość zeskoku,
- wartości początkowe położenia i prędkości środków mas,
- wartości stałych sprężystości i tłumienia wyznaczone z symulacji (parametry modelu),
- wartość przyspieszenia ziemskiego,
- czas symulacji,
- krok symulacji odpowiadający częstotliwości rejestrowanego sygnału z platformy.

We wszystkich obliczeniach z wykorzystaniem pakietu Simulink zastosowano stałokrokowy algorytm rozwiązywania układów równań różniczkowych – „ode4”, oparty na metodzie Rungego-Kutty czwartego rzędu (Mrozek, 2004).

8.2.1. Wyniki dla modelu 1-masowego ze stałymi parametrami

Przy zastosowaniu kryterium minimalizującego opartego na wariancji $W(k,d)$ średniej arytmetycznej kwadratów odchyłań wartości modelowych (F_{wmod} , z_{mod}) od średniej

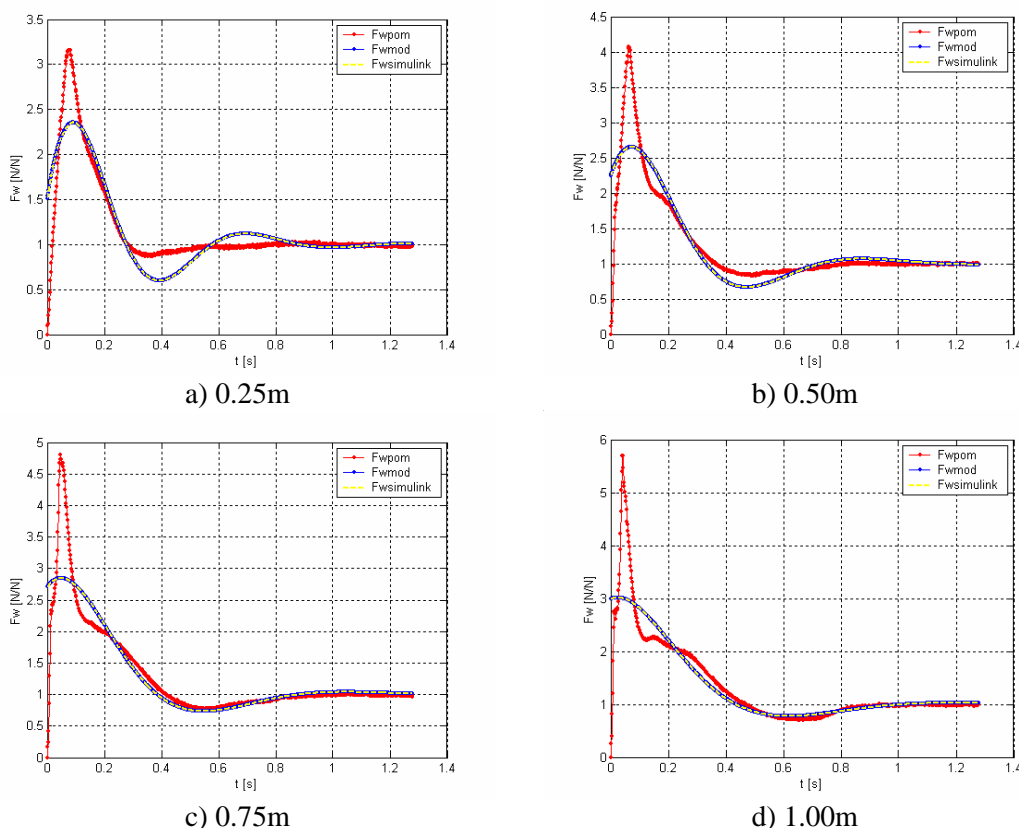
arytmetycznej wartości pomiarowych (F_{wpom} , z_{pom}) dla całego czasu pomiaru liczonego od momentu zetknięcia stóp z podłożem zostały wyznaczone parametry modelu.

Porównując wartości siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) z wartościami siły względnej uzyskanymi z modelu (F_{wmod}), wykorzystując funkcję optymalizacyjną, dla dowolnie zadawanych wartości początkowych współczynników sprężystości i tłumienia (k, d), otrzymywano za każdym razem te same wartości współczynników modelu (k, d) oraz wariancji $W(k, d)$ dla danej wysokości zeskoku (Tab. 4). Zmiana wartości początkowych współczynników nie miała więc wpływu na ich wartości końcowe, otrzymane z modelowania.

Tab. 4. Uzyskane z symulacji wartości współczynników modelu oraz wariancja – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości sił względnych (F_{wpom} , F_{wmod}) dla całego zakresu czasu pomiaru

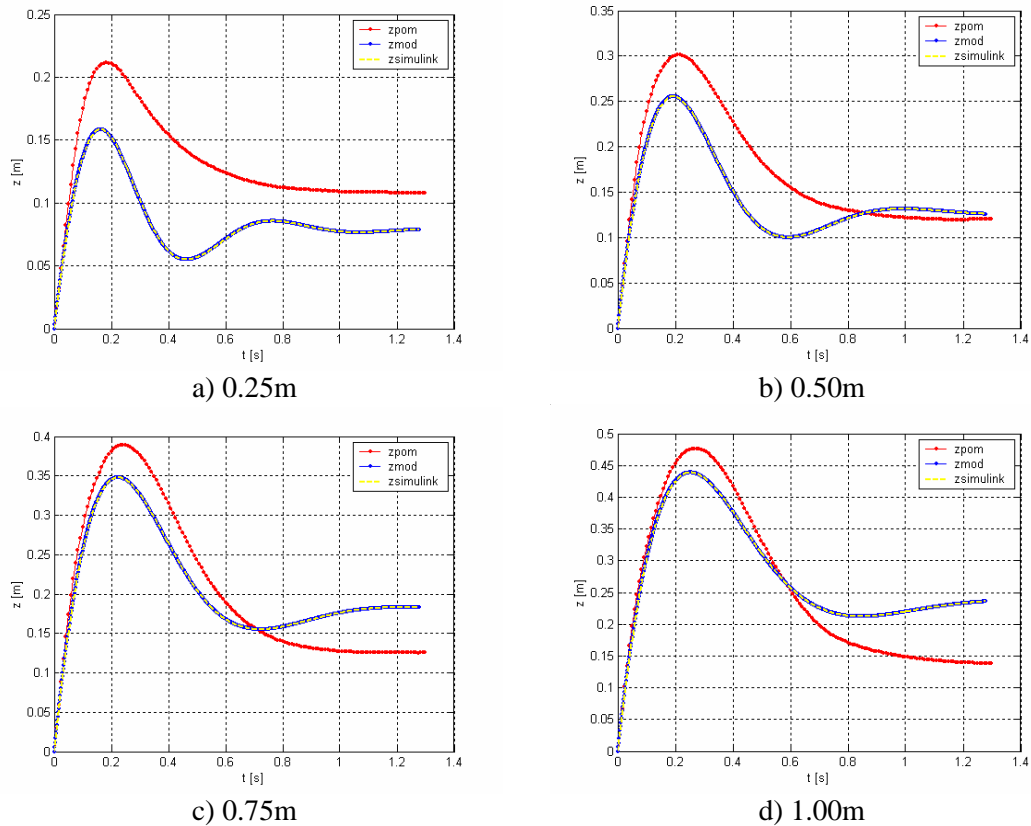
Wysokość zeskoku [m]	Wyznaczony współczynnik sprężystości - k [N/m]	Wyznaczony współczynnik tłumienia - d [Ns/m]	Wariancja
0.25	9648.2	623.78	0.058324
0.50	6006.2	617.3	0.091755
0.75	4222.2	597.59	0.12373
1.00	3225.4	569.69	0.15175

Wraz ze wzrostem wysokości zeskoku uzyskane po optymalizacji wartości współczynników zmniejszały się, wzrastała natomiast wartość wariancji. Wzrost wartości wariancji wyjaśniła analiza porównawcza przebiegów czasowych sił względnych dla poszczególnych wysokości zeskoku, na podstawie której stwierdzono, że ze wzrostem wysokości zeskoku początkowe ekstremum uzyskujące coraz większe wartości było równocześnie coraz gorzej symulowane na wykresie modelowym (Rys. 112).



Rys. 112. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości sił względnych (F_{wpom} , F_{wmod}) dla całego zakresu czasu pomiaru

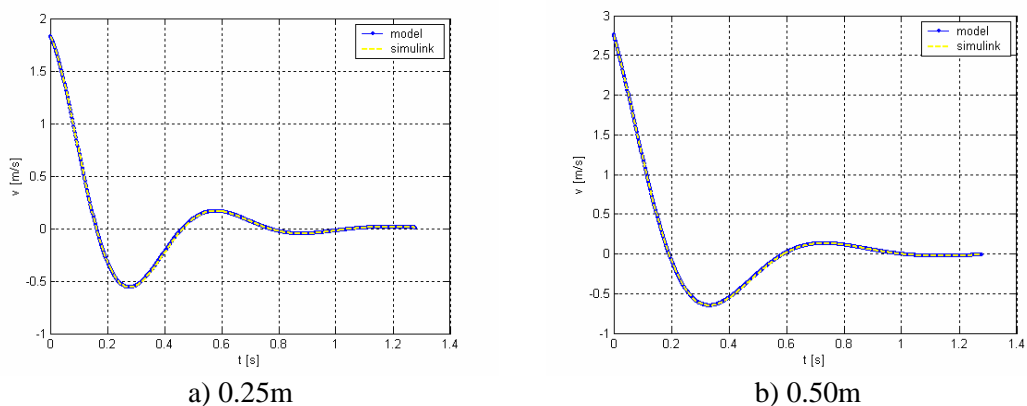
Dla wyznaczonych współczynników modelu (k, d) została również przeprowadzona analiza porównawcza przebiegów czasowych położenia środka masy pochodzących z pomiarów (z_{pom}) z przebiegami czasowymi uzyskanymi z modelu (z_{mod}), dla każdej wysokości zeskoku i dla całego zakresu czasu pomiaru (Rys. 113).

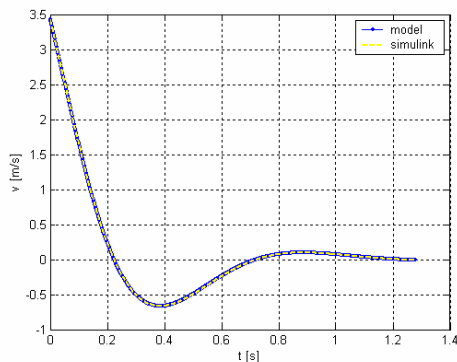


Rys. 113. Przebiegi czasowe położenia środka masy uzyskane z pomiarów (z_{pom}) i z modelu (z_{mod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości sił względnych (F_{wpom} , F_{wmod}) dla całego zakresu czasu pomiaru

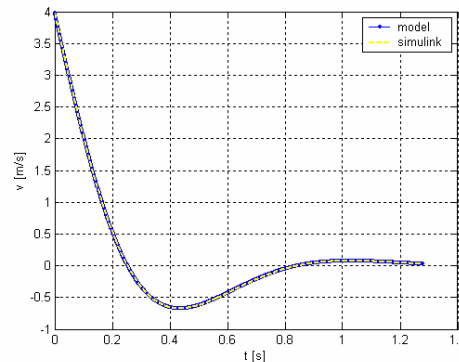
Różnice obserwowane w wartościach, a także charakterze pomiędzy przebiegami czasowymi położenia środka masy uzyskanymi z pomiarów (z_{pom}) i z modelu (z_{mod}), występowały dla każdej wysokości zeskoku, a były większe dla mniejszych wysokości zeskoku. Ponieważ w tym przypadku przeprowadzona w modelu optymalizacja była oparta jedynie na porównaniu wartości sił względnych, spodziewano się wystąpienia różnic w przebiegach czasowych i wartościach położenia środka masy.

Dla wyznaczonych współczynników modelu (k, d) została również przeprowadzona analiza porównawcza przebiegów czasowych prędkości środka masy uzyskanych z modelu (v_{mod}), dla każdej wysokości zeskoku i dla całego zakresu czasu pomiaru (Rys. 114).





c) 0.75m



d) 1.00m

Rys. 114. Przebiegi czasowe prędkości środka masy uzyskane z modelu (v_{mod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości sił względnych (F_{wpom} , F_{wmod}) dla całego zakresu czasu pomiaru

Charakter zmian prędkości dla różnych wysokości zeskoku zmieniał się nieznacznie, a najważniejsza różnica dotyczyła wartości prędkości początkowej zależnej od wysokości zeskoku.

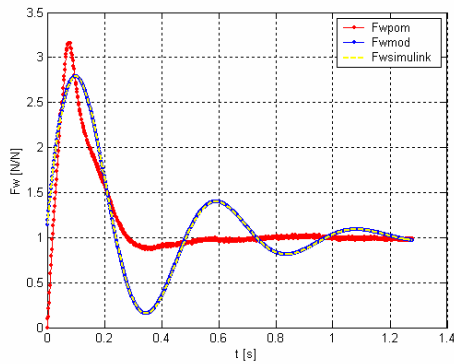
Wykorzystując opcje programu do modelowania skrócono czas obowiązywania zasady poszukiwania minimum funkcji optymalizacyjnej do 0.2s. Zamierzano w ten sposób uzyskać lepszą zgodność w początkowym zakresie zmian siły względnej w którym występowało ekstremum. Dla tak założonego czasu, wykorzystując funkcję optymalizacyjną opartą na porównaniu wartości sił względnych, wyznaczono wartości współczynników modelu (k, d) oraz wariancji $W(k, d)$ dla danej wysokości zeskoku (Tab. 5).

Tab. 5. Uzyskane z symulacji wartości współczynników modelu oraz wariancja – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości sił względnych (F_{wpom} , F_{wmod}) dla skróconego czasu optymalizacji i dla całego zakresu czasu pomiaru

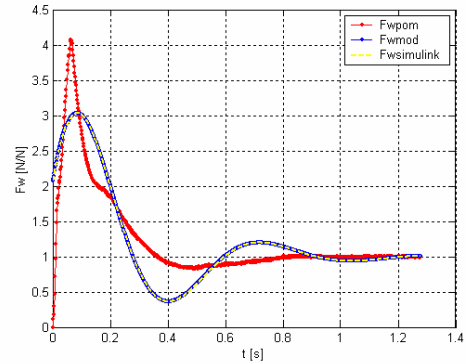
Wysokość zeskoku [m]	Wyznaczony współczynnik sprężystości - k [N/m]	Wyznaczony współczynnik tłumienia - d [Ns/m]	Wariancja
0.25	13344	471.86	0.20823
0.50	8640.5	568.01	0.47924
0.75	5610.6	605.54	0.73598
1.00	3833.4	613.37	0.90753

Wraz ze wzrostem wysokości zeskoku uzyskane po optymalizacji wartości współczynników sprężystości zmniejszały się, natomiast wartości współczynników tłumienia oraz wariancji – zwiększały się. Wartości współczynników sprężystości dla skróconego czasu optymalizacji były większe, niż uzyskane z optymalizacji dla całego zakresu czasu pomiaru i malały ze wzrostem wysokości zeskoku. Wartości współczynników tłumienia dla skróconego czasu optymalizacji były porównywalne z wartościami dla całego zakresu czasu pomiaru, chociaż wzrastały ze wzrostem wysokości zeskoku, w przeciwieństwie do uzyskanych wcześniej dla całego zakresu czasu pomiaru – dla którego malały ze wzrostem wysokości zeskoku. Wartości wariancji dla skróconego czasu optymalizacji były zdecydowanie większe, niż dla całego czasu, co świadczy o znacznie gorszym dopasowaniu przebiegu czasowego siły względnej uzyskanego z modelu do przebiegu czasowego siły względnej otrzymanego z pomiarów.

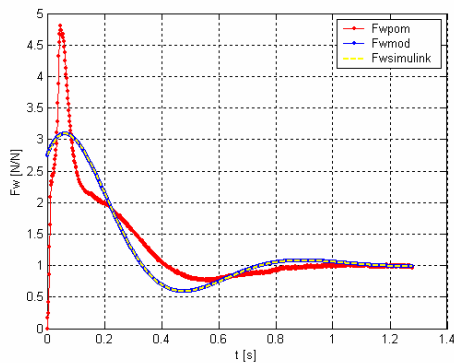
Przeprowadzona analiza porównawcza przebiegów czasowych sił względnych dla poszczególnych wysokości zeskoku, pozwoliła stwierdzić, że pomimo nieznacznego wzrostu wartości ekstremum na przebiegu modelowym siły względnej, skrócenie czasu optymalizacji nie poprawiło w znaczący sposób zgodności obu przebiegów, a różnice nadal powiększały się wraz ze wzrostem wysokości zeskoku (Rys. 115).



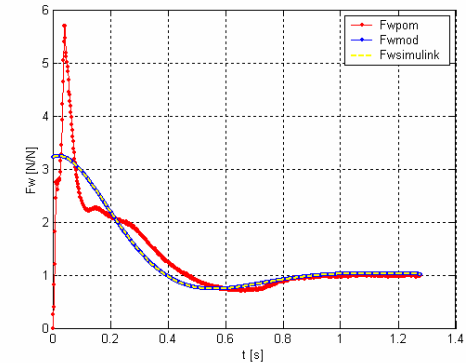
a) 0.25m



b) 0.50m



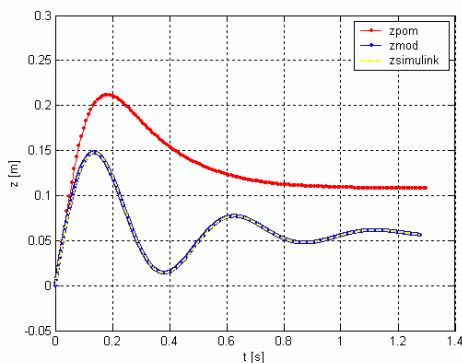
c) 0.75m



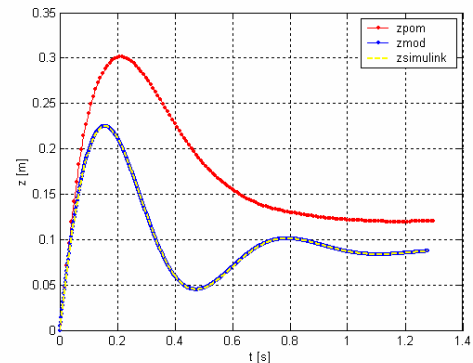
d) 1.00m

Rys. 115. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości sił względnych (F_{wpom} , F_{wmod}) dla skróconego czasu optymalizacji i dla całego zakresu czasu pomiaru

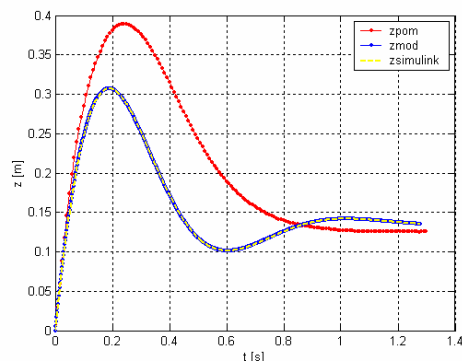
Dla wyznaczonych współczynników modelu (k, d) została przeprowadzona analiza porównawcza przebiegów czasowych położenia środka masy pochodzących z pomiarów (z_{pom}) z przebiegami czasowymi uzyskanymi z modelu (z_{mod}), dla każdej wysokości zeskoku (Rys. 116).



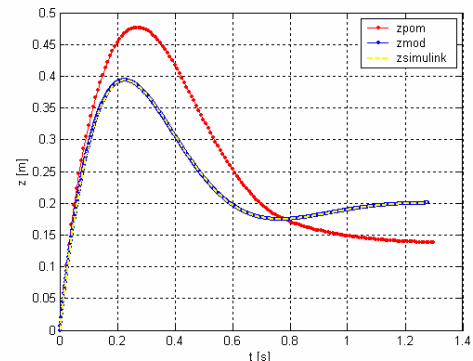
a) 0.25m



b) 0.50m



c) 0.75m



d) 1.00m

Rys. 116. Przebiegi czasowe położenia środka masy uzyskane z pomiarów (z_{pom}) i z modelu (z_{mod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości sił względnych (F_{wpom} , F_{wmod}) dla skróconego czasu optymalizacji i dla całego zakresu czasu pomiaru

Różnice obserwowane w wartościach, a także charakterze pomiędzy przebiegami czasowymi położenia środka masy uzyskanymi z pomiarów (z_{pom}) i z modelu (z_{mod}) były jeszcze większe, niż dla optymalizacji wykonanej dla całego zakresu czasu pomiaru i występowały dla każdej wysokości zeskoku. Przeprowadzona w modelu optymalizacja dla skróconego czasu porównania wartości sił względnych, nie poprawiła więc także zgodności pomiędzy przebiegami czasowymi położenia środka masy uzyskanymi z pomiarów i z modelu.

Korzystając z opcji programu do modelowania podczas kolejnej symulacji zmieniono zasadę, według której poszukiwano minimum funkcji optymalizacyjnej. Tym razem porównywano wartości położenia środka masy uzyskane z pomiarów i z symulacji. Dla tak przyjętej zasady wyznaczono wartości współczynników modelu (k, d) oraz wariancji $W(k, d)$ dla danej wysokości zeskoku (Tab. 6).

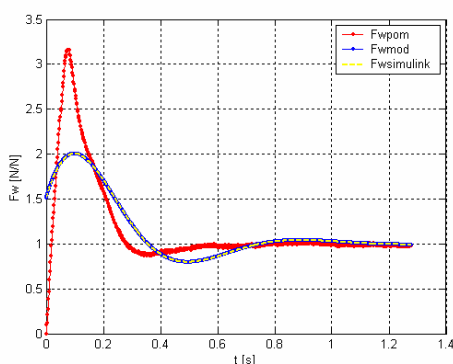
Tab. 6. Uzyskane z symulacji wartości współczynników modelu oraz wariancja – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości położenia środka masy (z_{pom}, z_{mod}) dla całego zakresu czasu pomiaru

Wysokość zeskoku [m]	Wyznaczony współczynnik sprężystości - k [N/m]	Wyznaczony współczynnik tłumienia - d [Ns/m]	Wariancja
0.25	6135.9	624.92	0.00021217
0.50	4879.5	580.41	0.00061227
0.75	4077.9	520.36	0.001382
1.00	3361.3	470.89	0.0018817

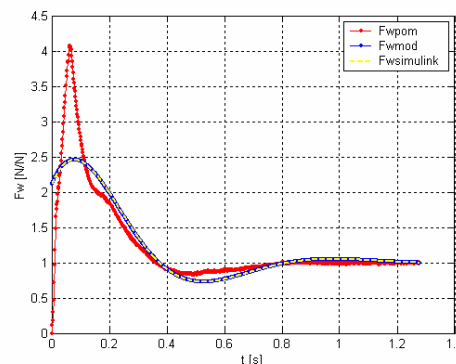
Wraz ze wzrostem wysokości zeskoku uzyskane z optymalizacji wartości współczynników zmniejszały się, natomiast wartość wariancji zwiększała się. W większości przypadków współczynniki uzyskane z optymalizacji (k, d), opartej na porównaniu wartości położenia środka masy otrzymanymi z pomiarów z wartościami uzyskanymi z symulacji były niższe, niż uzyskane analogicznie z porównania wartości sił względnych.

Wartości wariancji dla optymalizacji opartej na porównaniu położenia środka masy były zdecydowanie niższe, niż dla obliczonej na podstawie porównania wartości sił względnych, co świadczy o lepszym dopasowaniu przebiegu czasowego położenia środka masy otrzymanego z modelu do przebiegu uzyskanego z pomiarów. Należy jednak podkreślić, że wariancja w obu przypadkach wyliczana była dla innych wielkości: w pierwszym przypadku dla sił względnych, a w drugim dla położenia środka masy. Z tego powodu nie można wyciągać pochopnych wniosków o przewadze którejś z wykorzystanych zasad optymalizacji.

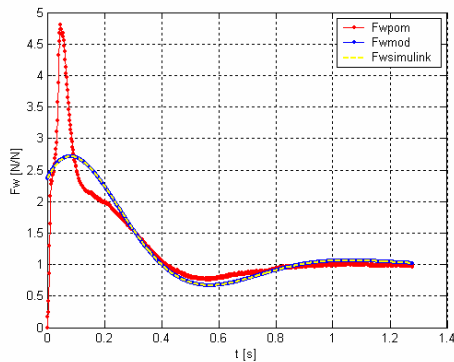
Przeprowadzona analiza porównawcza przebiegów czasowych sił względnych dla poszczególnych wysokości zeskoku, pozwoliła stwierdzić, że pomimo zastosowania optymalizacji opartej na porównaniu wartości położenia środka masy, zgodność przebiegów sił względnych była tylko nieznacznie gorsza, niż przy optymalizacji opartej na porównaniu wartości sił względnych. Najbardziej istotne różnice, podobnie jak we wcześniej stosowanych zasadach optymalizacji występowały w okolicy pierwszego ekstremum (Rys. 117).



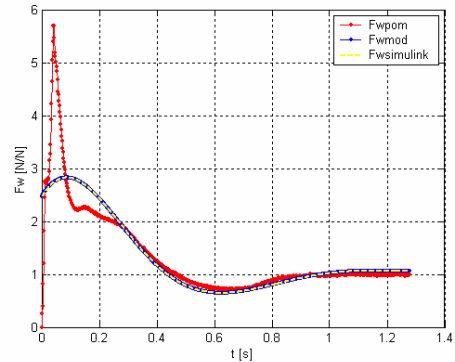
a) 0.25m



b) 0.50m



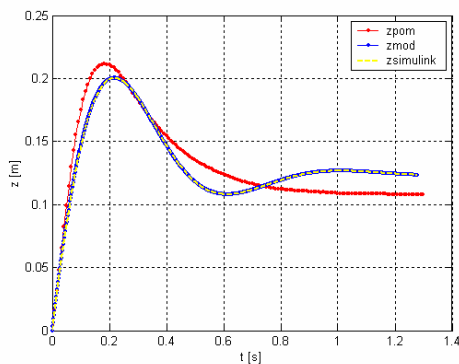
c) 0.75m



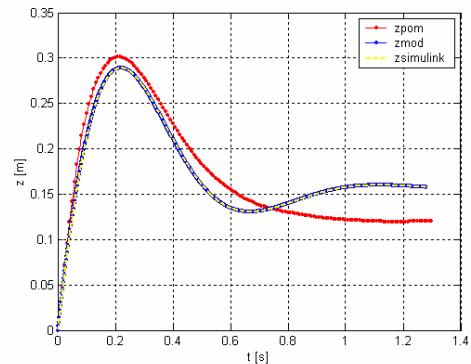
d) 1.00m

Rys. 117. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości położenia środka masy (z_{pom} , z_{mod}) dla całego zakresu czasu pomiaru

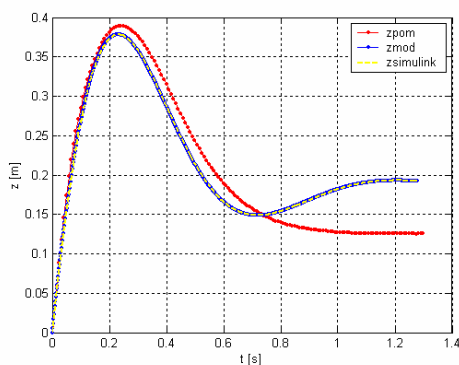
Dla wyznaczonych współczynników modelu (k, d), została przeprowadzona analiza porównawcza przebiegów czasowych położenia środka masy pochodzących z pomiarów (z_{pom}) z przebiegami czasowymi środka masy uzyskanymi z modelu (z_{mod}), dla każdej wysokości zeskoku i dla całego zakresu czasu pomiaru (Rys. 118).



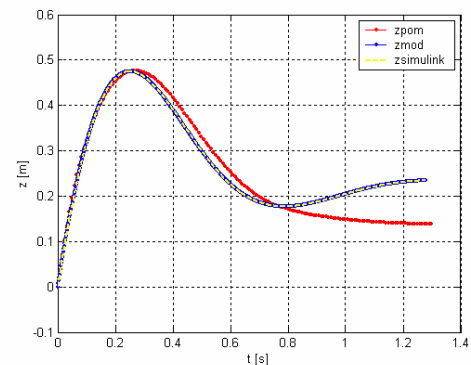
a) 0.25m



b) 0.50m



c) 0.75m



d) 1.00m

Rys. 118. Przebiegi czasowe położenia środka masy uzyskane z pomiarów (z_{pom}) i z modelu (z_{mod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości położenia środka masy (z_{pom} , z_{mod}) dla całego zakresu czasu pomiaru

Zgodnie z oczekiwaniami, dzięki zasadzie optymalizacji opartej na porównaniu wartości położenia środka masy, różnice, zarówno pomiędzy wartościami, jak i pomiędzy przebiegami położenia środka masy uzyskanymi z pomiarów (z_{pom}) i z modelu (z_{mod}), były o wiele mniejsze, niż dla optymalizacji wykonanej według wcześniejszych zasad.

Wykorzystując opcje programu do modelowania w kolejnej symulacji zmieniono zasadę, według której poszukiwano minimum funkcji optymalizacyjnej, porównując równocześnie wartości siły względnej i położenia środka masy z pomiarów i symulacji według założonych wag. Wartości wag zostały dobrane doświadczalnie, przy czym znacznie większe wartości uzyskała

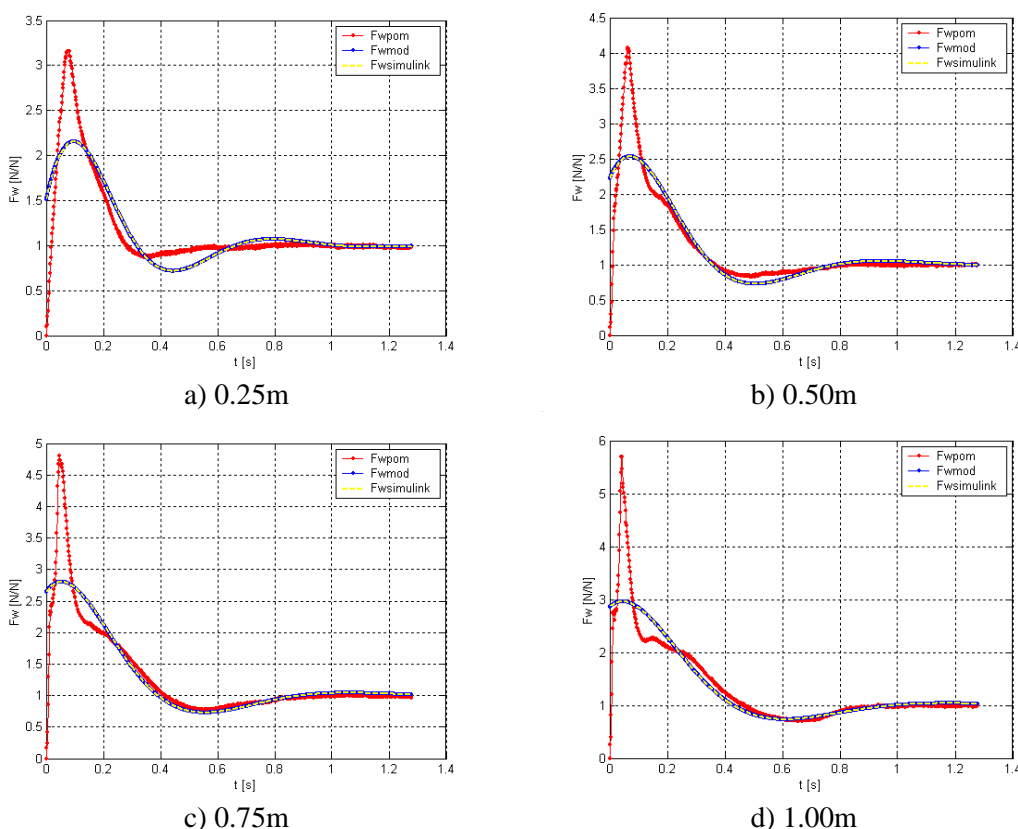
waga związana z położeniem środka masy (0.9). Dopiero przy takiej wartości wagi ujawnił się jej wpływ na poprawę zgodności przebiegu czasowego położenia środka masy otrzymanego z modelu z przebiegiem uzyskanym z pomiarów. Dla tak przyjętej zasady wyznaczono wartości współczynników modelu (k, d) oraz wariancji $W(k, d)$ dla danej wysokości zeskoku (Tab. 7).

Tab. 7. Uzyskane z symulacji wartości współczynników modelu oraz wariancja – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom}, F_{wmod}) i położenia środka masy (z_{pom}, z_{mod}) według założonych wag dla całego zakresu czasu pomiaru

Wysokość zeskoku [m]	Wyznaczony współczynnik sprężystości - k [N/m]	Wyznaczony współczynnik tłumienia - d [Ns/m]	Wariancja
0.25	7560.4	623	0.0072958
0.50	5236.1	609.92	0.010138
0.75	4130.1	583.02	0.013766
1.00	3356.3	544.92	0.017307

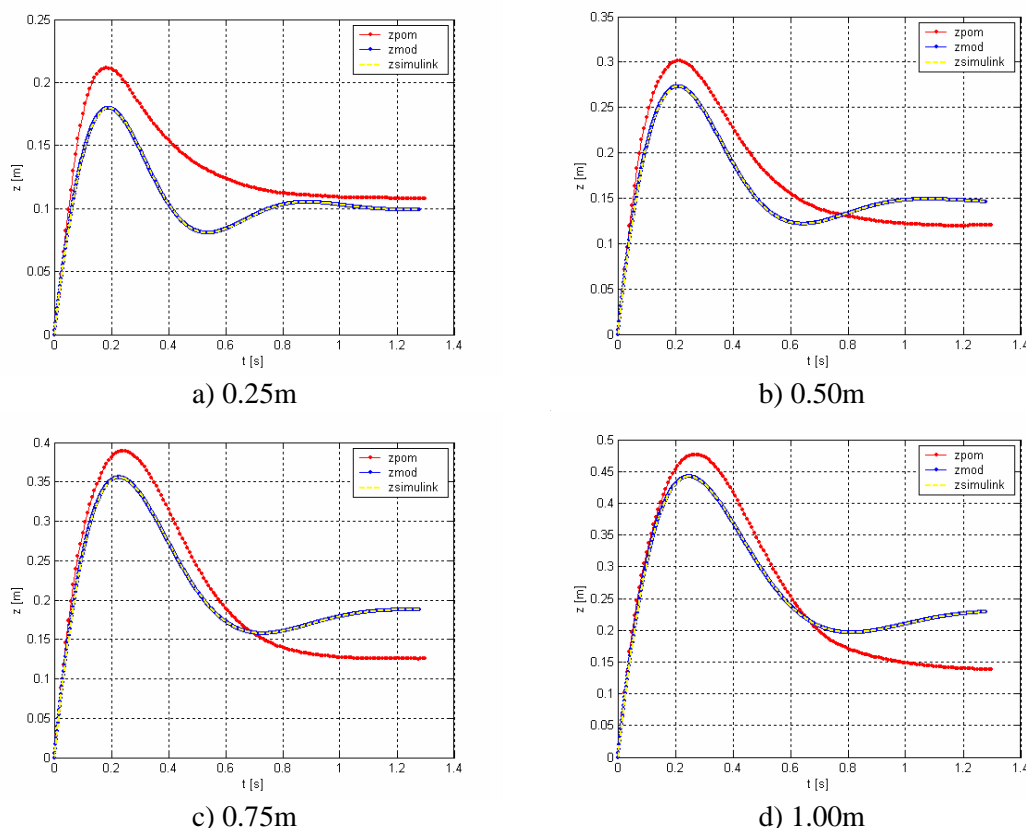
Wraz ze wzrostem wysokości zeskoku wartości współczynników uzyskane z optymalizacji zmniejszały się, natomiast wartość wariancji zwiększała się. Dla poszczególnych wysokości zeskoku, w większości przypadków współczynniki uzyskane z optymalizacji wykorzystującej wagi były niższe, niż uzyskane z porównania wartości sił względnych, ale wyższe niż z porównania położenia środka masy. Wartości wariancji dla optymalizacji wykorzystującej wagi były niższe, niż dla obliczonej na podstawie sił względnych, ale za to wyższe, niż dla wariancji uzyskanej z porównania położenia środka masy.

Na podstawie przeprowadzonej analizy porównawczej przebiegów czasowych sił względnych dla poszczególnych wysokości zeskoku, stwierdzono, że po zastosowaniu optymalizacji opartej na wykorzystaniu wag, zgodność przebiegów czasowych sił względnych uzyskanych z modelu i z pomiarów kształtowała się podobnie, jak przy optymalizacji opartej na porównaniu przebiegów czasowych sił względnych (Rys. 119).



Rys. 119. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom}, F_{wmod}) i położenia środka masy (z_{pom}, z_{mod}) według założonych wag dla całego zakresu czasu pomiaru

Dla wyznaczonych współczynników modelu (k, d) została przeprowadzona analiza porównawcza przebiegów czasowych położenia środka masy pochodzących z pomiarów (z_{pom}) z przebiegami czasowymi uzyskanymi z modelu (z_{mod}), dla każdej wysokości zeskoku i dla całego zakresu czasu pomiaru (Rys. 120).



Rys. 120. Przebiegi czasowe położenia środka masy uzyskane z pomiarów (z_{pom}) i z modelu (z_{mod}) – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom}, F_{wmod}) i położenia środka masy (z_{pom}, z_{mod}) według założonych wag dla całego zakresu czasu pomiaru

Po zastosowaniu zasady optymalizacji opartej na wykorzystaniu wag uzyskano lepszą zgodność przebiegów czasowych położenia środka masy, niż dla zasady opartej na porównaniu wartości sił względnych. Uzyskana zgodność pomiędzy przebiegami czasowymi otrzymanymi z modelu oraz z pomiarów była jednak gorsza, niż dla zasady optymalizacji, w której dobierano współczynniki na podstawie porównania wartości położenia środka masy.

Biorąc pod uwagę podobieństwo wartości ekstremum i charakteru przebiegów czasowych, zarówno dla sił względnych, jak i dla położenia środka masy, zasada optymalizacji oparta na wykorzystaniu wag okazała się najlepsza ze wszystkich stosowanych. Warto zwrócić również uwagę na stosunkowo małe wartości wariancji, uzyskane dla tej zasady w porównaniu z innymi, a obliczonej na podstawie równoczesnego porównania obu przebiegów czasowych: siły względnej i położenia środka masy. Ze względu na brak ustalonej procedury kwestię problematyczną stanowił dobór wartości obu wag oraz określenie ich wpływu na otrzymane wartości wariancji.

Poniżej przedstawiono zbiorcze zestawienie parametrów wyznaczonych z symulacji dla modelu 1-masowego, dla wszystkich zastosowanych zasad optymalizacji (Tab. 8-10).

Tab. 8. Wartości współczynnika sprężystości ($k [N/m]$) uzyskane z symulacji, w zależności od przyjętej zasady optymalizacji i wysokości zeskoku

Wysokość zeskoku [m]	Porównanie siły względnej F_w	Porównanie F_w (krótszy czas optymalizacji)	Porównanie położenia środka masy (s.m.)	Porównanie F_w i położenia s.m. (wagi)
0.25	9648.2	13344	6135.9	7560.4
0.50	6006.2	8640.5	4879.5	5236.1
0.75	4222.2	5610.6	4077.9	4130.1
1.00	3225.4	3833.4	3361.3	3356.3

Tab. 9. Wartości współczynnika tłumienia (d [Ns/m]) uzyskane z symulacji, w zależności od przyjętej zasady optymalizacji i wysokości zeskoku

Wysokość zeskoku [m]	Porównanie siły względnej F_w	Porównanie F_w (krótszy czas optymalizacji)	Porównanie położenia środka masy (s.m.)	Porównanie F_w i położenia s.m. (wagi)
0.25	623.78	471.86	624.92	623
0.50	617.3	568.01	580.41	609.92
0.75	597.59	605.54	520.36	583.02
1.00	569.69	613.37	470.89	544.92

Tab. 10. Wartości wariancji $W(k,d)$ uzyskane z symulacji, w zależności od przyjętej zasady optymalizacji i wysokości zeskoku

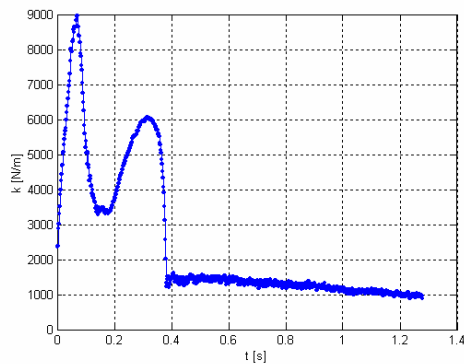
Wysokość zeskoku [m]	Porównanie siły względnej F_w	Porównanie F_w (krótszy czas optymalizacji)	Porównanie położenia środka masy (s.m.)	Porównanie F_w i położenia s.m. (wagi)
0.25	0.058324	0.20823	0.00021217	0.0072958
0.50	0.091755	0.47924	0.00061227	0.010138
0.75	0.12373	0.73598	0.001382	0.013766
1.00	0.15175	0.90753	0.0018817	0.017307

W powyższych rozważaniach zaprezentowano zasady, które wykorzystano w procedurze optymalizacji przy wyznaczaniu parametrów 1-masowego modelu. Pokazano możliwości doboru wartości współczynników, w celu uzyskania pożądanego przebiegu i wartości wyznaczanych wielkości. Nie wyczerpały one wszystkich możliwości nawet dla utworzonego w tym celu programu modelowego, a jedynie nakreśliły pewne propozycje, co do sposobów rozwiązania problemu, czyli utworzenia przejrzystej procedury optymalnego doboru współczynników modelu, według założonej struktury. Zaproponowane zasady przyjęte dla optymalizacji ukazały także pewne zalety i wady każdej z nich, opisane pokrótce powyżej przy prezentowaniu wyników otrzymanych po zastosowaniu danej zasady.

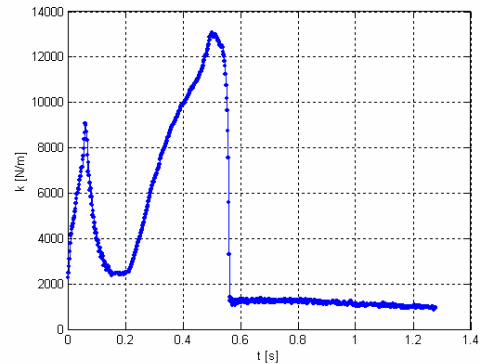
8.2.2. Wyniki dla modelu 1-masowego ze zmiennymi parametrami

W trakcie badań nad optymalnym doбором parametrów modelu w celu uzyskania jak największego podobieństwa wykresów modelowych z pomiarowymi, został opracowany plik modelowy, za pomocą którego wyznaczone współczynniki modelu mogły zmieniać swoje wartości w czasie.

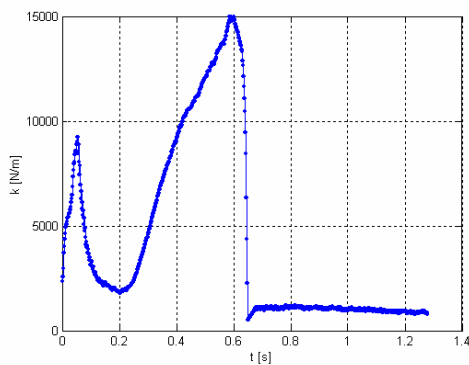
Zastosowano takie samo, jak dla obliczeń ze stałymi parametrami kryterium minimalizujące oparte na wariancji $W(k,d)$ średniej arytmetycznej kwadratów odchyłań wartości modelowych (F_{wmod}) od średniej arytmetycznej wartości pomiarowych (F_{wpom}). Do obliczeń optymalizacyjnych przyjęto początkowe wartości parametrów modelu ($k=2000N/m$; $d=500Ns/m$). Cały czas pomiaru, będący jednocześnie czasem symulacji liczony od momentu zetknięcia stóp z podłożem został podzielony na małe fragmenty, składające się z dwóch kolejnych wartości siły względnej, dla których wyznaczono stałe parametry modelu. W ten sposób uzyskano dla całego czasu pomiaru zmiany wartości współczynników modelu (k,d) w postaci dyskretnej, osobno dla poszczególnych wysokości zeskoku (Rys. 121-122).



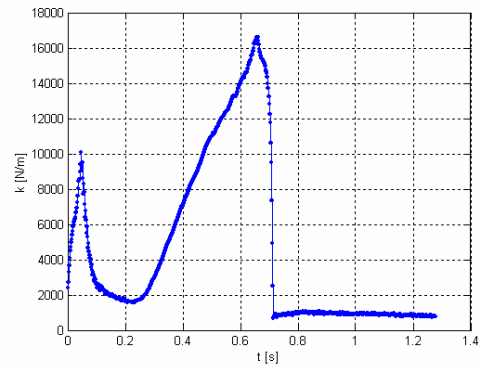
a) 0.25m



b) 0.50m



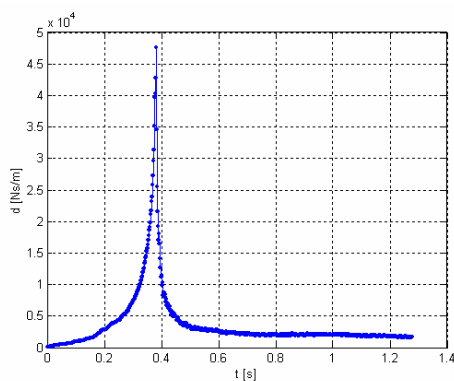
c) 0.75m



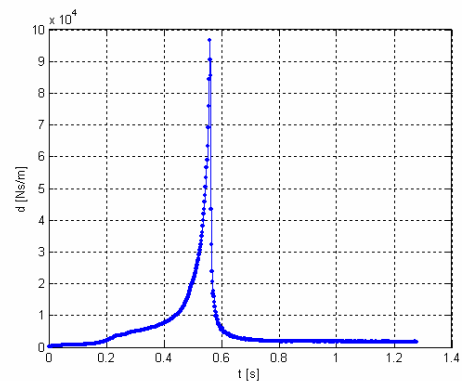
d) 1.00m

Rys. 121. Zmiany współczynnika sprężystości (k) dla poszczególnych wysokości zeskoku – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod})

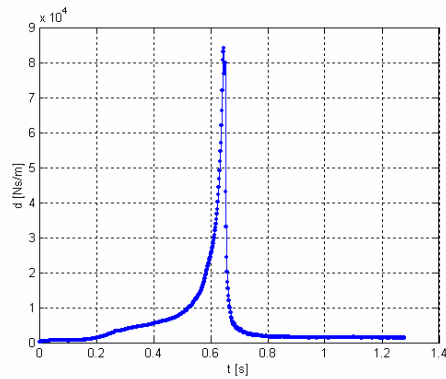
Charakter zmian współczynnika sprężystości modelu (k) przedstawiony powyżej (Rys. 121) był podobny dla wszystkich wysokości zeskoku, chociaż występowały różnice w wartościach ekstremów oraz przesunięcia na osi czasu. Wraz ze wzrostem wysokości zeskoku pierwsze ekstremum występowało wcześniej, natomiast drugie później. Obserwowano również wzrost wartości ekstremów.



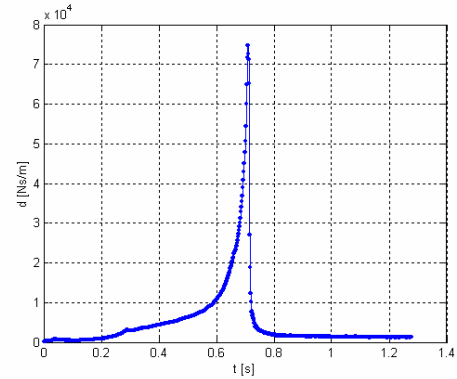
a) 0.25m



b) 0.50m



c) 0.75m

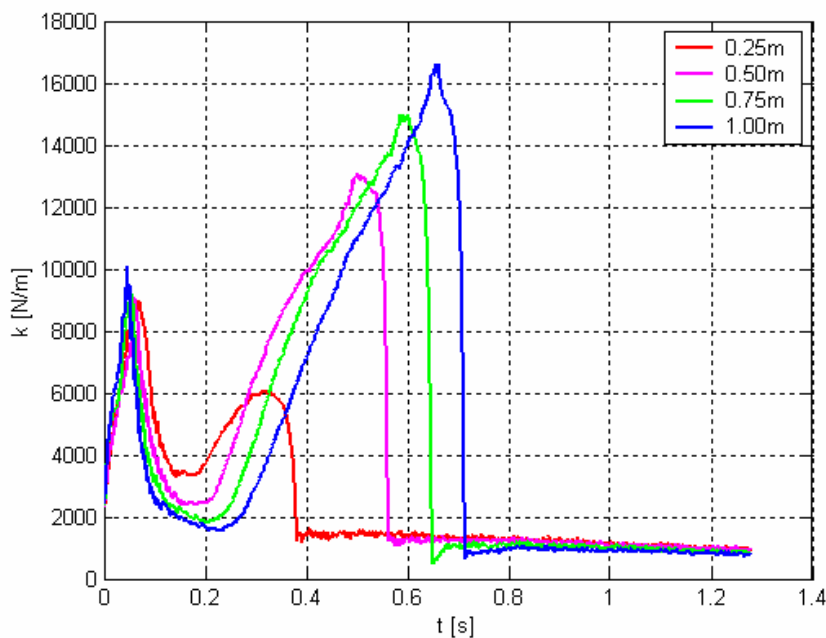


d) 1.00m

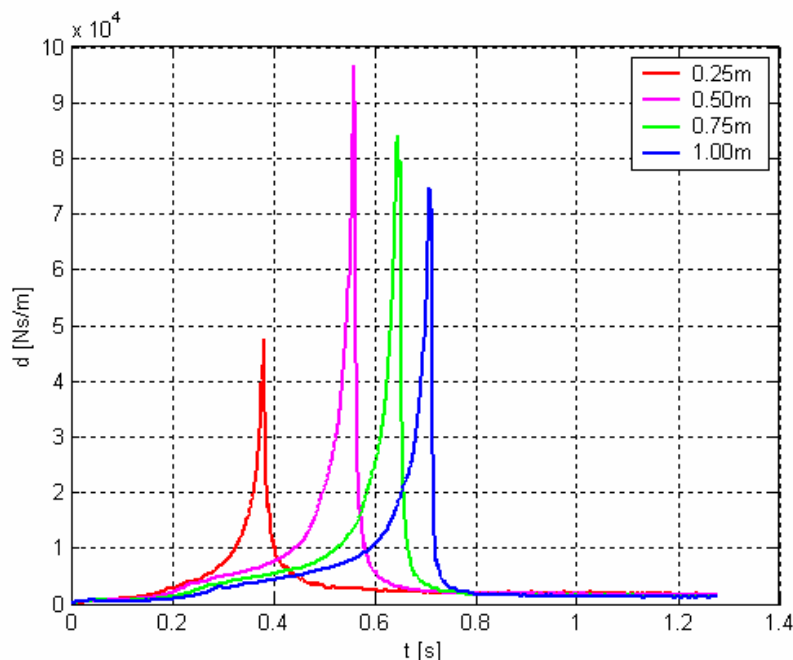
Rys. 122. Zmiany współczynnika tłumienia (d) dla poszczególnych wysokości zeskoku – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod})

Charakter zmian współczynnika tłumienia modelu (d) przedstawiony powyżej (Rys. 122) analogicznie, jak przy współczynniku sprężystości (k), był podobny dla wszystkich wysokości zeskoku, chociaż występowały różnice w wartości ekstremum oraz przesunięcia ekstremum na osi czasu. Wraz ze wzrostem wysokości zeskoku ekstremum występowało później, a jego wartość najpierw znacznie wzrosła, a następnie stopniowo malała.

Opisane powyżej zmiany i różnice występujące w charakterze przebiegów czasowych obu współczynników najlepiej pokazały wykresy porównawcze dla wszystkich wysokości zeskoku (Rys. 123-124).

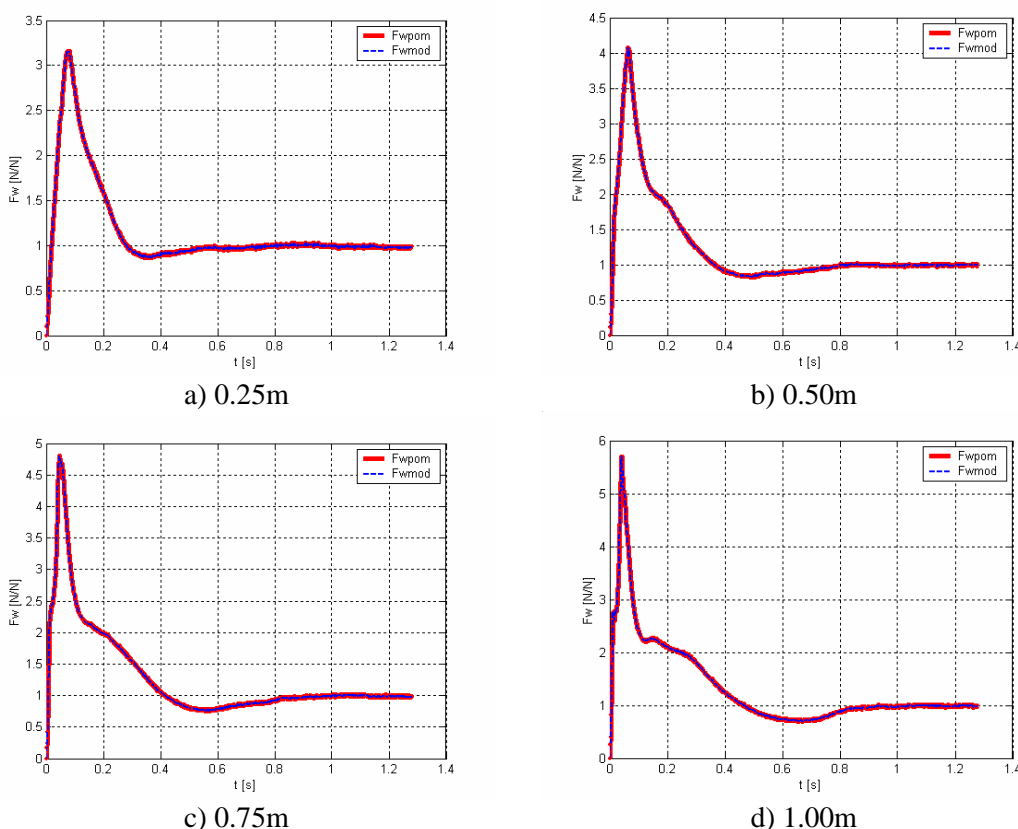


Rys. 123. Zmiany współczynnika sprężystości (k) dla poszczególnych wysokości zeskoku – wykres porównawczy



Rys. 124. Zmiany współczynnika tłumienia (d) dla poszczególnych wysokości zeskoku – wykres porównawczy

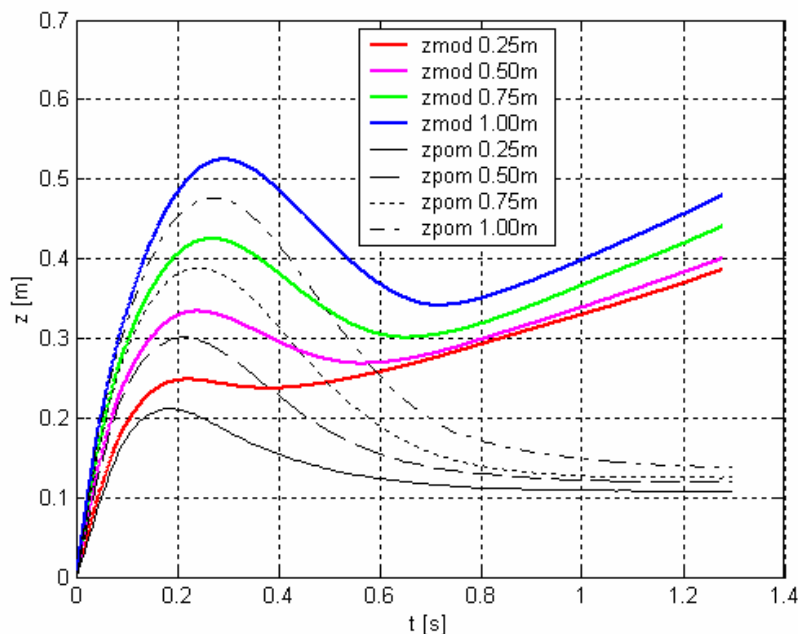
Ponieważ funkcja optymalizacyjna była oparta na porównywaniu wartości siły względnej, a współczynniki modelu (k, d) zmieniały swoją wartość w czasie, uzyskano bardzo dobrą zgodność przebiegów siły względnej (F_{wpom}, F_{wmod}) dla wszystkich wysokości zeskoku (Rys. 125).



Rys. 125. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) dla poszczególnych wysokości zeskoku – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom}, F_{wmod})

Zasada zastosowana w funkcji optymalizacyjnej przy doborze zmiennych parametrów modelu oparta na porównywaniu wartości siły względnej, nie zakładała zgodności przebiegów

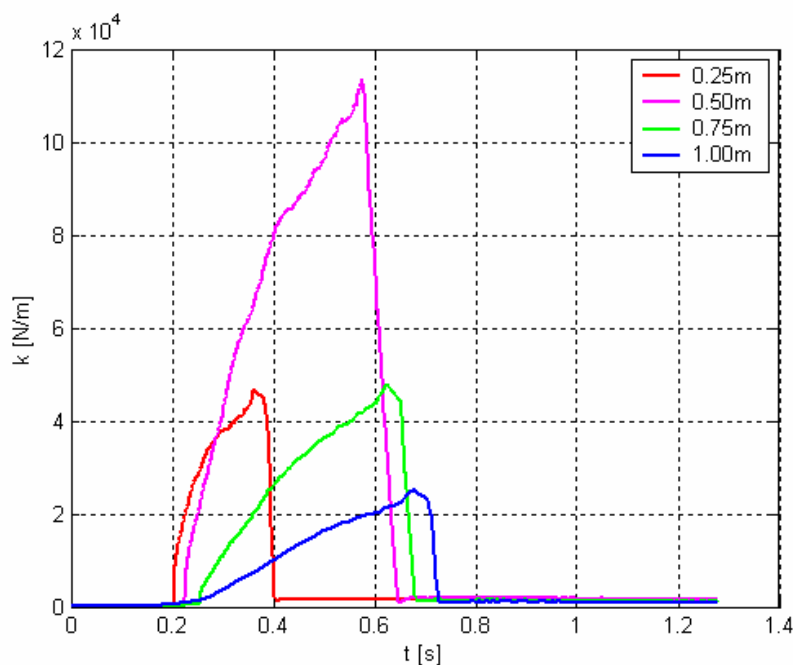
czasowych położenia środka masy (z_{pom} , z_{mod}). Zapewne z tego powodu, pomimo zgodności przebiegów czasowych siły względnej, stwierdzono znaczne różnice w przebiegach czasowych położenia środka masy (Rys. 126).



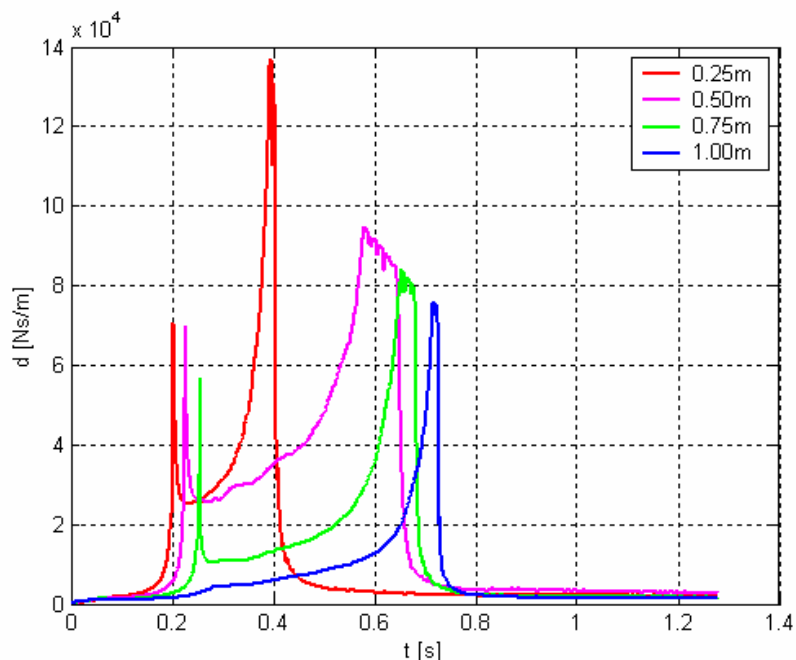
Rys. 126. Przebiegi czasowe położenia środka masy uzyskane z modelu (z_{mod}) i z pomiarów (z_{pom}) dla poszczególnych wysokości zeskoku – wykres porównawczy

Dalsze badania odsłoniły poważne niedoskonałości wykorzystywanej metody i jej dużą wrażliwość na zmianę wartości początkowych współczynników (k, d), pomimo idealnej zgodności (wartości wariancji równe zero) przebiegów czasowych siły względnej, uzyskanych z pomiarów i z modelu (F_{wpom} , F_{wmod}).

Zmiana początkowych wartości współczynników modelu (*np.* $k=0\text{N/m}$; $d=0\text{Ns/m}$) spowodowała zmianę zarówno charakteru otrzymanych przebiegów czasowych obu współczynników, jak i wartości ekstremów (Rys. 127-128).

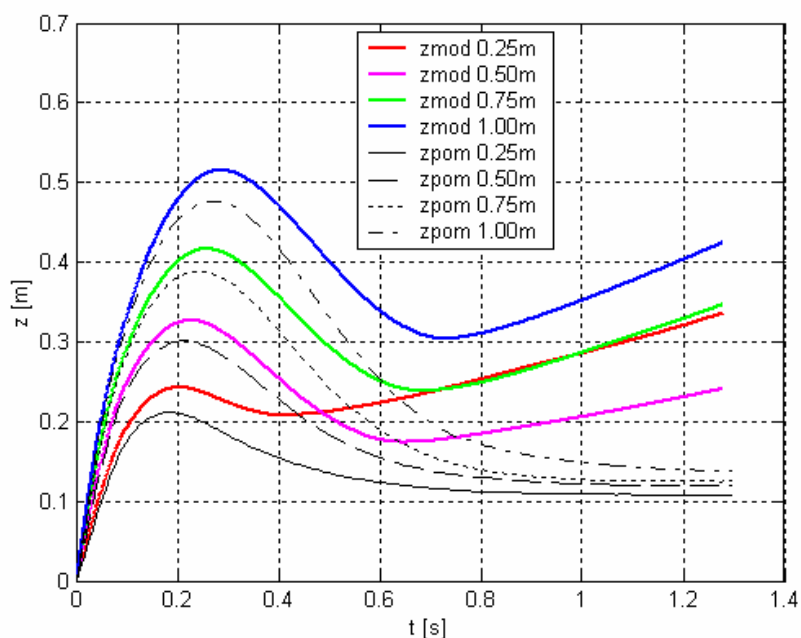


Rys. 127. Zmiany współczynnika sprężystości (k) dla poszczególnych wysokości zeskoku – wykres porównawczy (inne początkowe wartości współczynników)



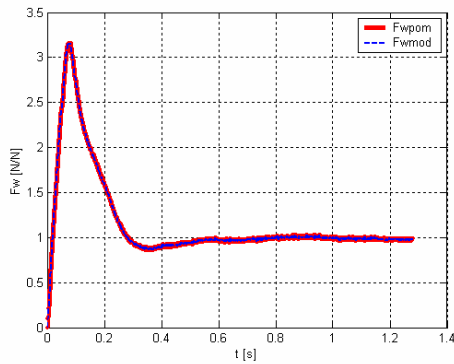
Rys. 128. Zmiany współczynnika tłumienia (d) dla poszczególnych wysokości zeskoku – wykres porównawczy (inne początkowe wartości współczynników)

Wraz ze zmianą początkowych wartości współczynników modelu, zmianom uległy również przebiegi czasowe położenia środka masy dla poszczególnych wysokości zeskoku (Rys. 129).

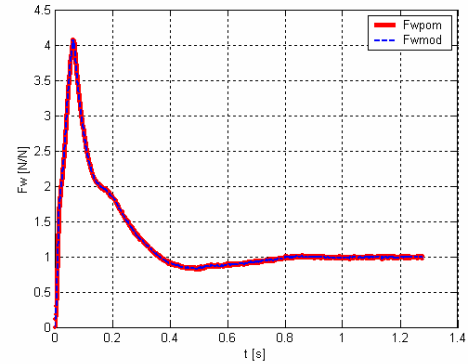


Rys. 129. Przebiegi czasowe położenia środka masy uzyskane z modelu (z_{mod}) i z pomiarów (z_{pom}) dla poszczególnych wysokości zeskoku – wykres porównawczy (inne początkowe wartości współczynników)

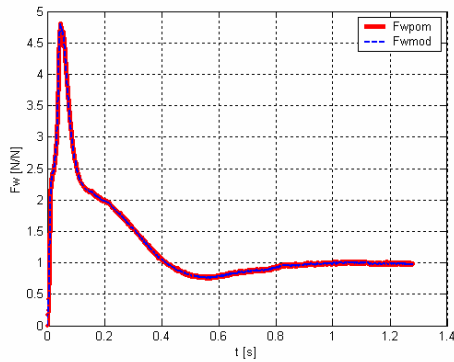
Nadal natomiast, idealną zgodność (wartości wariancji równe zero) zachowały przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów i z modelu (F_{wpom} , F_{wmod}), dla wyznaczonych, zmiennych w czasie wartości współczynników (Rys. 130).



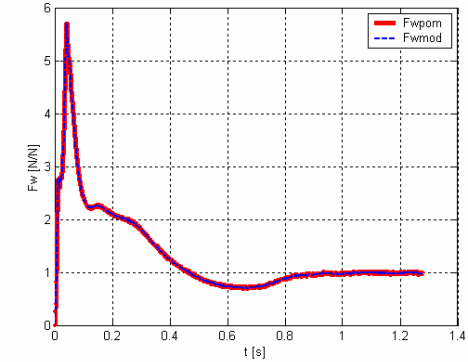
a) 0.25m



b) 0.50m



c) 0.75m

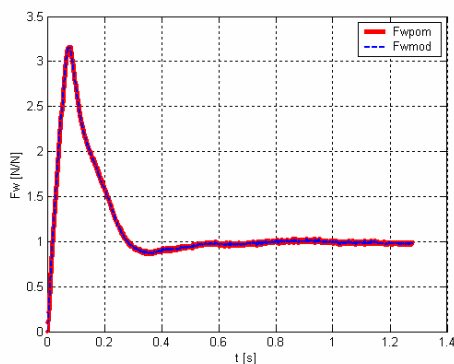


d) 1.00m

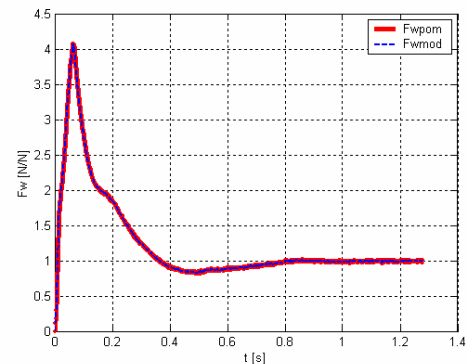
Rys. 130. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) dla poszczególnych wysokości zeskoku – inne początkowe wartości współczynników

Jak przedstawiono powyżej, procedury zawarte w programie Matlab dla funkcji optymalizacyjnej okazały się wrażliwe na początkowe wartości współczynników modelu. Każda zmiana wartości początkowych współczynników powodowała zmiany w charakterze przebiegów czasowych obu współczynników (k, d) oraz wartościach ekstremów. W niektórych przypadkach (np. dla dużych wartości początkowych parametrów modelu; $k=50000N/m$; $d=1000Ns/m$) program nie był w stanie znaleźć rozwiązania (tj. wyznaczyć współczynniki modelu) według założonego kryterium.

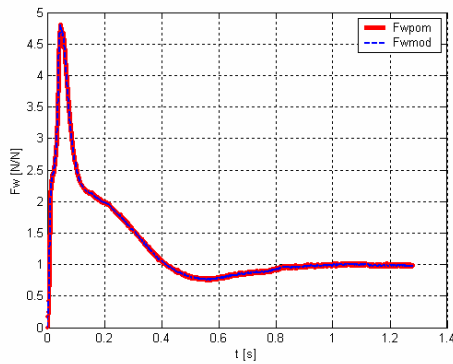
Inną ważną obserwacją dokonaną podczas badań nad doбором zmiennych w czasie współczynników modelu, była możliwość znalezienia rozwiązania, nawet przy stałej wartości jednego ze współczynników. Przykładowo, dla założonej, stałej, niewielkiej wartości współczynnika tłumienia ($d=20Ns/m$), możliwe było takie dopasowanie zmian wartości współczynnika sprężystości (k), aby przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z modelu i z pomiaru nadal idealnie się pokrywały (Rys. 131).



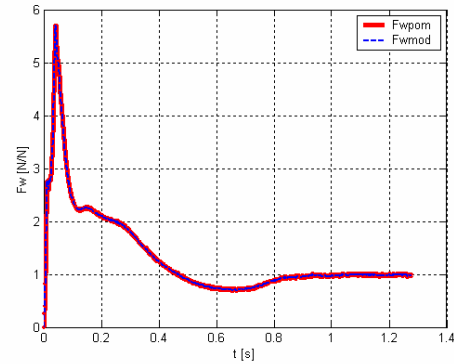
a) 0.25m



b) 0.50m



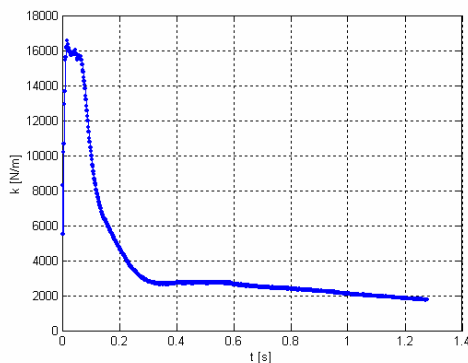
c) 0.75m



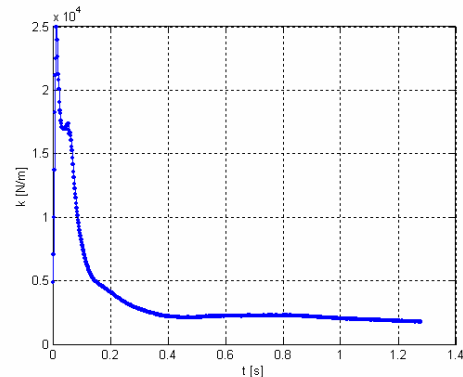
d) 1.00m

Rys. 131. Przebiegi siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) dla poszczególnych wysokości zeskoku – drugi ze współczynników miał stałą wartość ($d=20Ns/m$)

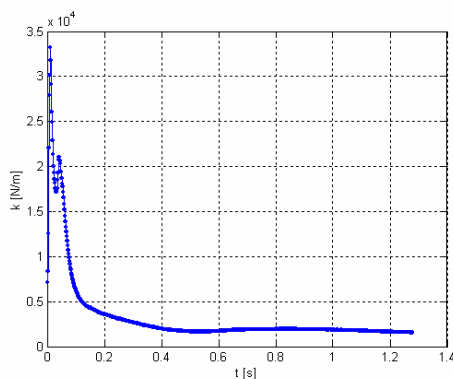
Charakter przebiegów czasowych współczynnika sprężystości (k) przy założonej, stałej wartości drugiego współczynnika ($d=20Ns/m$) ulegał zmianie, podobnie jak wartości ekstremum dla kolejnych wysokości zeskoku (Rys. 132).



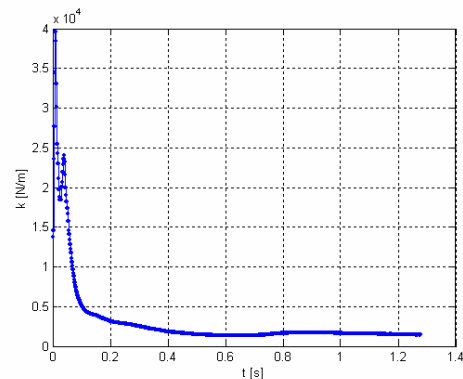
a) 0.25m



b) 0.50m



c) 0.75m



d) 1.00m

Rys. 132. Zmiany współczynnika sprężystości (k) dla poszczególnych wysokości zeskoku – drugi ze współczynników miał stałą wartość ($d=20Ns/m$)

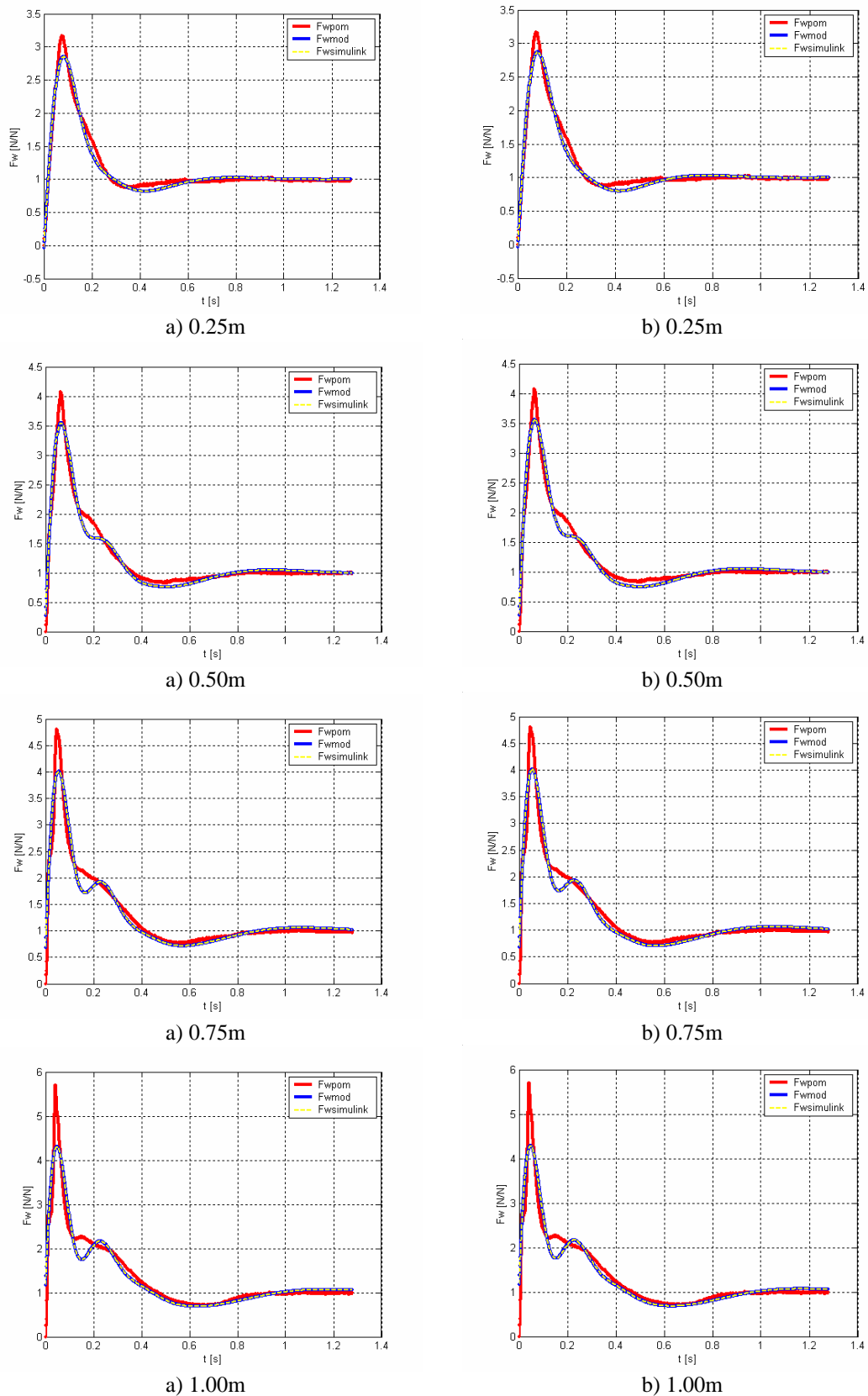
Przeprowadzona analiza przebiegów pozwoliła na stwierdzenie, że wraz ze wzrostem wysokości zeskoku wyraźnie zwiększała się wartość pierwszego ekstremum, a dla wyższych wysokości – także drugiego oraz następowały ich niewielkie przesunięcia na osi czasu.

8.2.3. Wyniki dla modelu 2-masowego ze stałymi parametrami

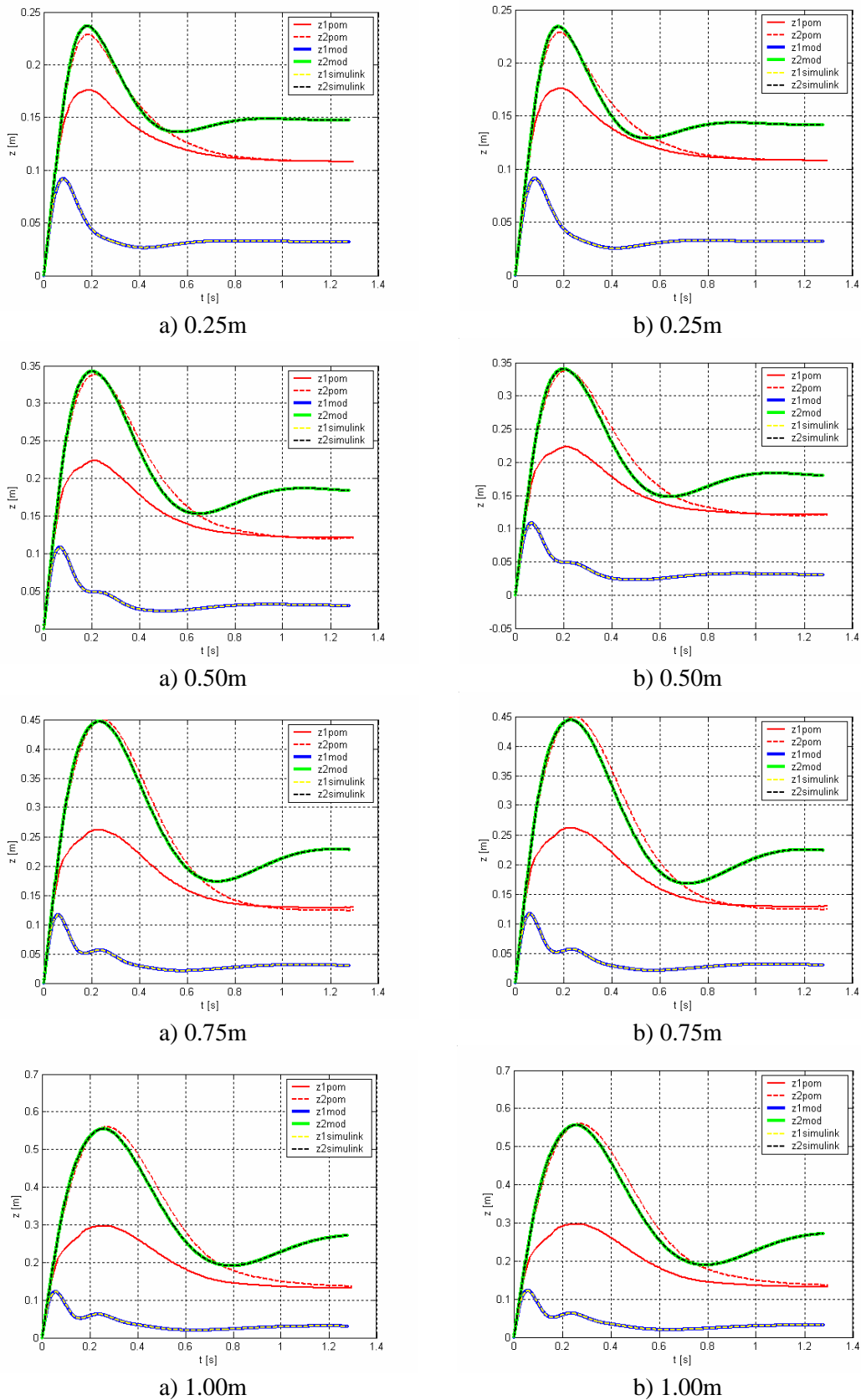
Wykorzystując to samo kryterium minimalizujące, które zastosowano dla modelu 1-masowego, porównując po kolei przebiegi czasowe siły względnej (F_{wmod}, F_{wpom}) uzyskanej z pomiarów i z modelu, następnie położenia środka masy m_1 (z_{1mod}, z_{1pom}), położenia środka masy m_2 (z_{2mod}, z_{2pom}) oraz wykorzystując wagi przy porównaniu wszystkich trzech przebiegów,

także dla modelu 2-masowego zostały wyznaczone parametry modelu (k_1, k_2, d_1, d_2) , dla całego zakresu czasu pomiaru i dla poszczególnych wysokości zeskoku.

Porównując przebiegi czasowe siły względnej i położenia uzyskane z pomiaru i z modelu stwierdzono, że najlepszą zgodność uzyskano stosując zasadę optymalizacji opartą na porównaniu wszystkich trzech przebiegów z użyciem wag (Rys. 133-134).



Rys. 133. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) dla całego zakresu czasu pomiaru – (a) funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod}), (b) funkcja optymalizacyjna wykorzystująca wagi (0.33, 0.15, 0.52)



Rys. 134. Przebiegi czasowe położenia środków mas uzyskane z pomiarów (z_{1pom} , z_{2pom}) i z modelu (z_{1mod} , z_{2mod}) dla całego zakresu czasu pomiaru – (a) funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod}), (b) funkcja optymalizacyjna wykorzystująca wagi (0.33, 0.15, 0.52)

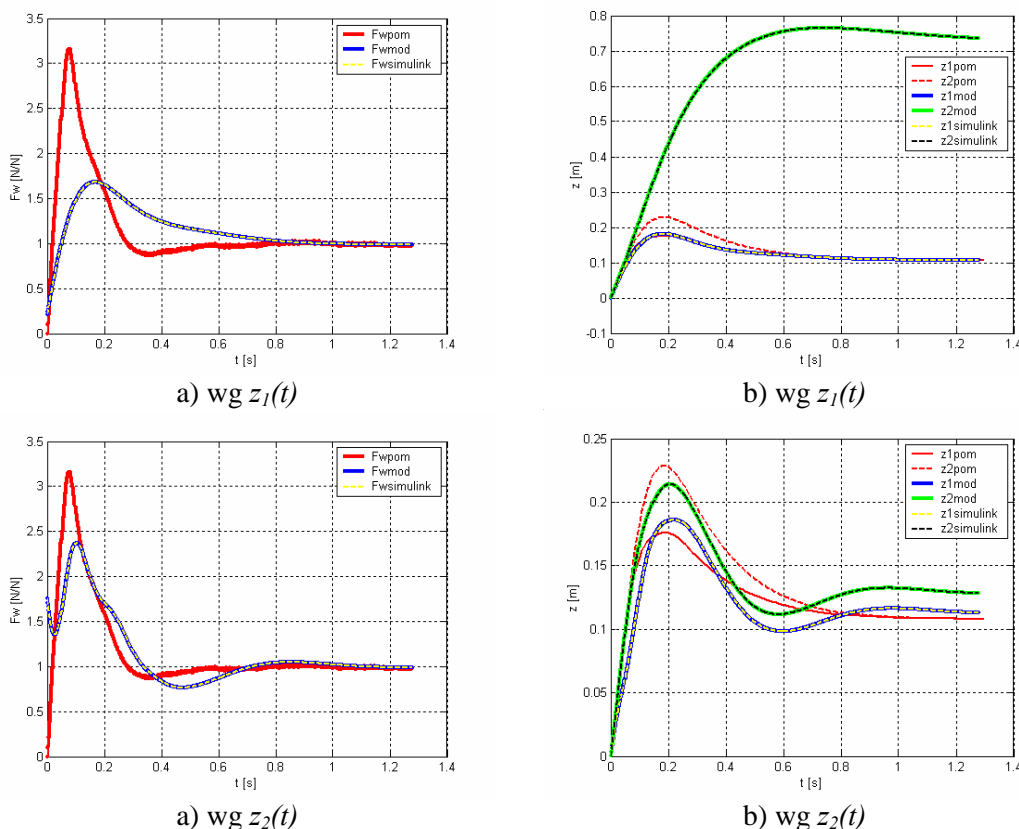
Zestawienie porównawcze wartości współczynników modelu, wyznaczonych z symulacji dla dwóch najlepiej działających zasad optymalizacji, tj. opartej na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod}) oraz na równoczesnym porównaniu wartości dla wszystkich trzech przebiegów z wykorzystaniem wag (0.33, 0.15, 0.52) przedstawiono poniżej (Tab. 11).

Tab. 11. Wartości współczynników sprężystości i tłumienia (k_1 , k_2 , d_1 , d_2) uzyskane z symulacji, w zależności od przyjętej zasady optymalizacji i wysokości zeskoku

Wysokość zeskoku [m]	k_1 [N/m]		k_2 [N/m]		d_1 [Ns/m]		d_2 [Ns/m]	
	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag
0.25	23589	23862	4545	4759.8	-15.80	-16.99	651.8	651.95
0.50	24786	24857	3465.5	3549.5	72.984	72.385	482.21	482.92
0.75	25876	25874	2754	2815.3	149.33	148.7	393.75	393.47
1.00	26238	26024	2291.5	2296	222.65	222.78	334.08	332.56

Dla obu zasad wykorzystanych podczas optymalizacji, przedstawionych w tabeli powyżej, wraz ze wzrostem wysokości zeskoku współczynniki związane z masą m_1 (k_1, d_1) zwiększały swoje wartości, natomiast z masą m_2 (k_2, d_2) zmniejszały. Warto zwrócić uwagę na pojedyncze ujemne wartości współczynnika tłumienia związanego z masą m_1 (d_1) dla wysokości zeskoku 0.25m, które oznaczały, że tłumik pracował, jak siłownik.

Pozostałe dwie zasady optymalizacji, nie ujęte w powyższej tabeli, a oparte na porównaniu przebiegów czasowych położenia środka masy (z_1 lub z_2) pozwoliły na uzyskanie dużych zgodności jedynie dla porównywanych przebiegów (odpowiednio z_1 lub z_2). W obu przypadkach jedynie przebiegi czasowe, które porównywano były do siebie podobne, natomiast pozostałe dwa (siły względnej i położenia pozostałej masy) znacznie się od siebie różniły (Rys. 135).



Rys. 135. Przykładowe przebiegi czasowe (a) siły względnej i (b) położenia środków mas, uzyskane z pomiarów (F_{wpom} , z_{1pom} , z_{2pom}) i z modelu (F_{wmod} , z_{1mod} , z_{2mod}) dla wysokości zeskoku 0.25m i całego zakresu czasu pomiaru – funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu przebiegów czasowych położenia środka masy (z_1 lub z_2)

Po przeprowadzeniu analizy wyników działania wszystkich trzech zastosowanych zasad optymalizacji współczynników dla modeli 1- i 2-masowych postanowiono – w dalszym modelowaniu – zrezygnować z zasady opartej jedynie na porównywaniu przebiegów czasowych położenia środka masy, ze względu na jej dużą niedoskonałość.

Sprawdzono również, czy początkowe wartości współczynników mają wpływ na otrzymane rozwiązania i stwierdzono, że występują dwa przypadki, dla których uzyskano inne, zdecydowanie gorsze rozwiązania: przy podstawieniu zerowych początkowych wartości współczynników (np. $k_1=5000N/m$, $k_2=5000N/m$, $d_1=0Ns/m$, $d_2=0Ns/m$) lub przy podstawieniu bardzo dużych wartości początkowych (np. $k_1=500000N/m$, $k_2=500000N/m$, $d_1=10000Ns/m$, $d_2=10000Ns/m$).

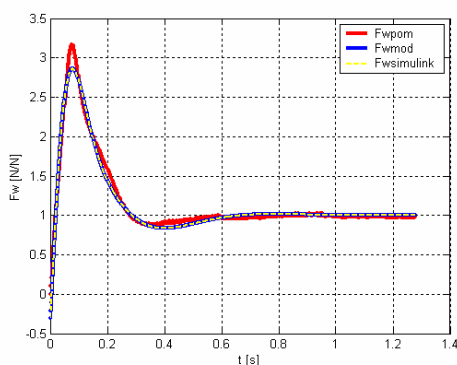
W niektórych przypadkach, program nie był w stanie znaleźć rozwiązania (tj. wyznaczyć parametry modelu) według założonego kryterium.

8.2.4. Wyniki dla modelu 3-masowego ze stałymi parametrami

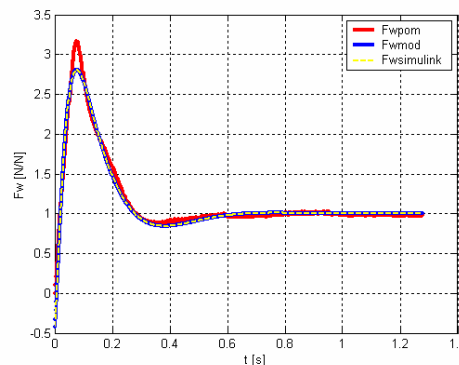
W oparciu o to samo kryterium minimalizujące, które zastosowano dla wcześniej prezentowanych modeli, porównując najpierw przebiegi czasowe siły względnej (F_{wmod}, F_{wpom}), uzyskane z pomiaru i z modelu, a następnie wykorzystując wagi przy porównaniu wszystkich czterech przebiegów czasowych (F_w, z_1, z_2, z_3), także dla modelu 3-masowego zostały wyznaczone parametry modelu ($k_1, k_2, k_3, d_1, d_2, d_3$) dla całego zakresu czasu pomiaru i dla poszczególnych wysokości zeskoku.

Na podstawie analizy otrzymanych rozwiązań stwierdzono, że na wartości współczynników modelu wyznaczonych z symulacji, za każdym razem wpływ mają ich początkowe wartości podstawione w pliku. Podstawione do symulacji wartości początkowe współczynników modelu ($k_1=10000N/m$, $k_2=10000N/m$, $k_3=10000N/m$, $d_1=500Ns/m$, $d_2=500Ns/m$, $d_3=500Ns/m$) oraz wartości wag ($0.3, 0.1, 0.5, 0.1$), zostały dobrane na podstawie doświadczeń. Ponieważ nie została opracowana procedura ich wyznaczania, przedstawione rozwiązania mogły nie być najlepszymi ze wszystkich istniejących.

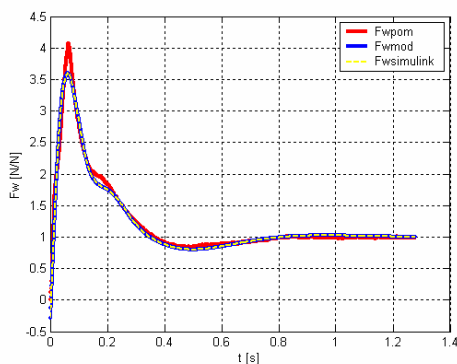
Poniżej przedstawiono przebiegi czasowe siły względnej (F_w) i położenia środków mas (z), uzyskane z pomiarów oraz z modelu na podstawie wyznaczonych współczynników dla obu zasad wykorzystywanych w funkcji optymalizacyjnej (Rys. 136-137).



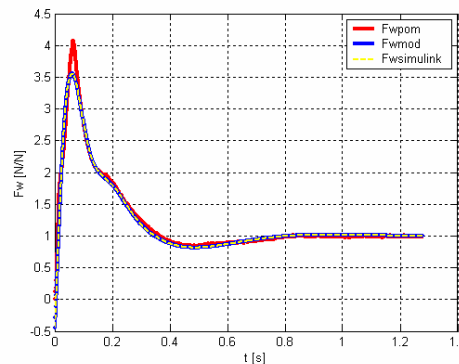
a) 0.25m



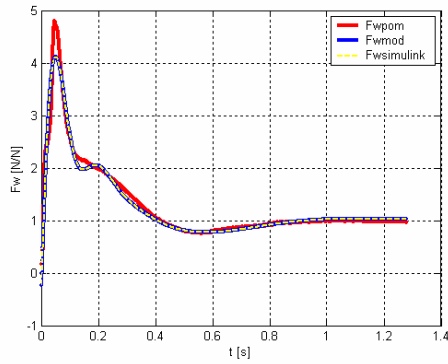
b) 0.25m



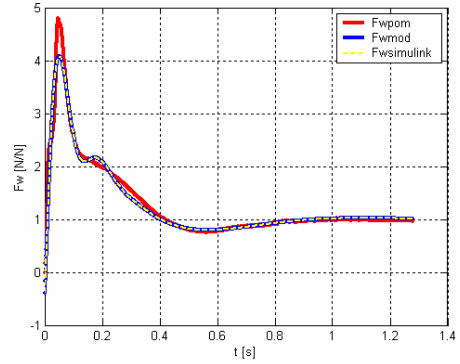
a) 0.50m



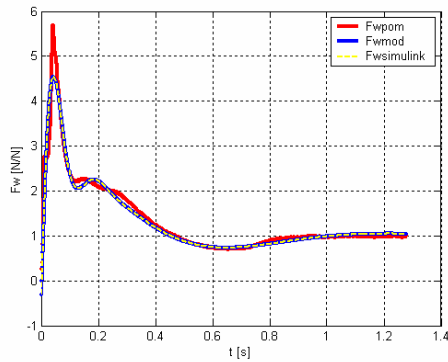
b) 0.50m



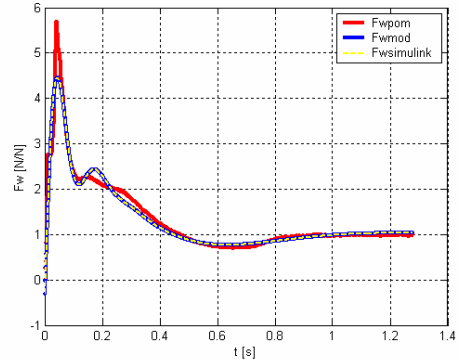
a) 0.75m



b) 0.75m

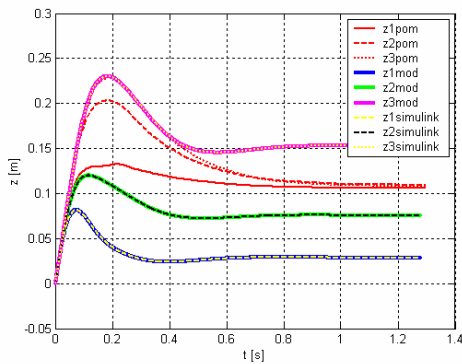


a) 1.00m

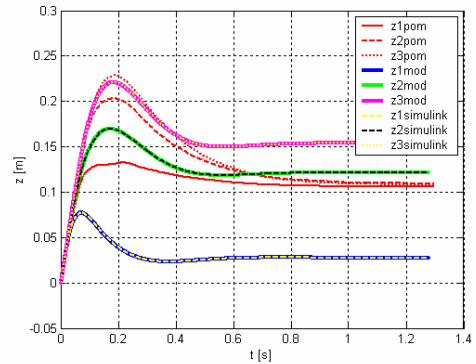


b) 1.00m

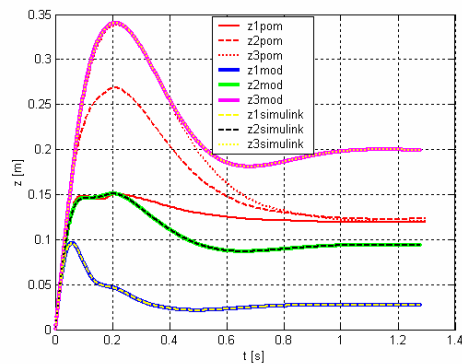
Rys. 136. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) dla całego zakresu czasu pomiaru – (a) funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod}), (b) funkcja optymalizacyjna wykorzystująca wagi (0.3, 0.1, 0.5, 0.1)



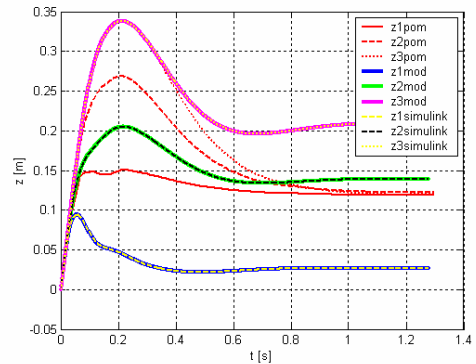
a) 0.25m



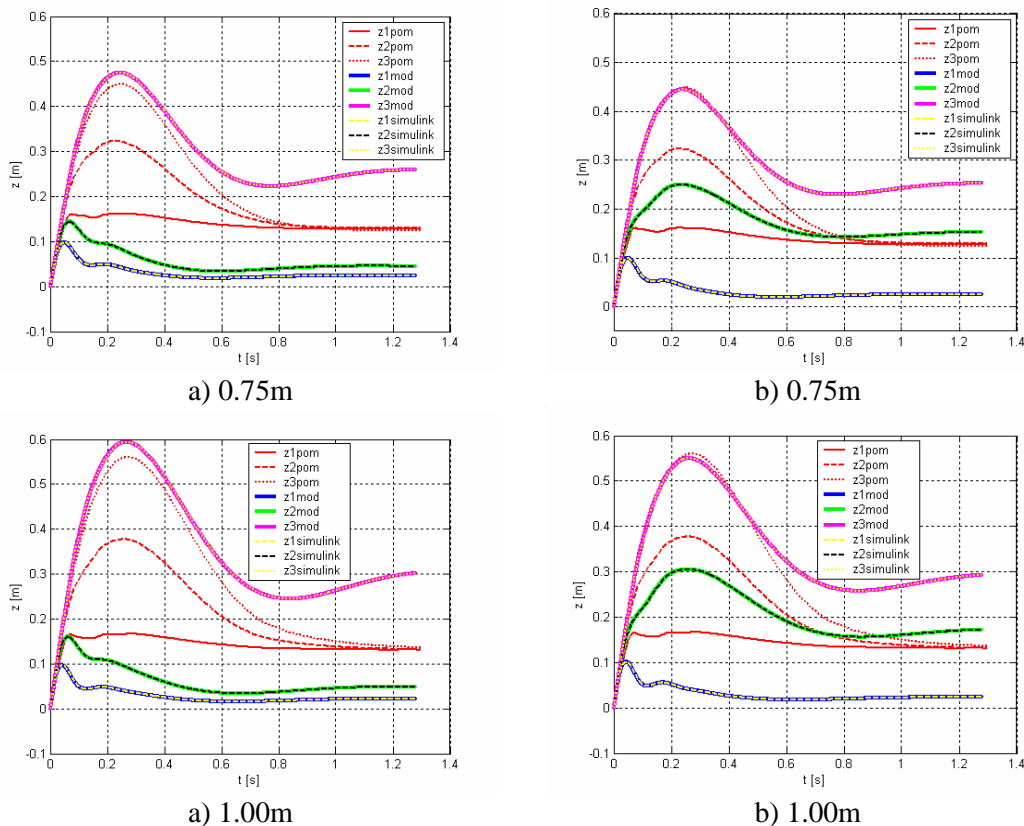
b) 0.25m



a) 0.50m



b) 0.50m



Rys. 137. Przebiegi czasowe położenia środków mas uzyskane z pomiarów (z_{1pom} , z_{2pom} , z_{3pom}) i z modelu (z_{1mod} , z_{2mod} , z_{3mod}) dla całego zakresu czasu pomiaru – (a) funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod}), (b) funkcja optymalizacyjna wykorzystująca wagi (0.3, 0.1, 0.5, 0.1)

Zestawienie porównawcze współczynników modelu wyznaczonych z symulacji dla dwóch zasad optymalizacji przedstawiono poniżej (Tab. 12).

Tab. 12. Wartości współczynników sprężystości i tłumienia ($k_1, k_2, k_3, d_1, d_2, d_3$) uzyskanych z symulacji, w zależności od przyjętej zasady optymalizacji i wysokości zeskoku

Wysokość zeskoku [m]	k_1 [N/m]		k_2 [N/m]		k_3 [N/m]	
	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag
0.25	26427	27428	14243	7151.2	6826.1	16136
0.50	28361	28518	10078	5969.5	4991.9	7557.4
0.75	31791	30805	33218	5262.8	2483.7	5284
1.00	35417	33131	26330	4491.6	2090.9	4369.9
Wysokość zeskoku [m]	d_1 [Ns/m]		d_2 [Ns/m]		d_3 [Ns/m]	
	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag
0.25	-128.9	-175.1	2369	1317.1	1034.9	2254.5
0.50	-81.0	-124.4	1854.9	1337.6	757.81	988.67
0.75	-53.2	-87.6	1095.2	1134.9	449.76	807.07
1.00	-59.6	-59.2	752.95	941.89	376.58	713.73

Na podstawie analizy wyników modelowania dla obu zasad optymalizacji, przedstawionych w powyższej tabeli, wynika, że wraz ze wzrostem wysokości zeskoku, poza nielicznymi wyjątkami, współczynniki związane z masą m_1 (k_1, d_1) zwiększały swoje wartości, natomiast z masą m_2 (k_2, d_2) i masą m_3 (k_3, d_3) – zmniejszały. Dla współczynnika tłumienia masy m_1 (d_1) podobnie, jak

w modelu 2-masowym uzyskano ujemne wartości, tym razem dla wszystkich czterech wysokości zeskoku, co oznaczało, że za każdym razem tłumik pracował, jak siłownik.

W niektórych przypadkach, dla przyjętych początkowych wartości współczynników rozwiązanie nie było znajdowane.

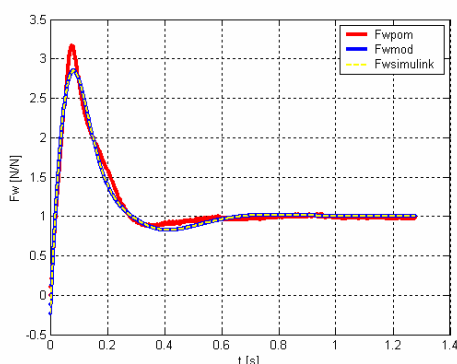
8.2.5. Wyniki dla modelu 4-masowego ze stałymi parametrami

W analogiczny sposób, jak dla wcześniej prezentowanych modeli jednoosiowych, porównując najpierw przebiegi czasowe siły względnej (F_{wmod}, F_{wpom}), a następnie wykorzystując wagi przy porównaniu wszystkich pięciu przebiegów czasowych (F_{w,z_1,z_2,z_3,z_4}), za pomocą funkcji optymalizacyjnej opartej na wariancji średniej arytmetycznej, również dla modelu 4-masowego zostały wyznaczone parametry modelu ($k_1, k_2, k_3, k_4, d_1, d_2, d_3, d_4$) dla całego zakresu czasu pomiaru i dla poszczególnych wysokości zeskoku.

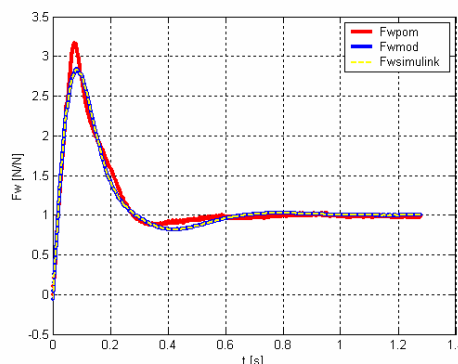
Na podstawie wyników badań modelowych podobnie, jak dla modelu 3-masowego, również w przypadku modelu 4-masowego stwierdzono, że na końcowe wartości współczynników uzyskanych z symulacji, za każdym razem wpływ miały ich początkowe wartości podstawione w pliku. Początkowe wartości współczynników podstawione do symulacji ($k_1, k_2, k_3, k_4, d_1, d_2, d_3, d_4$) oraz wartości wag ($0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2$) zostały dobrane na podstawie doświadczeń.

Ponieważ podobnie, jak dla modelu 3-masowego, także dla modelu 4-masowego nie została opracowana procedura wyznaczania początkowych wartości współczynników modelu oraz wartości wag, przedstawione w dysertacji rozwiązania, mogły nie być najlepszymi ze wszystkich istniejących.

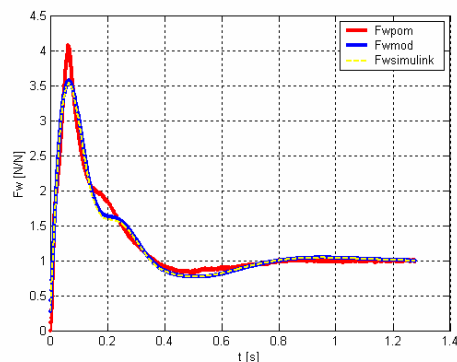
Poniżej przedstawiono przebiegi czasowe siły względnej (F_w) oraz położenia środków mas (z), uzyskane z pomiarów i z modelu, na podstawie współczynników wyznaczonych dla obu zasad wykorzystywanych w funkcji optymalizacyjnej (Rys. 138-139).



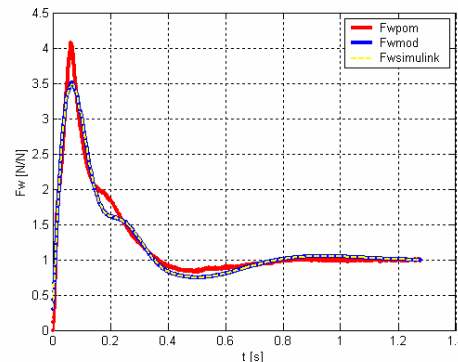
a) 0.25m



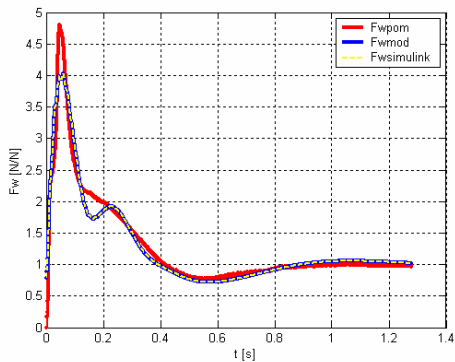
b) 0.25m



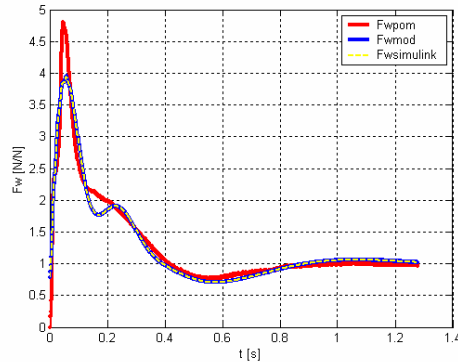
a) 0.50m



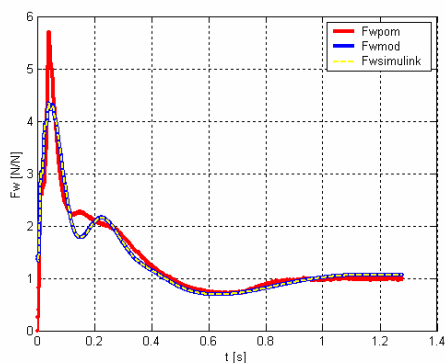
b) 0.50m



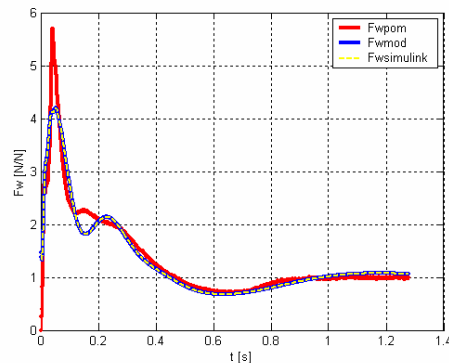
a) 0.75m



b) 0.75m

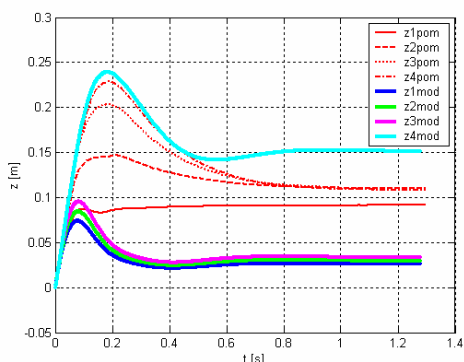


a) 1.00m

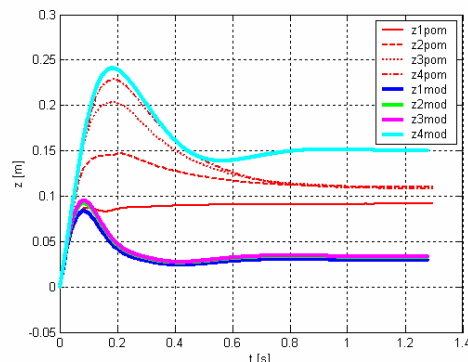


b) 1.00m

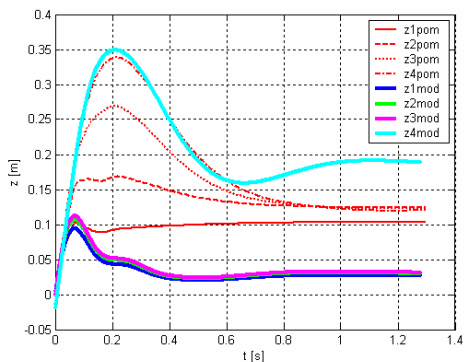
Rys. 138. Przebiegi czasowe siły względnej uzyskane z pomiarów (F_{wpom}) i z modelu (F_{wmod}) dla całego zakresu czasu pomiaru – (a) funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod}), (b) funkcja optymalizacyjna wykorzystująca wagi (0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2)



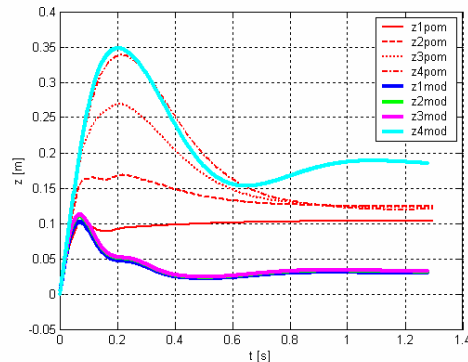
a) 0.25m



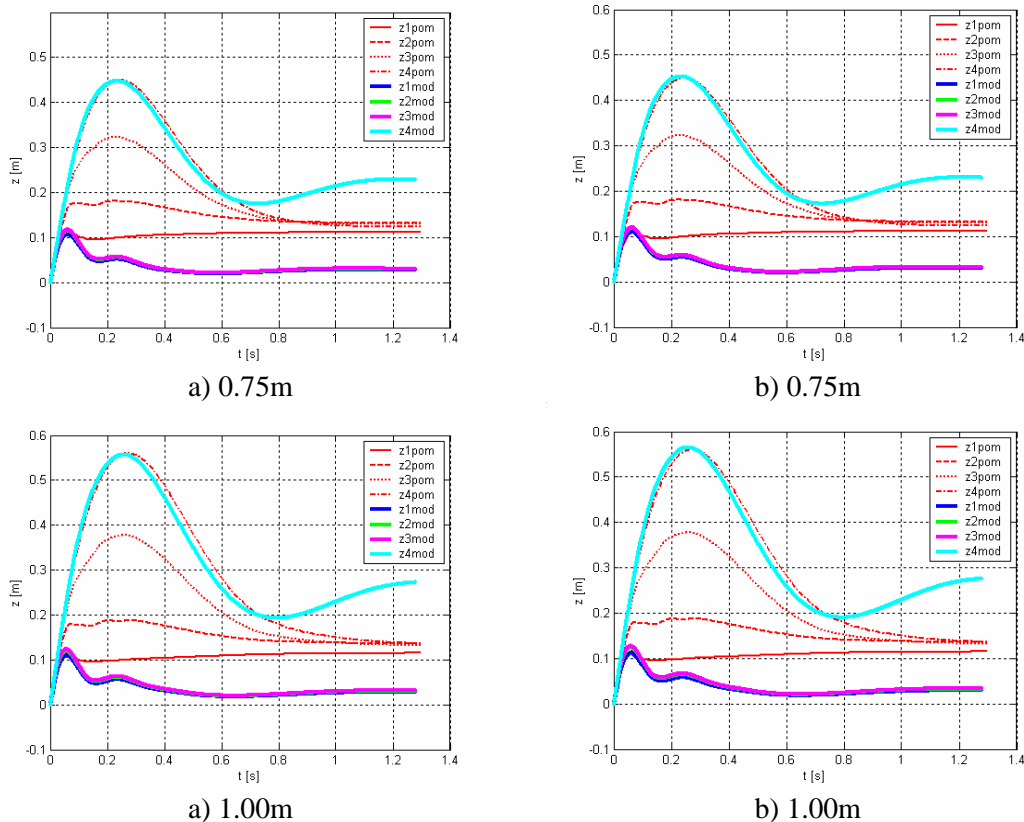
b) 0.25m



a) 0.50m



b) 0.50m



Rys. 139. Przebiegi czasowe położenia środków mas uzyskane z pomiarów (z_{1pom} , z_{2pom} , z_{3pom} , z_{4pom}) i z modelu (z_{1mod} , z_{2mod} , z_{3mod} , z_{4mod}) dla całego zakresu czasu pomiaru – (a) funkcja optymalizacyjna oparta na porównaniu wartości siły względnej (F_{wpom} , F_{wmod}), (b) funkcja optymalizacyjna wykorzystująca wagi (0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2)

Zestawienie porównawcze współczynników modelu wyznaczonych z symulacji, dla dwóch zasad porównywania przebiegów, wykorzystanych podczas optymalizacji, przedstawiono poniżej (Tab. 13).

Tab. 13. Wartości współczynników sprężystości i tłumienia ($k_1, k_2, k_3, d_1, d_2, d_3$) uzyskane z symulacji, w zależności od przyjętej zasady optymalizacji i wysokości zeskoku

Wysokość zeskoku [m]	k_1 [N/m]		k_2 [N/m]		k_3 [N/m]		k_4 [N/m]	
	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag
0.25	29098	25677	195550	232250	172020	767430	4441.8	4489.8
0.50	28590	25956	206180	309250	450980	1004900	3375.8	3467.3
0.75	28015	26616	343440	333180	1446100	3905300	2742.5	2759.1
1.00	28867	27724	297730	227570	739850	899340	2280.5	2281.7
Wysokość zeskoku [m]	d_1 [Ns/m]		d_2 [Ns/m]		d_3 [Ns/m]		d_4 [Ns/m]	
	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag	Według F_w	Według wag
0.25	-97.45	-24.2	1816.7	-104.3	379.43	496.4	669.44	656.02
0.50	75.091	82.263	425.32	-195.5	694.59	468.35	488.09	481.99
0.75	174.17	173.94	-185.0	-38.74	511.18	-26.63	395.29	391.29
1.00	269.8	277.94	-226.8	-124.6	1547.7	772.92	335.57	331

Analiza wyników modelowania przeprowadzona dla obu zasad optymalizacji, przedstawionych w tabeli powyżej, pozwoliła na stwierdzenie, że wraz ze wzrostem wysokości zeskoku współczynniki zmieniały swoje wartości, przy czym jedynie dla d_1 , następował wyraźny

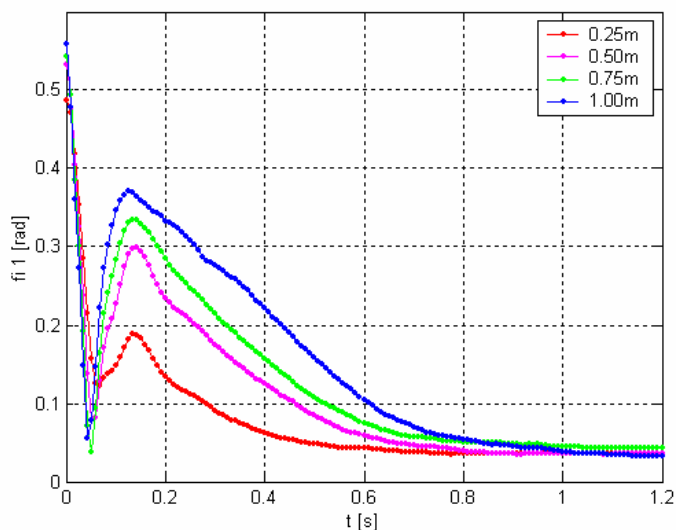
wzrost wartości, a dla k_4, d_4 – spadek. Dla współczynników tłumienia mas: m_1, m_2, m_3 (d_1, d_2, d_3) podobnie, jak w modelu 2- i 3-masowym, uzyskano ujemne wartości, dla różnych wysokości zeskoku, co oznaczało, że za każdym razem tłumik pracował, jak siłownik.

W niektórych przypadkach, dla przyjętych początkowych wartości współczynników modelu, rozwiązanie nie było znajdowane.

8.3. Wyniki modelowania dla modelu płaskiego

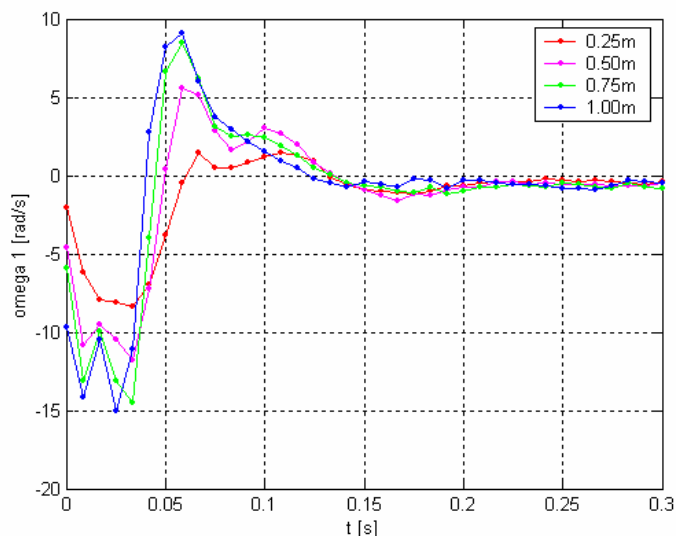
Na podstawie układu 12 równań różniczkowych opisujących dynamikę członów modelu, w oparciu o dostępną literaturę poświęconą pisaniu programów i wykonywaniu obliczeń w programie Matlab (Zalewski, 2003; Brzózka, 1997; Mrozek, 1996, 1998, 2001, 2004), po wielu próbach utworzono 7 plików służących do wyznaczania poszczególnych wielkości występujących w równaniach oraz parametrów modelu: trzy pliki główne oraz cztery pliki pomocnicze.

Otrzymane z pomiarów przebiegi czasowe kątów, związanych ze stawami kończyn dolnych obejmujące cały zeskok, ograniczono do okresu odpowiadającego czasowi rejestracji siły na platformie. Na ich podstawie wyznaczono następnie wartości prędkości i przyspieszeń kątowych członów położonych nad danym stawem. Pozwoliło to na przeprowadzenie obserwacji zmian wyznaczonych wielkości dla poszczególnych stawów i określenie wpływu wysokości zeskoku na uzyskiwane wartości. Wyniki przedstawiono poniżej (Rys.140-151).



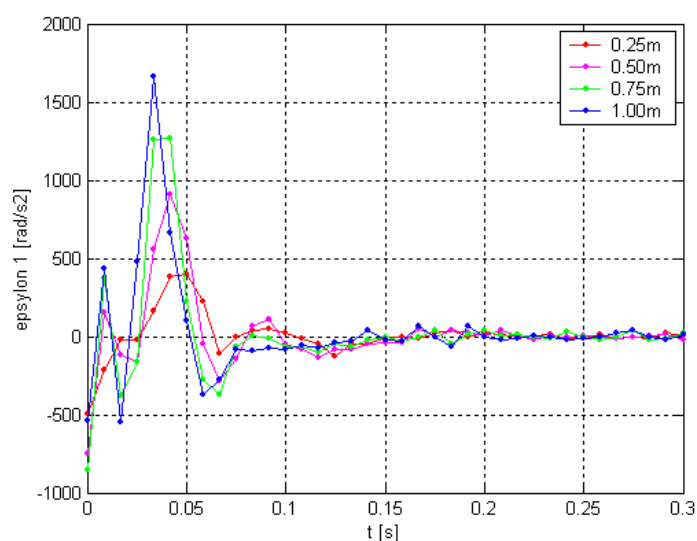
Rys. 140. Przebiegi czasowe kąta związanego ze stawami śródstopia w zależności od wysokości zeskoku

Dla stawów śródstopia, otrzymane z pomiarów przebiegi czasowe kąta wskazywały, że pięty osoby skaczącej znajdujące się w momencie zetknięcia palców z podłożem ponad powierzchnią ziemi, zostały gwałtownie dociśnięte, a następnie ponownie oddaliły się od podłoża, aby na koniec na nim spocząć (Rys. 140). Wysokość uniesienia pięt po zeskoku, wynikająca z przedstawionych przebiegów kąta, była tym większa, im większa była wysokość z jakiej wykonywano zeskok.



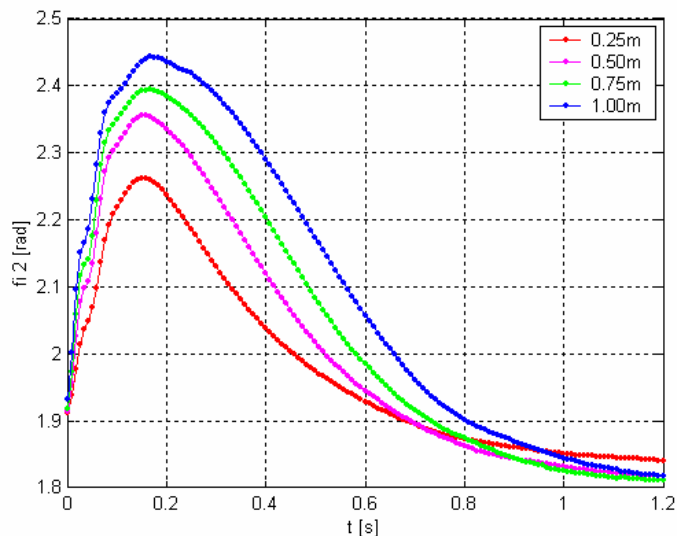
Rys. 141. Przebiegi czasowe prędkości kątowej członu związanego ze stawami śródstopia w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości obliczonej na podstawie pomiarów prędkości kątowej członu związanego ze stawami śródstopia sięgały blisko 15rad/s i występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.1s od momentu zetknięcia stóp z podłożem (Rys. 141). Mniejsze wartości maksymalne prędkości kątowej uzyskiwano dla niższych wysokości zeskoku.



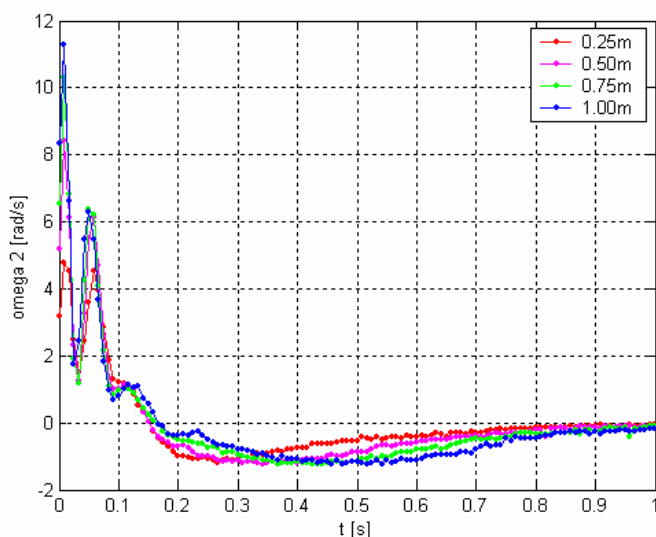
Rys. 142. Przebiegi czasowe przyspieszenia kątowego członu związanego ze stawami śródstopia w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości obliczonego na podstawie pomiarów przyspieszenia kątowego członu związanego ze stawami śródstopia przekraczały 1500rad/s² i podobnie, jak w przypadku prędkości kątowej, występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.1s od momentu zetknięcia stóp z podłożem (Rys. 142). Mniejsze wartości maksymalne przyspieszenia kątowego uzyskiwano dla niższych wysokości zeskoku.



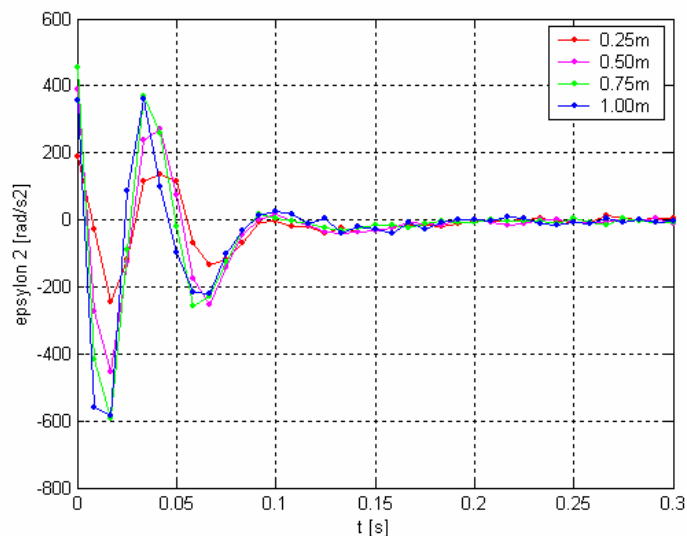
Rys. 143. Przebiegi czasowe kąta związanego ze stawem skokowym w zależności od wysokości zeskoku

Dla stawu skokowego, zwiększanie wartości kąta z nim związanego po zetknięciu stóp z podłożem, oznaczało pochylanie podudzi względem podłoża, tym większe im większa była wysokość zeskoku (Rys. 143). Warto zauważyć, że w momencie zetknięcia stóp z podłożem podudzia były lekko pochylone (po przeliczeniu ok. 19° od pionu).



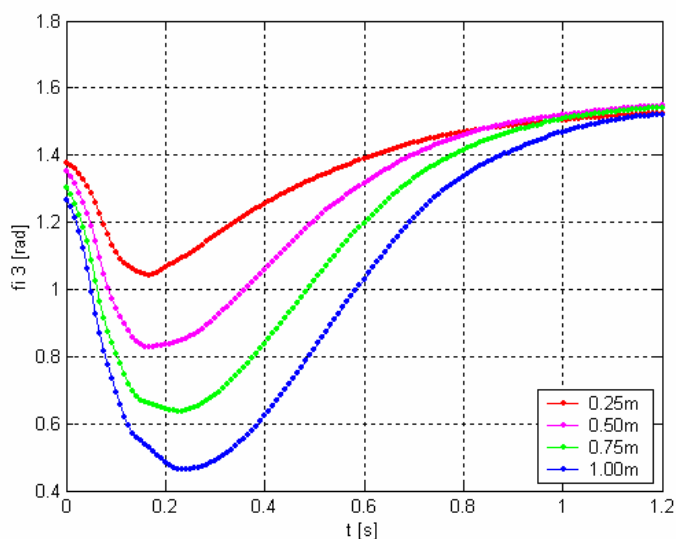
Rys. 144. Przebiegi czasowe prędkości kątowej członu związanego ze stawem skokowym w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości obliczonej na podstawie pomiarów prędkości kątowej członu związanego ze stawem skokowym, sięgały ponad 10rad/s i podobnie, jak dla stawów śródstopia występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.1s od momentu zetknięcia stóp z podłożem (Rys. 144). Mniejsze wartości maksymalne prędkości kątowej uzyskiwano dla niższych wysokości zeskoku.



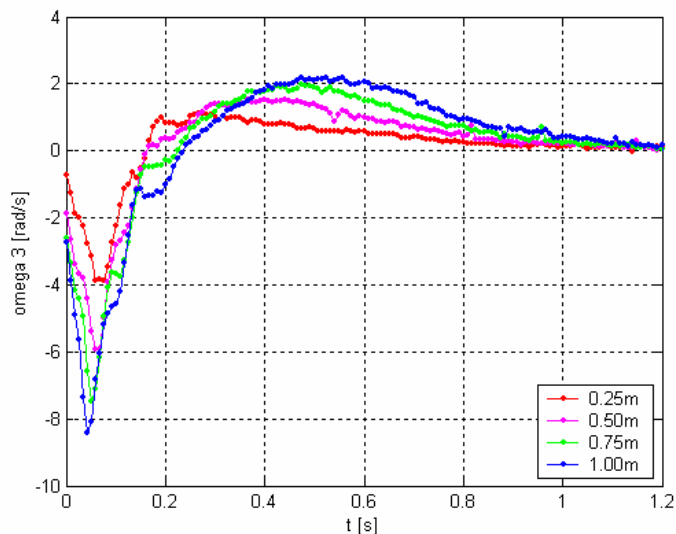
Rys. 145. Przebiegi czasowe przyspieszenia kąowego członu związanego ze stawem skokowym w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości obliczonego na podstawie pomiarów przyspieszenia kąowego członu związanego ze stawem skokowym, sięgały blisko 600rad/s^2 i podobnie, jak w przypadku prędkości kąowej dla tego stawu, występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.1s od momentu zetknięcia stóp z podłożem (Rys. 145). Mniejsze wartości maksymalne przyspieszenia kąowego uzyskiwano dla niższych wysokości zeskoku.



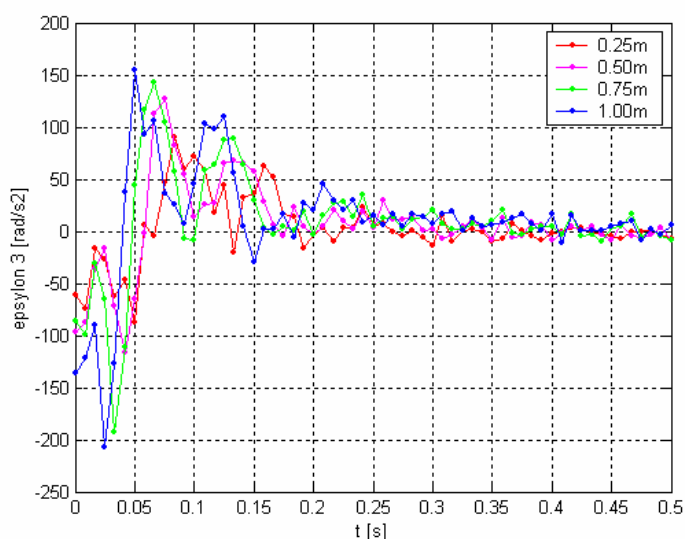
Rys. 146. Przebiegi czasowe kąta związanego ze stawem kolanowym w zależności od wysokości zeskoku

Dla stawu kolanowego, zmniejszanie wartości kąta z nim związanego po zetknięciu stóp z podłożem, oznaczało pochylanie ud względem podłoża, tym większe, im większa była wysokość zeskoku (Rys. 146). W momencie zetknięcia stóp z podłożem uda były lekko pochylone (po przeliczeniu ok. 15° od pionu). Po początkowym szybkim pochylaniu ud do momentu występującego ok. 0.2s od zetknięcia stóp z podłożem, następowało ich stopniowe prostowanie, które przebiegało znacznie wolniej.



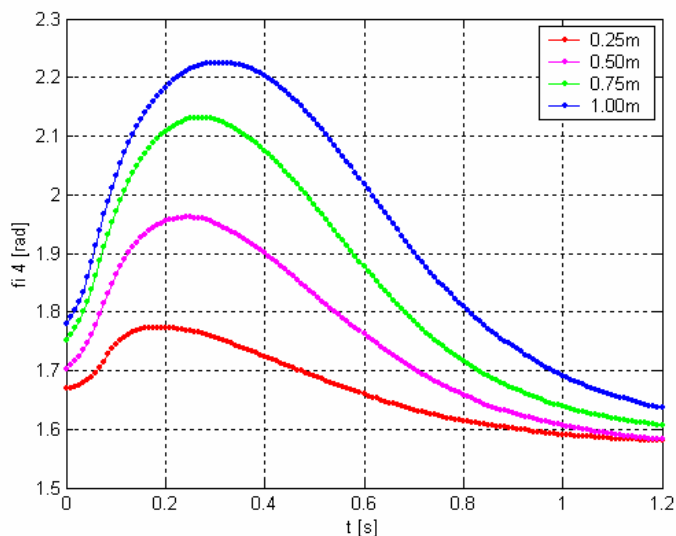
Rys. 147. Przebiegi czasowe prędkości kątowej członu związanego ze stawem kolanowym w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości obliczonej na podstawie pomiarów prędkości kątowej członu związanego ze stawem kolanowym, sięgały ponad 8rad/s i występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.2s od momentu zetknięcia stóp z podłożem (Rys. 147). Mniejsze wartości maksymalne prędkości kątowej uzyskiwano dla niższych wysokości zeskoku.



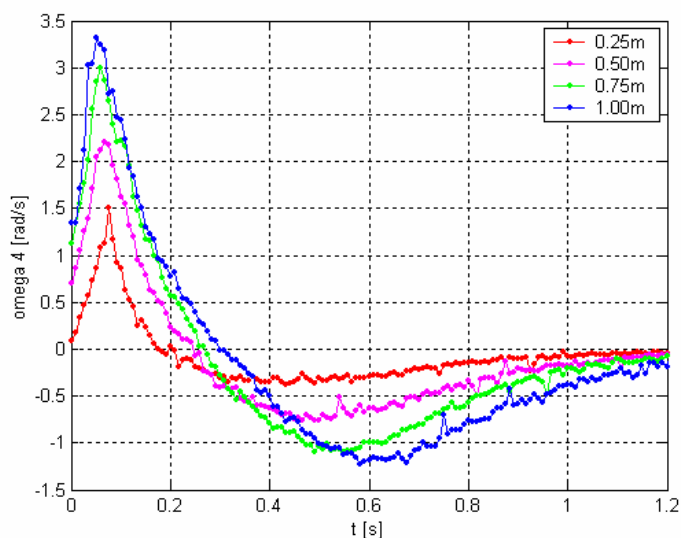
Rys. 148. Przebiegi czasowe przyspieszenia kątowego członu związanego ze stawem kolanowym w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości obliczonego na podstawie pomiarów przyspieszenia kątowego członu związanego ze stawem kolanowym, sięgały ponad 200rad/s^2 i również, jak w przypadku przyspieszeń kątowych innych stawów, występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.1s od momentu zetknięcia stóp z podłożem (Rys. 148). Mniejsze wartości maksymalne przyspieszenia kątowego uzyskiwano dla niższych wysokości zeskoku. Obserwowany poszarpany charakter przebiegów przyspieszenia, wynika głównie z dwukrotnego różniczkowania zmian kąta, dla którego nawet niewielkie zakłócenia podczas pomiarów, skutkowały późniejszymi dużymi wahaniami przy obliczaniu kolejnych pochodnych. Wahania te zostały już częściowo uwidocznione na przedstawionych wyżej przebiegach czasowych prędkości kątowej (Rys. 147).



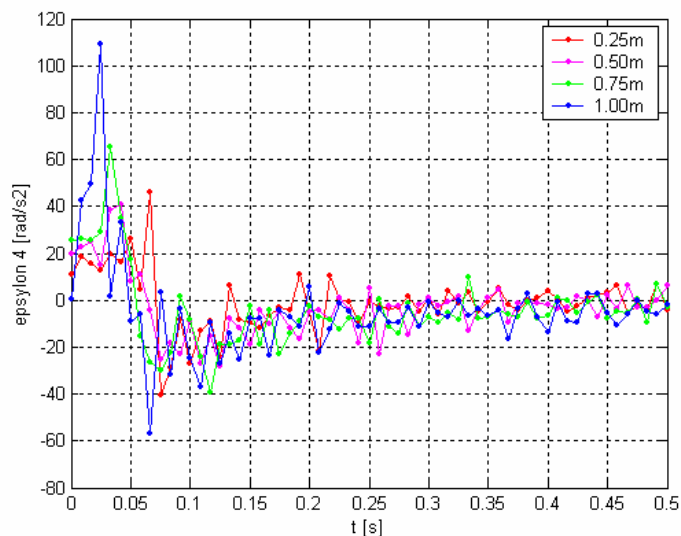
Rys. 149. Przebiegi czasowe kąta związanego ze stawem biodrowym w zależności od wysokości zeskoku

Dla stawu biodrowego, zwiększanie wartości kąta z nim związanego po zetknięciu stóp z podłożem, oznaczało pochylanie tułowia względem podłoża, tym większe im większa była wysokość zeskoku (Rys. 149). W momencie zetknięcia stóp z podłożem tułów był lekko pochylony (po przeliczeniu ok. 10° od pionu). Tułów był pochylany dalej do momentu występującego ok. 0.3s od zetknięcia stóp z podłożem, a następnie stopniowo prostowany w dłuższym czasie, trwającym ok. 0.8s, aż do pozycji pionowej.



Rys. 150. Przebiegi czasowe prędkości kątowej członu związanego ze stawem biodrowym w zależności od wysokości zeskoku

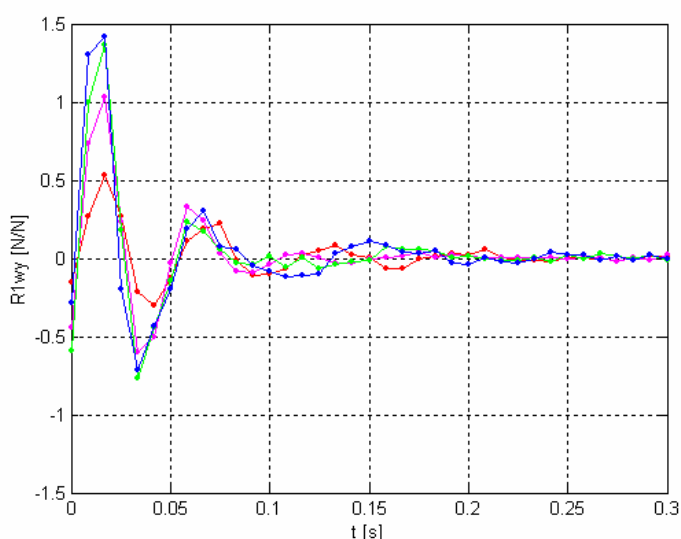
Maksymalne wartości obliczonej na podstawie pomiarów prędkości kątowej członu związanego ze stawem biodrowym, sięgały zaledwie ponad 3rad/s i występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.2s od momentu zetknięcia stóp z podłożem (Rys. 150). Była to najmniejsza maksymalna wartość prędkości kątowej, występująca w stawach kończyn dolnych. Mniejsze wartości maksymalne prędkości kątowej członu związanego ze stawem biodrowym, uzyskiwano dla niższych wysokości zeskoku.



Rys. 151. Przebiegi czasowe przyspieszenia kąowego członu związanego ze stawem biodrowym w zależności od wysokości zeskoku

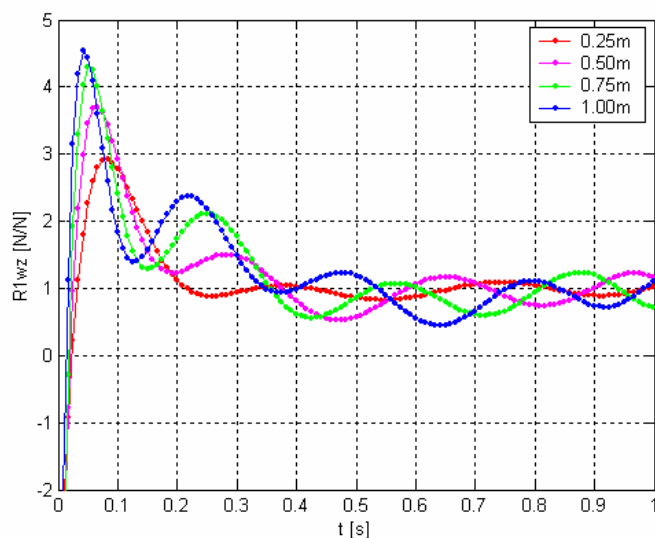
Maksymalne wartości obliczonego na podstawie pomiarów przyspieszenia kąowego członu związanego ze stawem biodrowym, sięgały ponad 100rad/s^2 i podobnie, jak w przypadku innych stawów, występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.1s od momentu zetknięcia stóp z podłożem (Rys. 151). Mniejsze wartości maksymalne przyspieszenia kąowego uzyskiwano dla niższych wysokości zeskoku. Także w przypadku tego stawu otrzymano poszarpany charakter przebiegów przyspieszenia, który wynikał głównie z dwukrotnego różniczkowania zmian kąa. Podobnie, jak dla stawu kolanowego, obserwowane wahania częściowo zostały już uwidocznione powyżej, na przebiegach czasowych prędkości kąowej członu związanego ze stawem biodrowym.

Wykorzystując układ 12 równań różniczkowych opisujących dynamikę członów modelu, po podstawieniu do wzorów danych geometrycznych i masowych, w wyniku modelowania uzyskano przebiegi czasowe sił i momentów działających na poszczególne stawy kończyn dolnych. Uzyskane przebiegi pozwoliły na określenie wpływu wysokości zeskoku na uzyskiwane wartości. Otrzymane wyniki przedstawiono poniżej (Rys.152-164).



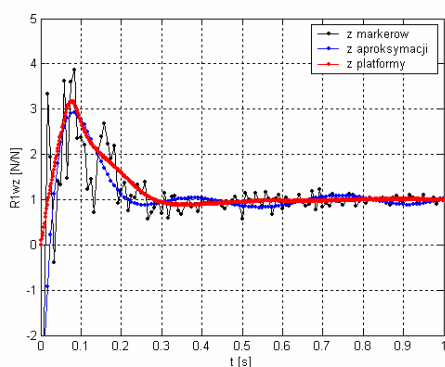
Rys. 152. Przebiegi czasowe poziomej względnej siły reakcji podłoża działającej na stawy śródstopia w zależności od wysokości zeskoku

Dla stawów śródstopia, obliczona z modelu pozioma względna siła reakcji podłoża występująca podczas lądowania, uzyskała maksymalne wartości w przedziale pomiędzy $0.5N/N$, a $1.5N/N$ (Rys. 152). Zwiększanie wartości ekstremów następowało wraz ze wzrostem wysokości zeskoku. Kolejne wartości ekstremalne dla tej składowej występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. $0.05s$ od momentu zetknięcia stóp z podłożem.

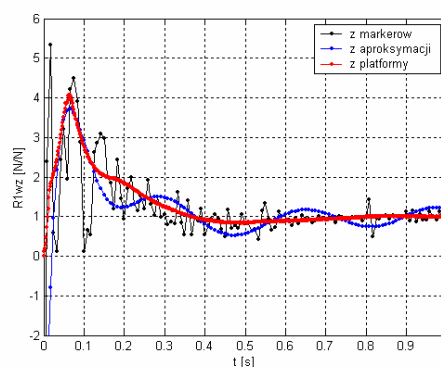


Rys. 153. Przebiegi czasowe pionowej względnej siły reakcji podłoża działającej na stawy śródstopia w zależności od wysokości zeskoku

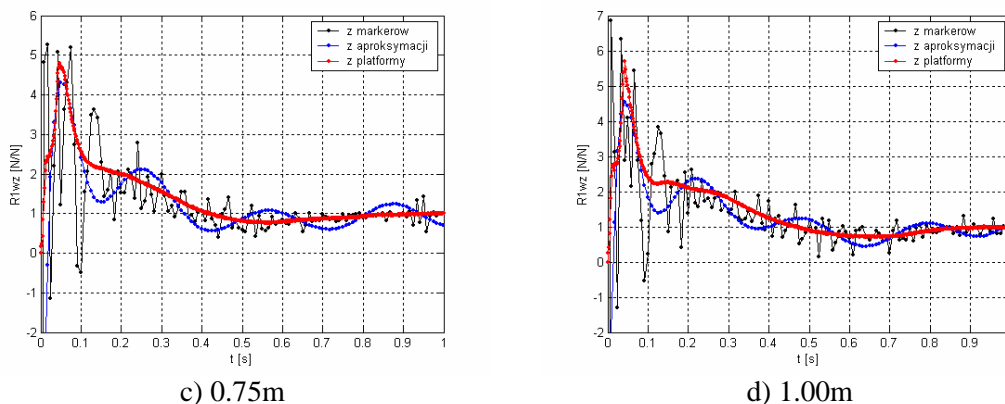
Uzyskane z modelu maksymalne wartości pionowej względnej siły reakcji podłoża działającej na stawy śródstopia podczas lądowania osiągały wartości od blisko $3N/N$ do ponad $4.5N/N$ (Rys. 153). Wzrost wartości maksymalnych następował wraz ze zwiększaniem wysokości zeskoku. Oscylacyjny charakter przedstawionych przebiegów jest spowodowany wykonaną wcześniej aproksymacją wielomianową. Oryginalne przebiegi czasowe otrzymane z modelu na podstawie danych pomiarowych (z markerów), wymagały wygładzenia ze względu na mocno poszarpany charakter. Poniżej przedstawiono oryginalne przebiegi czasowe otrzymane z modelu dla tej składowej siły reakcji podłoża (Rys. 154). Nałożono na nie przebiegi aproksymowane wielomianem oraz dla porównania przebiegi uzyskane na podstawie rejestracji z platformy dynamometrycznej. Dla lepszej czytelności każdą wysokość zeskoku przedstawiono na osobnym wykresie.



a) 0.25m

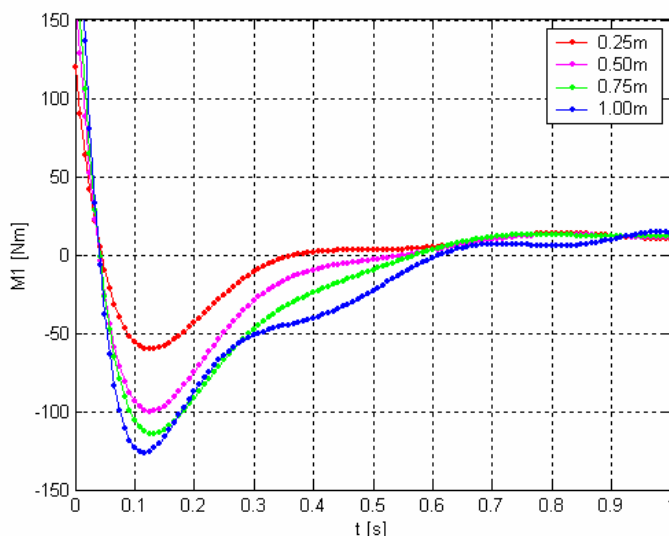


b) 0.50m



Rys. 154. Przebiegi czasowe pionowej względnej siły reakcji podłoża działającej na stawy śródstopia uzyskane 3 sposobami dla różnych wysokości zeskoku

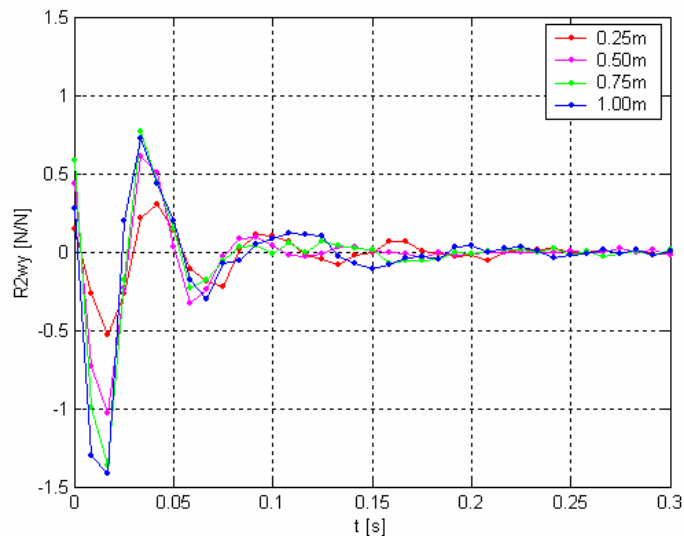
Stopień wielomianu aproksymującego dla każdej wysokości został dobrany doświadczalnie. Pod uwagę wzięto fakt, że dla niższych wartości stopnia wielomianu ekstrema przebiegów są zaniżone, w porównaniu z przebiegiem aproksymowanym, natomiast wyższe wartości powodują niepożądany efekt oscylacji w charakterze otrzymywanego przebiegu.



Rys. 155. Przebiegi czasowe momentu obrotowego działającego na stawy śródstopia w zależności od wysokości zeskoku

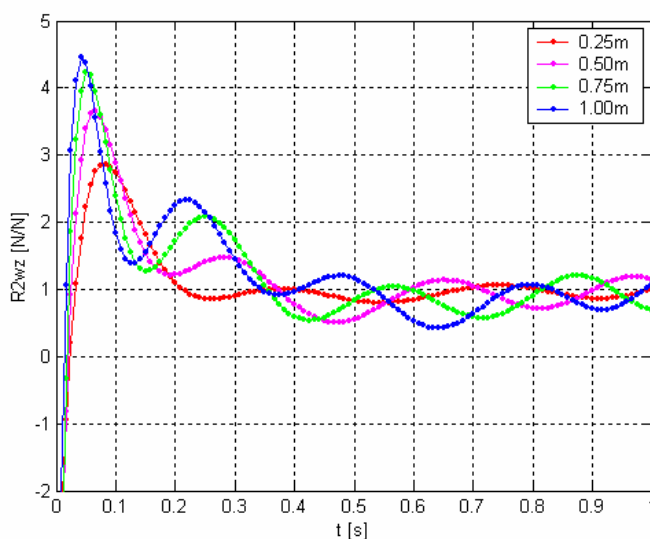
Maksymalne wartości momentu obrotowego obliczonego z modelowania, działającego na stawy śródstopia zmieniały się w zależności od wysokości zeskoku, w zakresie od 50Nm do blisko 130Nm (Rys. 155). Dla każdego z przebiegów czasowych momentu obrotowego ekstremum występowało w początkowym okresie kontaktu z podłożem – po ok. 0.1s od momentu zetknięcia stóp z podłożem. Wartości ekstremum zwiększały się wraz ze wzrostem wysokości zeskoku.

Podobnie, jak dla pionowej względnej siły reakcji podłoża, także dla momentu obrotowego działającego na stawy śródstopia, zastosowano aproksymację wielomianową przebiegu czasowego otrzymanego z modelu, na podstawie danych pomiarowych (z markerów). Tak, jak we wcześniejszym przypadku, powodem był mocno poszarpany charakter otrzymanego przebiegu.



Rys. 156. Przebiegi czasowe poziomej względnej siły reakcji działającej na staw skokowy w zależności od wysokości zeskoku

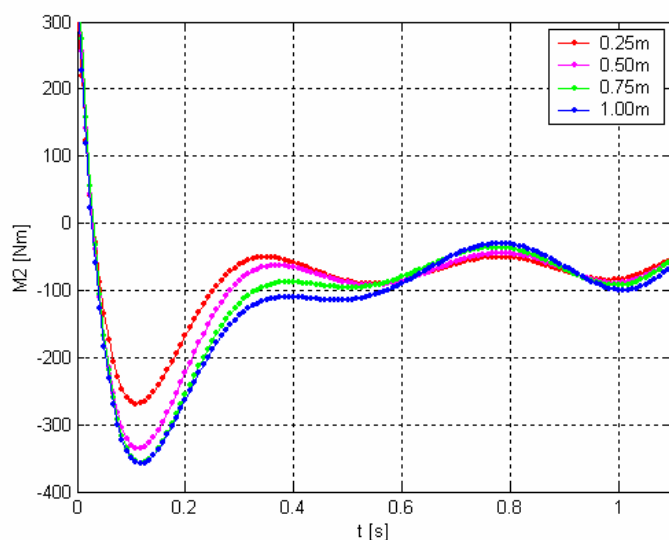
Dla stawu skokowego, obliczona z modelu pozioma względna siła reakcji występująca podczas lądowania, uzyskała maksymalne wartości, w przedziale pomiędzy 0.5N/N , a 1.5N/N (Rys. 156). Zwiększanie wartości ekstremalnych następowało ze wzrostem wysokości zeskoku. Kolejne wartości ekstremalne dla tej składowej siły reakcji, występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.05s od momentu zetknięcia stóp z podłożem. Warto zwrócić uwagę na podobny charakter oraz wartości maksymalne uzyskane dla względnych sił poziomych działających na stawy śródstopia i na staw skokowy. Podobieństwo przebiegów czasowych tych sił wynika zapewne z bliskiego położenia obu stawów, a różnice dotyczą jedynie zwrotów obu sił.



Rys. 157. Przebiegi czasowe pionowej względnej siły reakcji działającej na staw skokowy w zależności od wysokości zeskoku

Obliczone z modelu maksymalne wartości pionowej względnej siły reakcji działającej na staw skokowy podczas lądowania, osiągały wartości od blisko 3N/N do blisko 4.5N/N (Rys. 157). Wzrost wartości maksymalnych następował wraz ze zwiększaniem wysokości zeskoku. Oscylacyjny charakter przedstawionych przebiegów jest spowodowany wykonaną wcześniej aproksymacją wielomianową. Warto zauważyć, że wartości ekstremalne tej siły były nieznacznie niższe, w porównaniu do wartości ekstremalnych pionowej względnej siły reakcji podłoża działającej na stawy śródstopia. Podobieństwo przebiegów czasowych tych sił, a zwłaszcza

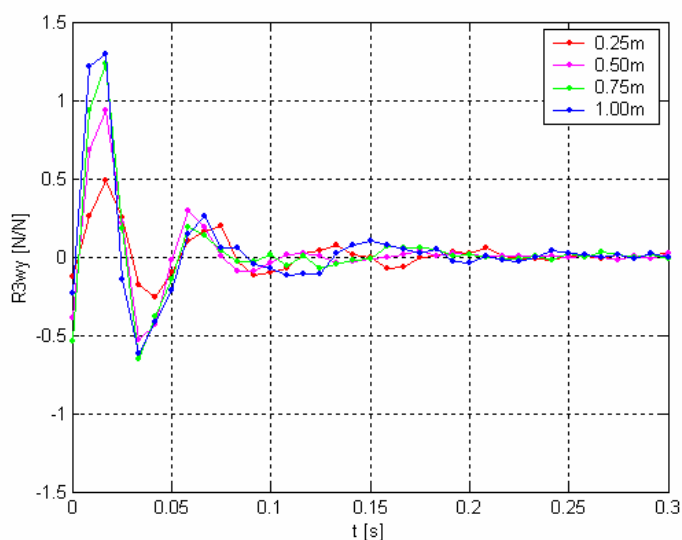
uzyskanych wartości maksymalnych wynika, analogicznie, jak dla poziomej względnej siły reakcji, z bliskiego położenia obu stawów.



Rys. 158. Przebiegi czasowe momentu obrotowego działającego na staw skokowy w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości momentu obrotowego obliczonego z modelowania, działającego na staw skokowy, zmieniały się w zależności od wysokości zeskoku, w zakresie od 250Nm do ponad 350Nm (Rys. 158). Ekstremum funkcji występowało w początkowym okresie kontaktu z podłożem – po ok. 0.1s, od momentu zetknięcia stóp z podłożem. Wartości maksymalne zwiększały się, wraz ze wzrostem wysokości zeskoku.

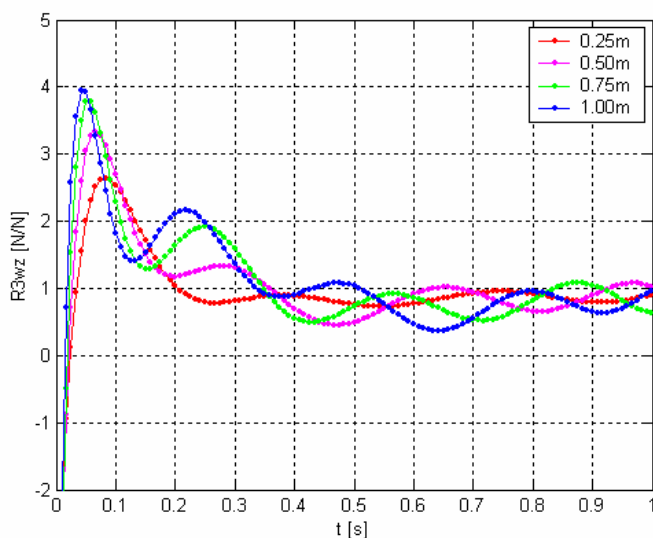
Podobnie, jak dla momentu obrotowego działającego na stawy śródstopia, także dla momentu obrotowego działającego na staw skokowy, zastosowano aproksymację wielomianową przebiegu czasowego otrzymanego z modelu, na podstawie danych pomiarowych (z markerów).



Rys. 159. Przebiegi czasowe poziomej względnej siły reakcji działającej na staw kolanowy w zależności od wysokości zeskoku

Dla stawu kolanowego, obliczona z modelu pozioma względna siła reakcji występująca podczas lądowania, uzyskała maksymalne wartości, w przedziale pomiędzy 0.5N/N, a 1.3N/N (Rys. 159). Zwiększanie wartości ekstremalnych następowało ze wzrostem wysokości zeskoku. Wartości ekstremalne dla tej składowej siły reakcji, występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.05s od momentu zetknięcia stóp z podłożem. Zarówno charakter przebiegów

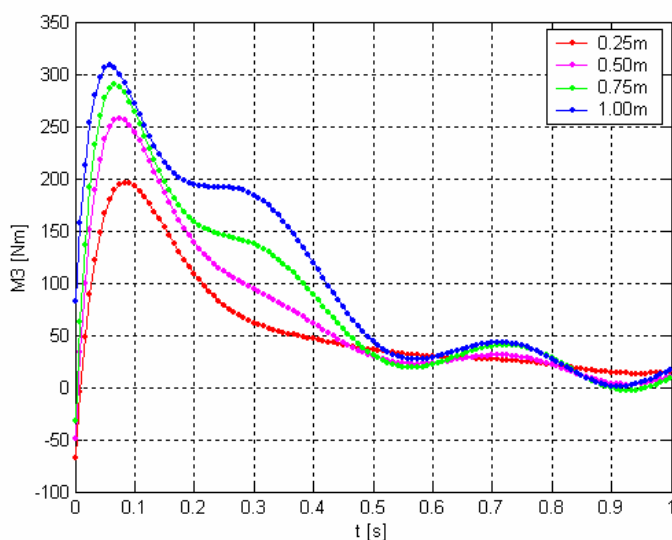
czasowych, jak i wartości maksymalne tej siły, były zbliżone do przebiegów poziomych względnych sił działających na stawy śródstopia i na staw skokowy.



Rys. 160. Przebiegi czasowe pionowej względnej siły reakcji działającej na staw kolanowy w zależności od wysokości zeskoku

Obliczone z modelu maksymalne wartości pionowej względnej siły reakcji działającej na staw kolanowy podczas lądowania, osiągały wartości od ponad 2.5N/N do blisko 4N/N (Rys. 160). Wzrost wartości maksymalnych następował wraz ze zwiększaniem wysokości zeskoku. Podobnie, jak dla pozostałych przebiegów czasowych poziomych względnych sił reakcji, występujący, oscylacyjny charakter tych przebiegów jest spowodowany wykonaną wcześniej aproksymacją wielomianową.

Wartości ekstremalne siły działającej na staw kolanowy były niższe, w porównaniu do wartości ekstremalnych pionowej względnej siły reakcji działającej na stawy śródstopia i na staw skokowy. Jest to zjawisko zrozumiałe, ze względu na zmniejszającą się wartość masy i związanych z nią sił działających od góry na staw, wraz ze zwiększaniem odległości osi stawu od podłoża.



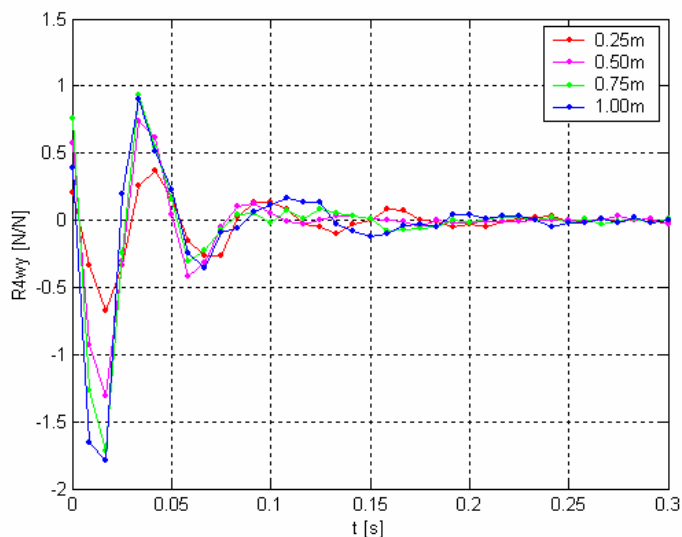
Rys. 161. Przebiegi czasowe momentu obrotowego działającego na staw kolanowy w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości momentu obrotowego obliczonego z modelowania, działającego na staw kolanowy, zmieniały się w zależności od wysokości zeskoku, w zakresie od blisko 200Nm

do ponad 300Nm (Rys. 161). Ekstremum funkcji występowało w początkowym okresie kontaktu z podłożem, znacznie wcześniej, niż w pozostałych stawach kończyn dolnych – jeszcze przed ok. 0.1s od momentu zetknięcia stóp z podłożem.

Wczesne występowanie ekstremum na przebiegu czasowym momentu obrotowego, w porównaniu do pozostałych stawów kończyn dolnych, może wskazywać na istotne znaczenie mięśni działających wokół stawu kolanowego, rozpoczynających proces hamowania ruchu w dół, po zetknięciu stóp z podłożem. Wartości maksymalne na przebiegach czasowych momentu obrotowego działającego na staw kolanowy zwiększały się, wraz ze wzrostem wysokości zeskoku.

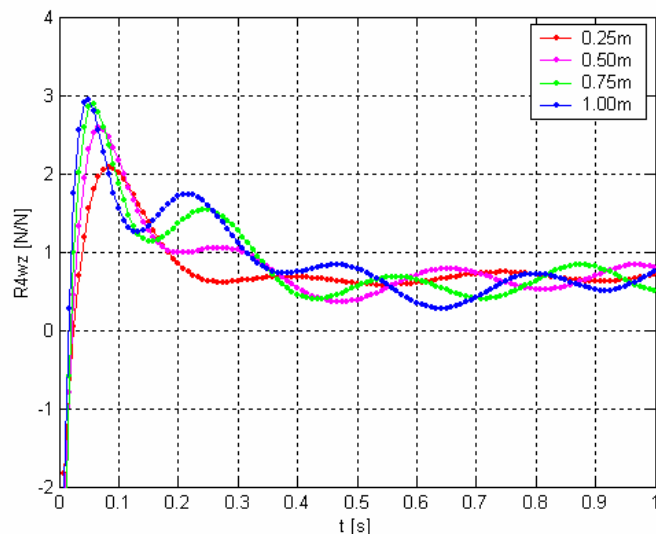
Podobnie, jak dla pozostałych momentów obrotowych działających na stawy kończyn dolnych, także dla momentu obrotowego działającego na staw kolanowy, zastosowano aproksymację wielomianową przebiegu czasowego otrzymanego z modelu, na podstawie danych pomiarowych (z markerów).



Rys. 162. Przebiegi czasowe poziomej względnej siły reakcji działającej na staw biodrowy w zależności od wysokości zeskoku

Dla stawu biodrowego, obliczona z modelu pozioma względna siła reakcji występująca podczas lądowania, uzyskała maksymalne wartości w przedziale, pomiędzy ponad 0.5N/N, a blisko 1.8N/N (Rys. 162). Warto zwrócić uwagę, że były to największe wartości ekstremalne poziomej względnej siły reakcji, spośród wszystkich poziomych względnych sił reakcji działających na stawy kończyn dolnych.

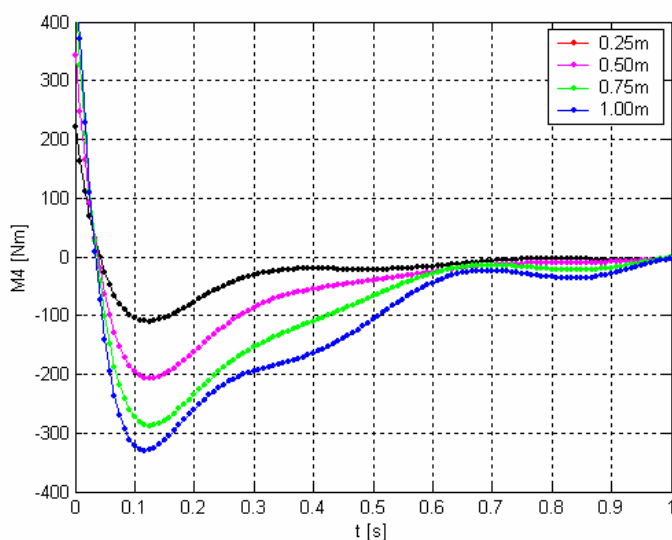
Zwiększanie wartości ekstremalnych następowało ze wzrostem wysokości zeskoku. Podobnie, jak dla pozostałych stawów kończyn dolnych, również i w stawie biodrowym wartości ekstremalne dla tej składowej siły reakcji, występowały w początkowym okresie kontaktu z podłożem – do ok. 0.05s od momentu zetknięcia stóp z podłożem.



Rys. 163. Przebiegi czasowe pionowej względnej siły reakcji działającej na staw biodrowy w zależności od wysokości zeskoku

Obliczone z modelu maksymalne wartości pionowej względnej siły reakcji działającej na staw biodrowy podczas lądowania, osiągały wartości od 2N/N do 3N/N (Rys. 163). Wzrost wartości maksymalnych następował wraz ze zwiększaniem wysokości zeskoku. Podobnie, jak dla pozostałych przebiegów czasowych poziomych względnych sił reakcji, występujący oscylacyjny charakter tych przebiegów jest spowodowany wykonaną wcześniej aproksymacją wielomianową.

Wartości ekstremalne siły działającej na staw biodrowy były najniższe, w porównaniu z wartościami ekstremów pionowych względnych sił reakcji działających na inne stawy kończyn dolnych. Dla stawu biodrowego wartość masy i związanych z nią sił działających od góry na staw po zeskoku jest najmniejsza, w porównaniu z masą znajdującą się ponad pozostałymi stawami kończyn dolnych, ponieważ staw biodrowy jest położony najwyżej spośród wszystkich stawów rozpatrywanych w modelu.



Rys. 164. Przebiegi czasowe momentu obrotowego działającego na staw biodrowy w zależności od wysokości zeskoku

Maksymalne wartości momentu obrotowego obliczonego z modelowania, działającego na staw biodrowy zmieniały się, w zależności od wysokości zeskoku, w zakresie od ponad 100Nm do ponad 300Nm (Rys. 164). Ekstremum funkcji występowało w początkowym okresie kontaktu z podłożem – po ok. 0.1s, od momentu zetknięcia stóp z podłożem. Wartości maksymalne

uzyskane na przebiegach czasowych momentu obrotowego działającego na staw kolanowy zwiększały się wraz ze wzrostem wysokości zeskoku.

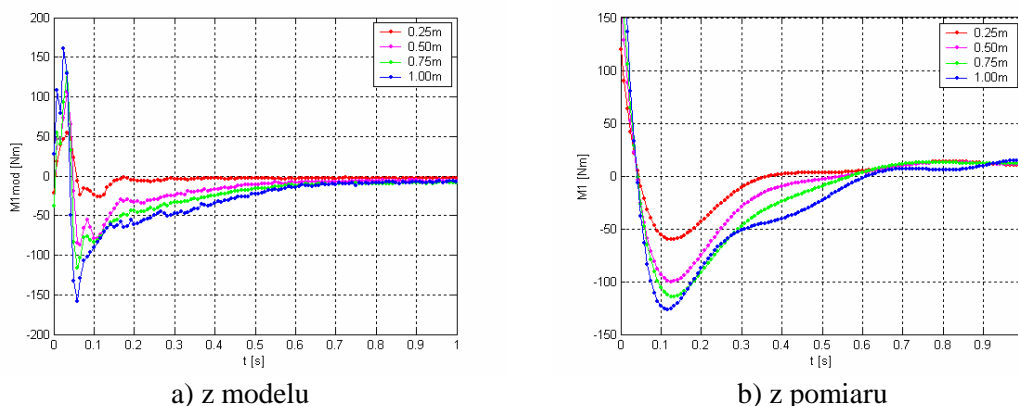
Podobnie, jak dla pozostałych momentów obrotowych działających na stawy kończyn dolnych, także dla momentu obrotowego działającego na staw biodrowy, zastosowano aproksymację wielomianową przebiegu czasowego otrzymanego z modelu, na podstawie danych pomiarowych (z markerów).

Po wyznaczeniu z modelu płaskiego przebiegów czasowych momentów obrotowych działających na stawy kończyn dolnych, podjęto próbę określenia własności mięśni działających wokół tych stawów po zeskoku, podczas lądowania na podłożu. W tym celu, zgodnie z założeniami opisanymi w rozdziale zatytułowanym: Budowa modeli teoretycznych, posłużono się przyjętym wcześniej równaniem wyznaczającym moment obrotowy działający na staw.

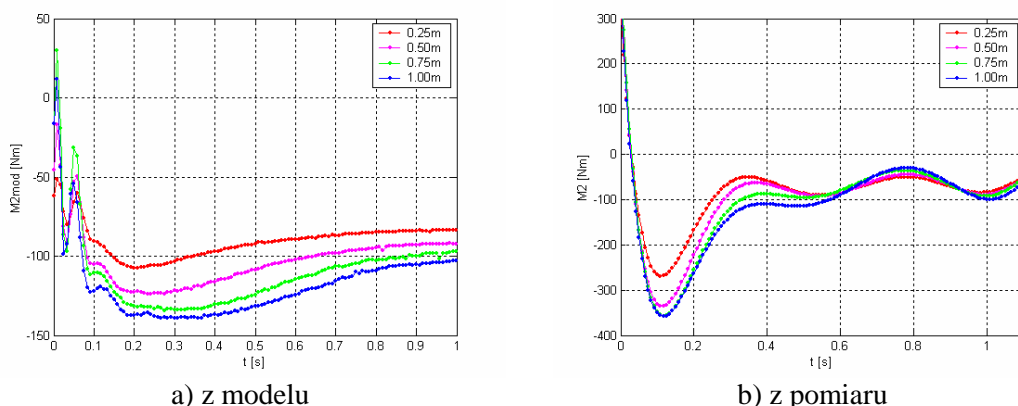
Porównując wartości momentów obliczonych według założonego równania ($M_{i,mod}$), z wartościami uzyskanymi wcześniej na podstawie pomiarów ($M_{i,pom}$), w oparciu o założone kryterium minimalizujące, wyznaczono parametry równania, czyli współczynniki tłumienia i sprężystości (k, d) dla każdego ze stawów kończyn dolnych oraz dla każdej wysokości zeskoku.

Minimum funkcji poszukiwano, podobnie, jak dla modeli jednoosiowych, wykorzystując wbudowaną w program Matlab funkcję „fminsearch”, opartą na metodzie Neldera-Meada (Lagarias, 1998; Zalewski, 2003), przeznaczoną dla danych funkcji, zapisanych w postaci wektora (danych dyskretnych).

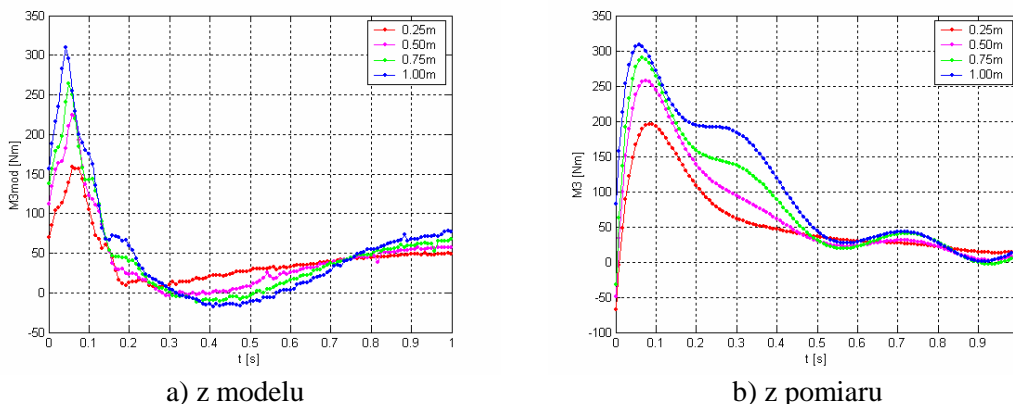
Otrzymane z symulacji – na podstawie wyznaczonych parametrów modelu występujących w przyjętym równaniu – przebiegi czasowe momentów obrotowych działających na poszczególne stawy kończyn dolnych ($M_{i,mod}$) przedstawiono poniżej (Rys.165-168), razem z umieszczonymi obok dla porównania przebiegami czasowymi momentów obrotowych uzyskanymi na podstawie danych pomiarowych ($M_{i,pom}$).



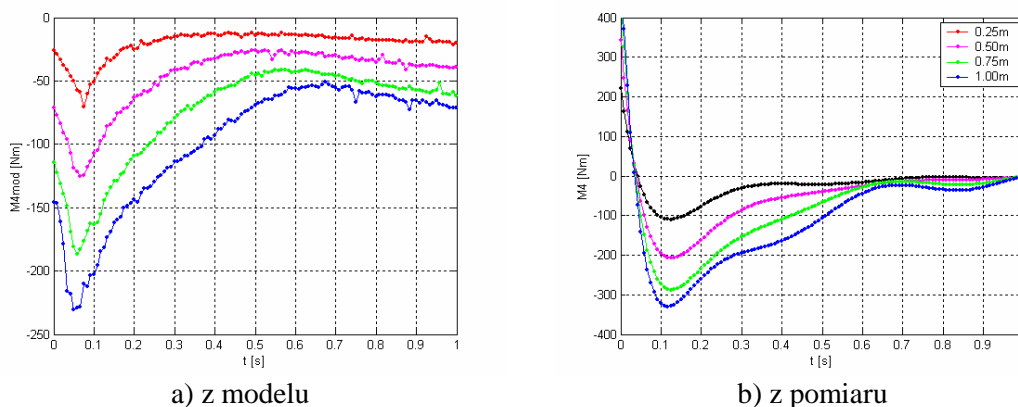
Rys. 165. Przebiegi czasowe momentu obrotowego działającego na stawy śródstopia w zależności od wysokości zeskoku – (a) wyznaczone z modelu, (b) wyznaczone na podstawie danych pomiarowych



Rys. 166. Przebiegi czasowe momentu obrotowego działającego na staw skokowy w zależności od wysokości zeskoku – (a) wyznaczone z modelu, (b) wyznaczone na podstawie danych pomiarowych



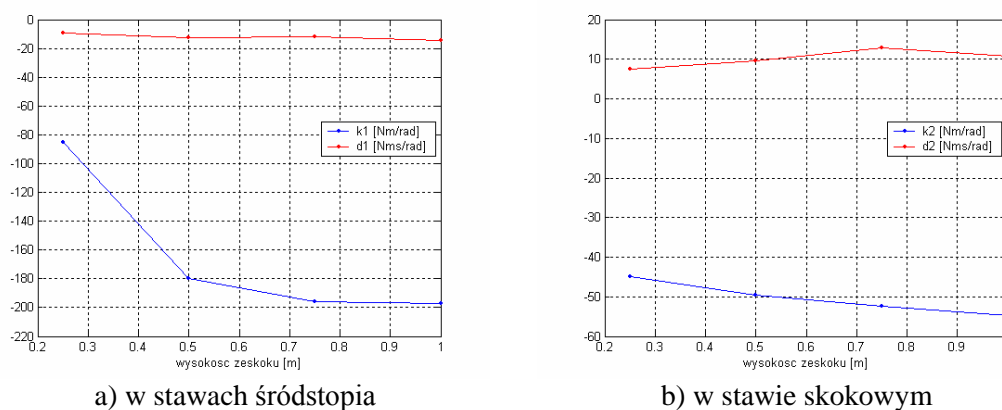
Rys. 167. Przebiegi czasowe momentu obrotowego działającego na staw kolanowy w zależności od wysokości zeskoku – (a) wyznaczone z modelu, (b) wyznaczone na podstawie danych pomiarowych

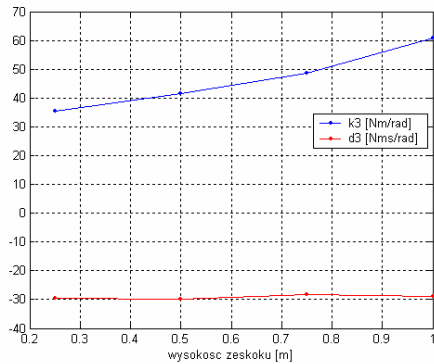


Rys. 168. Przebiegi czasowe momentu obrotowego działającego na staw biodrowy w zależności od wysokości zeskoku – (a) wyznaczone z modelu, (b) wyznaczone na podstawie danych pomiarowych

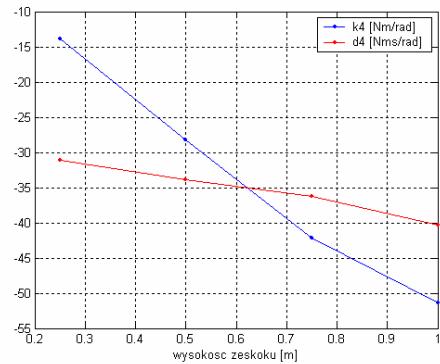
Porównanie przebiegów czasowych momentów wyznaczonych z modelu z przebiegami czasowymi momentów uzyskanymi na podstawie danych pomiarowych, pozwoliła stwierdzić, że występowały znaczne rozbieżności zarówno w charakterze, jak i wartościach momentów uzyskanych na obu przebiegach.

Otrzymane z modelowania parametry (k, d) występujące w równaniu wyznaczającym momenty obrotowe działające na poszczególne stawy, w zależności od wysokości zeskoku przedstawiono poniżej (Rys. 169).





a) w stawie kolanowym



b) w stawie biodrowym

Rys. 169. Wartości parametrów równania wyznaczającego moment obrotowy działający na cztery stawy kończyn dolnych w zależności od wysokości zeskoku

Wartość współczynnika sprężystości (k), charakteryzującego sprężyste własności mięśni, dla wszystkich stawów kończyn dolnych zmniejszała się, wraz ze wzrostem wysokości zeskoku, za wyjątkiem stawu kolanowego, dla którego obserwowano wzrost jego wartości.

Wartość współczynnika tłumienia (d), charakteryzującego tłumiące własności mięśni, dla wszystkich stawów kończyn dolnych utrzymywała się na podobnym poziomie lub ulegała niewielkim zmianom, wraz ze wzrostem wysokości zeskoku, za wyjątkiem stawu biodrowego, dla którego obserwowano spadek jego wartości.

W podsumowaniu należy stwierdzić, że modelowanie działania mięśni według założonego wcześniej równania, wyznaczającego wartość momentu obrotowego działającego na staw, nie była wystarczająco satysfakcjonująca.

Pomimo, iż pierwotne założenia, opisane w rozdziale zatytułowanym: Budowa modeli teoretycznych tego nie obejmowały, w dalszych poszukiwaniach funkcji najlepiej charakteryzującej własności mięśni, działających wokół stawów kończyn dolnych po zeskoku, podczas lądowania na podłożu, wprowadzono dodatkowo dwa równania, wyznaczające wartość momentu obrotowego działającego na staw.

W pierwszym równaniu założono nieliniową zależność pomiędzy obliczonym momentem obrotowym, a wartościami kąta związanego z danym stawem i prędkością kątową członu umieszczonego nad stawem:

$$M_i = d_{i1}\dot{\varphi}_i + d_{i2}\dot{\varphi}_i^3 + k_{i1}\varphi_i + k_{i2}\varphi_i^3 \quad (91)$$

W drugim równaniu zamiast kątów mierzonych w układzie bezwzględny, użyto wartości kątów względnych (φ_w), czyli wartości kątów ostrych utworzonych z członów związanych z danym stawem, a także zamiast prędkości kątowej członu związanego z danym stawem – różnicę prędkości kątowych kolejnych członów:

$$M_i = d_i(\dot{\varphi}_i - \dot{\varphi}_{i-1}) + k_i(\varphi_w) \quad (92)$$

Dla przyjętych równań powtórzono procedurę wyznaczania parametrów w nich występujących, poprzez porównanie wartości momentów uzyskanych na podstawie pomiarów (M_{ipom}) z obliczonymi z równań ($M_{i,mod}$), z wykorzystaniem funkcji optymalizacyjnej.

Niestety, w obu przytoczonych i analizowanych przypadkach, po przeprowadzonych obliczeniach, wyznaczone parametry występujące w równaniach, nie poprawiły zgodności wartości obliczonych momentów obrotowych z wartościami uzyskanymi wcześniej z pomiarów. Wykonane w ten sposób modelowanie nadal nie przyniosło satysfakcjonujących wyników.

9. Wnioski i perspektywy dalszych badań

Wyniki opracowane na podstawie badań doświadczalnych wykonanych na wybranej populacji osób z wykorzystaniem dwóch, niezależnych urządzeń pomiarowych (platformy dynamometrycznej, systemu rejestracji ruchu markerów Vicon) oraz uzyskane w wyniku modelowania dla modeli jednoosiowych i płaskiego, przyniosły duży zasób danych stanowiących cenne źródło informacji o sposobie wykonywania zeskoku, a zwłaszcza lądowania.

Prezentując najważniejsze wnioski wynikające z przeprowadzonych badań, nie można pominąć faktu, że stosunkowo rzadko badania obejmują tak dużą grupę osób, a w przypadku analizy zeskoków przypuszczalnie stanowią pierwszą, tak szeroko poświęconą wyłącznie okresowi lądowania pracę badawczą, zbierającą równocześnie, w jednym miejscu, dotychczasowe doniesienia naukowe z tego zakresu.

Podchodząc z ostrożnością do uzyskanych wyników oraz formułowanych wniosków, z racji niezbyt wielkiego doświadczenia na polu samodzielnej pracy badawczej, autor niniejszej dysertacji ma nadzieję, że przedstawione kompleksowo wyniki badań i nasuwające się wnioski, razem z przedstawioną w pracy całą procedurą zastosowaną przy ich opracowaniu, na tle innych badań wykonanych wcześniej, pozwolą wszystkim badaczom zainteresowanym tym tematem owocnie wykorzystać zebrany materiał badawczy.

Wybrane z tego materiału najistotniejsze, zdaniem autora pracy, wyniki badań i modelowania oraz wynikające z nich wnioski zostaną przedstawione w tym rozdziale.

Najbardziej interesujące, głównie ze względu na nowatorski charakter przedstawianych wyników, trudnych do porównania i zweryfikowania z badaniami innych autorów, są wyniki i wnioski uzyskane z obliczeń wykonanych dla modelu płaskiego lądującego człowieka. Prezentacja najważniejszych wyników i wniosków zostanie jednak rozpoczęta od przebiegów spotykanych najczęściej, przy wykonywaniu analizy zeskoku.

Uzyskane na podstawie pomiarów przy użyciu platformy dynamometrycznej, wartości ekstremalne na przebiegach czasowych średniej arytmetycznej pionowej względnej siły reakcji podłoża (F_{wz}), działającej na stawy śródstopia, wzrastały wraz ze wzrostem wysokości zeskoku o 0.25m, o około 1N/N, w zakresie od ponad 3 do blisko 6N/N. Ekstremum występowało wraz ze wzrostem wysokości zeskoku o 0.25m, coraz wcześniej o około 0.01s, w przedziale 0.05÷0.08s, od momentu zetknięcia stóp z podłożem.

Ta sama pionowa względna siła reakcji podłoża (F_{wz}) uzyskana z modelowania na podstawie rejestracji ruchu markerów charakteryzowała się mniejszymi wartościami ekstremum zmieniającymi się w zakresie od blisko 3 do ponad 4.5N/N, ale występującymi w takim samym przedziale czasu, czyli 0.05÷0.08s, od momentu zetknięcia stóp z podłożem.

Różnice pomiędzy wartościami ekstremów tej samej wielkości otrzymanej z dwóch niezależnych urządzeń pomiarowych, wynikały najprawdopodobniej z przeprowadzonej aproksymacji wielomianowej przebiegu utworzonego na podstawie rejestracji ruchu markerów, powodującej zmniejszenie wartości wszystkich ekstremów występujących na przebiegu. W przybliżeniu można założyć, że w wyniku aproksymacji wartości ekstremum siły dla pionowej względnej siły reakcji zostały obniżone o ok. 1N/N.

Uzyskane przez innych autorów na podstawie własnych pomiarów, wartości ekstremum pionowej względnej siły reakcji podłoża (F_{wz}), zmieniały się w zależności od wysokości zeskoku oraz sposobu wykonania lądowania (twarde, miękkie) i wynosiły przykładowo: 0.4m, 6N/N, 0.05s (Fritz, 1981); 0.5m, 6N/N, 0.02s; 0.5m, 2.7N/N, 0.06s; 1.0m, 4N/N, 0.02s (Mizrahi, 1982); 0.45m, 5.5N/N, 0.03s; 0.45, 4.2N/N, 0.04s (Fritz, 2001).

Część badaczy zajmujących się skokami, podawała wartości ekstremum pionowej siły reakcji podłoża (F_z) uzyskane z pomiarów, w jednostkach bezwzględnych siły (N), jednak wydaje się to mało przydatne w praktyce, ze względu na różną masę osób skaczących, wpływającą bezpośrednio na uzyskiwane wartości siły.

Pionowa względna i bezwzględna siła reakcji podłoża była najczęściej i najchętniej przedstawianą wielkością uzyskiwaną podczas badań zeskoków. Przebieg tej siły był też

najczęściej modelowany w celu określenia własności układu amortyzującego zeskok, czyli głównie stawów, mięśni i kości kończyn dolnych. W zdecydowanej większości pomiar przeprowadzano wykorzystując platformę dynamometryczną. Warto zwrócić uwagę, że wartości ekstremum pionowej względnej siły reakcji podłoża (F_{wz}) uzyskiwane podczas lądowania po zeskoku z różnych wysokości są znacznie większe, niż uzyskiwane dla chodu ($0.8 \div 2N/N$), czy podczas biegu ($2 \div 4N/N$) (Chow, 1971; Winter, 1990; Morecki, 1990). Z tego powodu w trakcie lądowania stawy, mięśnie, ścięgna i kości kończyn dolnych są szczególnie narażone na uszkodzenia.

Przedstawione w niniejszej pracy, przybliżone wartości ekstremum i przebiegi czasowe pionowej względnej siły reakcji (F_{wz}), działającej na poszczególne stawy kończyn dolnych, uzyskane z modelowania na podstawie rejestracji ruchu markerów, to nowy wkład w modelowanie i analizę zeskoków. Wynika to zapewne z faktu, że niewielu autorów modelowało lądowanie na podłożu za pomocą modelu płaskiego. Dodatkową trudnością była konieczność zebrania danych o zmianach położenia środków mas i stawów podczas wykonywania zeskoków, przy wykorzystaniu drugiego, oprócz platformy urządzenia pomiarowego, czyli systemu rejestracji ruchu markerów. Spodziewany spadek wartości ekstremum pionowej względnej siły reakcji (F_{wz}), działającej na staw, wraz z coraz wyższym położeniem stawu względem podłoża, został potwierdzony wynikami modelowania.

Wartość ekstremum pionowej względnej siły reakcji, działającej na staw skokowy była zbliżona do wartości ekstremum siły działającej na stawy śródstopia, będącej równocześnie siłą reakcji podłoża. Zbliżone wartości ekstremum obu sił wynikały z bliskości stawów na które działały.

Wartości ekstremum pionowej względnej siły reakcji, działającej na staw kolanowy zmieniały się w zakresie od ponad 2.5 do $4N/N$, natomiast na staw biodrowy od ponad 2 do $3N/N$. Warto przypomnieć, że realna wartość pionowej siły względnej mogła być większa nawet o $1N/N$, ze względu na zastosowaną w trakcie modelowania aproksymację wielomianową przebiegu.

Moment osiągnięcia ekstremum na przebiegach czasowych pionowych względnych sił reakcji, działających na stawy: kolanowy i biodrowy, występował podobnie, jak dla sił pionowych w niżej położonych stawach, czyli w przedziale $0.05 \div 0.08s$, od momentu zetknięcia stóp z podłożem. Analogicznie, jak dla niżej położonych stawów, większe wartości ekstremum, związane z większą wysokością zeskoku występowały wcześniej na przebiegach siły.

Otrzymane z modelowania wartości ekstremum pionowej względnej siły reakcji, działającej na stawy kończyn dolnych podczas lądowania człowieka na podłożu, pomimo usilnych starań, nie udało się porównać z analogicznymi danymi zawartymi w dostępnej literaturze. W jednej z publikacji (Gruber, 1998), wykorzystano model płaski ciała do analizy zeskoku, oraz przedstawiono przebiegi czasowe i wartości sił pionowych działających na stawy: kolanowy i biodrowy, podczas lądowania, wyrażone w wartościach bezwzględnych siły (N). W opisywanym modelu, zeskok wykonywano z wysokości 0.4m. Nie podano jednak masy badanej osoby. Wartości ekstremów sił pionowych działających na stawy kończyn dolnych, zmniejszały się wraz z odległością stawu od podłoża i dla kolejnych stawów wynosiły: reakcja podłoża na stopy – 7000N, siła działająca na staw kolanowy – $3000 \div 4500N$ (w zależności od właściwości modelu), siła działająca na staw biodrowy – 2000N. Przytoczone wartości ekstremów sił wydają się zbyt duże, ale bez informacji na temat masy skaczącego, nie można ocenić ich wiarygodności.

Zmiana wartości ekstremum siły pionowej działającej na stawy kończyn dolnych, podczas lądowania po zeskoku, w zależności od położenia stawu ponad podłożem, niesie ze sobą największe zagrożenie uszkodzenia stawu dla stawów położonych najniżej, czyli: skokowych i śródstopia.

Z obliczeń wykonanych dla modelu płaskiego, uzyskano również przebiegi czasowe poziomej względnej siły reakcji (F_{wy}), działającej na poszczególne stawy kończyn dolnych.

Największe wartości poziomej względnej siły reakcji zanotowano dla stawu biodrowego – $1.8N/N$, następnie dla stawów skokowego i śródstopia – blisko $1.5N/N$, a najmniejsze dla stawu kolanowego – $1.3N/N$. Dyskusyjną kwestię stanowić może posługiwanie się, w stosunku do poziomej siły reakcji wartościami względnymi (N/N), jednak w celu porównania ich

ze składową pionową, takie rozwiązanie wydaje się celowe. Warto zwrócić uwagę na jednakowe zwroty sił poziomych działających na stawy: skokowe i biodrowe, przeciwne do sił poziomych działających na stawy: śródstopia i kolanowe.

Wartości ekstremum względnych poziomych sił reakcji działających na stawy podczas lądowania po zeskoku, wydają się nie stanowić zagrożenia dla zdrowia osoby skaczącej, ponieważ nie przekraczają wartości $2N/N$, co w porównaniu z pionowymi względnymi siłami reakcji stanowi wartość dwukrotnie, a nawet trzykrotnie mniejszą. Warto jednak zwrócić uwagę, że ekstremum poziomych sił reakcji występuje znacznie wcześniej, niż w przypadku przebiegów czasowych sił pionowych, i pojawia się po ok. 0.02s, od momentu zetknięcia stóp z podłożem.

Przebiegi czasowe i wartości sił poziomych działających na stawy kończyn dolnych, podczas lądowania po zeskoku, zostały przedstawione przez Gruber'a (Gruber, 1998), jednak, podobnie, jak dla sił pionowych, wyrażono je w wartościach bezwzględnych siły (N). Uzyskane z modelowania wartości ekstremum sił poziomych działających na stawy kończyn dolnych, podczas lądowania po zeskoku, oscylowały w granicach 1000N, przy czym dla stawów: kolanowego i biodrowego, były to wartości niższe, a jedynie dla poziomej siły reakcji podłoża na stopy – nieznacznie wyższe. W tym przypadku, przytoczone wartości ekstremum sił wydają się trochę za małe, ale podobnie, jak dla pionowej siły reakcji, bez informacji na temat masy skaczącego, nie można ocenić ich wiarygodności.

Jednym z większych osiągnięć modelowania przedstawionego w pracy były uzyskane przebiegi czasowe momentów obrotowych związanych ze stawami kończyn dolnych, działających w czasie amortyzacji zeskoku. Na ich podstawie próbowano także zbadać i określić właściwości mięśni odpowiedzialnych za ruchy w wybranych stawach. Wartości maksymalne momentów obrotowych działających na stawy, występujące podczas lądowania po zeskoku, a uzyskane z modelowania wynosiły: 130Nm – dla stawów śródstopia, ponad 300Nm – dla stawów: biodrowego i kolanowego oraz ponad 350Nm – dla stawu skokowego. Warto jednak zwrócić uwagę, że wartości ekstremów były zaniżone, ze względu na przeprowadzoną aproksymację wielomianową przebiegu czasowego momentów. Z tego powodu rzeczywiste wartości maksymalne momentów obrotowych mogą być wyższe, nawet o ok. 50Nm.

Wyniki badań modelowych zeskoków prowadzonych przez Gruber'a (Gruber, 1998), ukazują wartości maksymalne momentów obrotowych działających na staw kolanowy, wynoszące ok. 200Nm, natomiast na staw biodrowy – blisko 500Nm, podczas lądowania po zeskoku z wysokości 0.4m. Wartości maksymalne momentu obrotowego działającego na staw biodrowy, uzyskane przez Gruber'a wydają się przesadzone, tym bardziej, że wartości przekraczające 500Nm stanowią maksymalne możliwości siłowe wyznaczane dla tej grupy mięśniowej – prostowników stawu biodrowego (Wit, 1992), a nawet jako maksymalne momenty obrotowe działające na ten staw, podawane są wartości wynoszące poniżej 400Nm (Urbanik, 2001).

Porównując wartości maksymalne momentów obrotowych działających na stawy kończyn dolnych, występujące po rozpoczęciu lądowania, można sformułować tezę, że największy udział w hamującym ruchu działaniu mięśni, mają prostowniki stawu skokowego, a w dalszej kolejności: stawu biodrowego i kolanowego. Warto jednak zwrócić uwagę, że maksymalna wartość momentu obrotowego działającego na staw kolanowy, występuje znacznie wcześniej, niż dla pozostałych stawów kończyn dolnych, co może wskazywać na istotne znaczenie mięśni działających wokół stawu kolanowego, jako rozpoczynających proces hamowania ruchu w dół po zetknięciu stóp z podłożem.

Cenną informację o zmianach w stawach kończyn dolnych zachodzących podczas lądowania po zeskoku, dostarczyły przebiegi czasowe kątów związanych z poszczególnymi stawami oraz ich pochodne – prędkości i przyspieszenia kątowe, wyznaczone z modelu płaskiego na podstawie rejestracji ruchu markerów. Wyznaczone przebiegi czasowe pozwoliły poznać przedział zmian kątów związanych ze stawami, prędkości i przyspieszeń kątowych, a także ustalić wpływ wysokości zeskoku na wartości ekstremów, występujących na przebiegach.

Synteza modeli jednoosiowych ciała człowieka opisujących zeskok, przeprowadzona w rozdziałach zatytułowanych: Budowa modeli teoretycznych oraz Wyniki badań – od układów najprostszych (1-masowych), spotykanych w badaniach modelowych, aż do złożonych (4-masowych) – ukazała niedoskonałości struktury modeli jednoosiowych, a także trudności doboru odpowiedniego kryterium optymalizacyjnego dla przyjętego modelu. Wrażliwość funkcji optymalizacyjnej na początkowe wartości parametrów modelu oraz otrzymywana z modelowania liczba możliwych rozwiązań, przekonują, że struktury jednoosiowe nie wystarczą do rzetelnej analizy zeskoku, uzyskania zadowalającej zgodności przebiegów czasowych sił reakcji wyznaczanych w modelu z przebiegami pochodzącymi z pomiarów oraz, co stanowiło kolejny wkład niniejszej pracy w badania zeskoków – równoczesnej zgodności przebiegów położenia środków mas założonych w strukturze modelu, z przebiegami środków mas uzyskanymi z pomiarów.

Wartości współczynników otrzymane z modelowania dla modeli jednoosiowych zmieniały się w zależności od przyjętej struktury modelu, wybranej zasady optymalizacji, wysokości zeskoku, a także – jak już wspomniano – od przyjętych dla funkcji optymalizacyjnej początkowych wartości współczynników. Wartości wyznaczonego z modelowania współczynnika sprężystości (k) zmieniały się w przedziale od 3000 do nawet 3900000N/m i z wyjątkiem największych wartości, uzyskanych dla najwyższych wysokości zeskoku, przeważnie były niższe, od spotykanych w literaturze. Wartości współczynnika tłumienia (d), zmieniały się w przedziale od wartości ujemnych do 2370Ns/m i poza skrajnymi wartościami, zazwyczaj były zbliżone do spotykanych w literaturze. Wartości wszystkich wyznaczonych współczynników należy jednak traktować z dużą ostrożnością, pamiętając, że niewielka zmiana danych wejściowych, mogła spowodować znaczne zmiany w wynikach symulacji. Poza tym wartości parametrów uzyskane z modelowania nadal nie zostały wystarczająco zweryfikowane w badaniach empirycznych.

Autorzy większości modeli jednoosiowych opracowywanych do analizy zeskoków, dotychczas, przy definiowaniu funkcji optymalizacyjnej, pozwalającej wyznaczyć parametry modelu, zadowalali się jedynie zgodnością przebiegów czasowych siły reakcji podłoża pochodzącej z pomiarów, z siłą wyznaczaną z modelu (Fritz, 1980; Özgüven, 1988; Peikenkamp, 2002). W efekcie wyznaczone parametry w większym lub mniejszym stopniu pozwalały uzyskać założoną zgodność obu przebiegów siły, jednak porównanie przebiegów czasowych położenia środków mas ujawniało niedoskonałość przyjętego rozwiązania. Przekonał się o tym Fritz (2001), gdy opracowując nowy model jednoosiowy złożony z 4 mas, podjął próbę wyznaczenia jego parametrów, uwzględniając równocześnie oba przebiegi (siły reakcji i położenia środków mas). Uzyskując zadowalającą zgodność przebiegu siły reakcji, stwierdził znaczne różnice pomiędzy przebiegami czasowymi położenia środków mas tworzących strukturę modelu. Niestety, nie potrafił w oparciu o opracowany model rozwiązać tego problemu.

Wbrew oczekiwaniom wielu autorów, zwiększanie liczby mas w strukturze modelu, wcale nie przekłada się na poprawę otrzymanych rozwiązań, a wręcz przeciwnie – często powoduje wzrost trudności w doborze odpowiednich parametrów modelu. Przyjmowane kryterium optymalizacyjne i funkcja zastosowana do znalezienia najlepszego rozwiązania, wraz ze wzrostem stopnia skomplikowania modelu, w zależności od przyjętych początkowych wartości parametrów, często „wpada” w lokalne ekstremum, które wcale nie okazuje się ekstremum globalnym. Należy również stwierdzić, że zwiększanie liczby parametrów modelu prowadzi automatycznie do powiększania liczby teoretycznie możliwych rozwiązań i podstawowym problemem badacza staje się, zamiast znalezienia właściwych parametrów – poszukiwanie odpowiedniej funkcji optymalizacyjnej, zdolnej do „omijania pułapek” niewłaściwych rozwiązań, czyli licznie występujących ekstremów lokalnych.

Niedoskonałości otrzymywanych rozwiązań mogą również wiązać się z traktowaniem układu ruchowego człowieka w opracowywanych modelach, jako struktury biernej i na dodatek o stałych parametrach. Przykład modelu 1-masowego, ze zmiennymi parametrami przedstawiony w niniejszej pracy ukazuje, że przy takim założeniu struktury modelu możliwe jest uzyskanie idealnej zgodności przebiegów czasowych siły otrzymanych z modelu, z przebiegami czasowymi pochodzącymi z pomiarów. Niestety, nie było możliwe uzyskanie idealnej zgodności równocześnie dla przebiegów siły reakcji i położenia środka masy, w oparciu o założoną strukturę modelu.

Duże zróżnicowanie wartości parametrów otrzymanych z modeli jednoosiowych, skłania do ostrożności przy próbie określenia własności mięśni kończyn dolnych w zależności od wysokości zeskoku. Zarówno współczynniki tłumienia, jak i sprężystości występujące w strukturach modeli zmieniają swoje wartości bez wyraźnej zależności od zmiany wysokości zeskoku. Nawet w sytuacjach wyraźnego wzrostu lub spadku wartości danego parametru ze zmianą wysokości zeskoku, nie należy odczytywać obserwowanej zależności, jako pewnik, ze względu na wspomnianą wcześniej dużą wrażliwość uzyskanych rozwiązań, na przyjęte początkowe wartości parametrów, a także na możliwość znalezienia przez funkcję optymalizacyjną jedynie lokalnego ekstremum.

Próba określenia właściwości mięśni kończyn dolnych działających podczas lądowania po zeskoku, na podstawie parametrów modelu płaskiego według założonej struktury nie powiodła się. Zależności funkcyjne założone w trzech różnych równaniach wyznaczających wartości momentów obrotowych działających na poszczególne stawy kończyn dolnych, nie zostały potwierdzone doбором odpowiednich parametrów tych równań. Przebiegi czasowe momentów obrotowych wyznaczonych na podstawie dobranych parametrów, według założonych równań znacznie różniły się od przebiegów otrzymanych z modelu, na podstawie rejestracji ruchu markerów. Mimo, iż pomiędzy wartościami ekstremum obu porównywanych momentów obrotowych występowały analogie, widoczne zwłaszcza przy zwiększaniu wysokości zeskoku, sam charakter przebiegu oraz wartości ekstremalne tych momentów, różniły się na tyle, że określanie własności mięśni kończyn dolnych na podstawie wyznaczonych parametrów, nie miało większego sensu. Pomimo niepowodzenia przy wyznaczeniu odpowiedniej zależności, rzetelność w prowadzonej pracy badawczej skłoniła autora pracy do przedstawienia również tych, sprawdzanych w modelu rozwiązań. Przyczyną niepowodzenia oprócz nieodpowiednio dobranej zależności, wyznaczającej wartość momentu obrotowego, mogła być także niewłaściwa funkcja optymalizacyjna lub źle przyjęte kryterium porównawcze.

Nie można we wnioskach pominąć kilku uwag, związanych z badaniami doświadczalnymi przeprowadzonymi przez autora niniejszej pracy. Procedura pomiarowa zeskoków oraz sposób opracowywania wyników rejestracji, zostały przedstawione wcześniej w rozdziale zatytułowanym: Badania doświadczalne.

Z perspektywy przeprowadzonej analizy i modelowania ruchu skoczka, stwierdzić należy, że duże znaczenie odgrywa rzetelność przeprowadzonych pomiarów. Pomimo starań dokładanych na każdym etapie pomiarów, podczas wstępnego opracowywania wyników trzeba było odrzucić sporą część zarejestrowanych przebiegów. Planując badania z udziałem ludzi, należy zatem wcześniej założyć, że część pomiarów nie będzie nadawała się do dalszej analizy. Warto również podjąć starania o powtarzalność pomiarów ze względu na później wykonywane obliczenia. Niestety, ogromna czułość zastosowanych urządzeń, takich jak platforma dynamometryczna, czy system rejestracji ruchu markerów w zderzeniu z żywym organizmem człowieka, nie sprzyja ani dokładności, ani powtarzalności pomiarów. Podczas rejestracji dynamicznych, niejednokrotnie występowały sytuacje, gdy ta sama osoba, skacząca z danej wysokości uzyskiwała w kolejnych 4 zeskokach – cztery przebiegi czasowe siły reakcji podłoża, różniące się między sobą zarówno charakterem, jak i wartościami maksymalnymi. Z tego powodu kwestionować można celowość badań zeskoków, jakie często opisywane były w publikacjach, zawężone tylko do jednej osoby, wykonującej zeskoki tylko z jednej, ustalonej wysokości. A może właśnie takie pomiary mają sens?

W perspektywie dalszych badań nad zeskokami człowieka, celowe wydaje się poszukiwanie odpowiedniej funkcji dla modelu płaskiego, symulującej działanie mięśni związanych ze stawami kończyn dolnych. Wskazane byłoby również opracowanie modelu płaskiego zawierającego w swojej strukturze elementy odpowiadające mięśniom, łączące poszczególne punkty położone na członach modelu, analogicznie do miejsc przyczepów mięśni człowieka. Wydaje się także możliwe wykorzystanie modeli jednoosiowych z jedną lub najwyżej dwoma masami i wprowadzenie do ich struktury elementów aktywnych, symulujących struktury

nerwowe i sterujących działaniem poszczególnych mięśni. Prawdopodobnie w niedługiej przyszłości zostanie opracowany pierwszy model przestrzenny wykorzystany do analizy zeskoku.

Działający w sposób zadowalający model skoczka może umożliwić zarówno konstruowanie dowolnych układów mechanicznych (np. robotów) zdolnych do wykonywania zeskoków i bezpiecznego lądowania na podłożu, jak i opracowanie nowych technik wykonywania skoków przez sportowców, w celu poprawy wyników, w oparciu o dane uzyskane z modelu.

Ponadto model umożliwiający określenie właściwości mięśni kończyn dolnych zdrowego człowieka zapewniających bezpieczne wykonanie zeskoku, pozwoliłby tworzyć odpowiednio zaprojektowane protezy kończyn dolnych, pozwalające osobom niepełnosprawnym nawet na wykonywanie skoków, bez obawy uszkodzenia założonej protezy.

Literatura:

1. **Aleshinsky, S.Y., Zatsiorsky, V.M.** (1978). Human locomotion in space analyzed biomechanically through a multi-link chain model. *Journal of Biomechanics*, 11, 101-108.
2. **Alexander, R.M.** (1988). *Elastic Mechanisms in Animal Movement*. Cambridge University Press, Cambridge.
3. **Alexander, R.McN.** (1990). Optimum take-off techniques for high and long jumps. *Philosophical Transaction of the Royal Soc., Series B329*, 3-10.
4. **Alexander, R.McN., Bennett, M.B. and Ker, R.F.** (1986). Mechanical properties and functions of the paw pads of some mammals. *J. Zool., Lond. A* 209, 405-419.
5. **An, K.N., Jacobsen, M.C., Berglund, L.J., & Chao, E.Y.S.** (1988). Application of a magnetic tracking device to kinesiological studies. *Journal of Biomechanics*, 21, 613-620.
6. **Anderson, F.C., Pandy, M.G.** (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1413-1427.
7. **Anderson, F.C., Pandy, M.G.** (1999). A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer methods in biomechanics and biomechanical engineering*, 2, 201-231.
8. **Anderson, F.C., Pandy, M.G.** (2000). Dynamic simulation of human motion in three dimensions. *Proc. of Sixth Int. Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*. Cape Town, pp. 1-4.
9. **Anderson, F.C., Pandy, M.G.** (2001a). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34, 153-161.
10. **Anderson, F.C., Pandy, M.G.** (2001b). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 381-390.
11. **Andreasson, G., & Olofsson, B.** (1983). Surface and shoe deformation in sport activities and injuries. In B.M. Nigg & B.A. Kerr (Eds.), *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces* (pp. 55-61). Calgary: University Printing.
12. **Angulo, R.M., & Dapena, J.** (1992). Comparison of film and video techniques for estimating three-dimensional coordinates within a large field. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8, 145-151.
13. **Apkarian, J., Naumann, S., & Cairns, B.** (1989). A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 22(2), 143-155.
14. **Asmussen, F.C., & Bonde-Petersen, F.** (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol. scand.*, 91, 385-392.
15. **Barton, J.G., Lees, A.** (1997). An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams. *Gait & Posture*, 5, 28-33.
16. **Bauer, N., Frischholz, R.W.** (1995). Three Dimensional Automatic Motion Analysis. ISATA 28th Symposium, Proceedings on Robotics, Motion and Machine Vision in the Automotive Industries, September 1995.
17. **Bieleckij, W.W.** (1984). *Dwunogaja chodba*. Nauka, Moskwa.
18. **Blickhan, R.** (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22, 1217-1227.
19. **Bobbert, M.F.** (2001). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *Journal of Experimental Biology*, 204, 533-542.
20. **Bobbert, M.F., & van Ingen Schenau, G.J.** (1988). Coordination in vertical jumping. *J. Biomechanics*, 21, 249-262.
21. **Bobbert, M.F., Gerritsen, K.G.M., Litjends, M.C.A. and van Soest, A.J.** (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med. Sci. Sports Exerc.*, 27, 1012-1020.
22. **Bobbert, M.F., Huijing, P.A., & van Ingen Schenau, G.J.** (1986). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J. Biomechanics*, 19, 887-898.

23. **Bobbert, M.F., van Soest, A.J.** (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and Science in Sports and Medicine*, 26, 1012-1020.
24. **Boor de, C.** (1978). *A Practical Guide to Splines*. Springer-Verlag.
25. **Bozdech, Z.** (1971a), Acute and subacute injury in gymnastics. *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine*. London, Macmillan Company, pp. 541-542.
26. **Bozdech, Z.** (1971b), Chronic injury in gymnastics. *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine*. London. Macmillan Company, 616-617.
27. **Brandt, R.A., Crowninshield, R.D., Wittstock, C.E., Pedersen, D.R., Clark, C.R., & van Krieken, F.M.** (1982), A model for lower extremity muscular anatomy. *J. Biomech. Engng*, 104, 304-310.
28. **Brandt, R.A., Pedersen, D.R., & Friederich, J.A.** (1986). The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J. Biomechanics*, 19, 589-596.
29. **Brzózka, J.** (1997). *Ćwiczenia z automatyki w Matlabie i Simulinku*. Edu-Mikom, Warszawa.
30. **Cappozzo, A., Leo, T., Pedotti, A.** (1975). A general computing method for the analysis of human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 8, 307-320.
31. **Cavagna, G.A., Dusman, B., & Margaria, R.** (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *J. appl. Physiol.*, 24, 21-32.
32. **Chan, T.** (2001). A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. *Gait & Posture*, 13, 102-120.
33. **Chao, E.Y.S.** (1980). Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *Journal of Biomechanics*, 13, 989-1006.
34. **Cheng, K.B., Hubbard, M.** (2005). Optimal compliant-surface jumping: a multi-segment model of springboard standing jumps. *Journal of Biomechanics*, 38, 1822-1829.
35. **Chow, C.K., Jacobson D.H.** (1971). *Studies of Human Locomotion via Optimal Programming*. *Mathematical Biosciences*, 10, 239-306.
36. **Clarys, J.P., Marfell-Jones, M.J.** (1986). Anthropometric prediction of component tissue masses in the minor limbs of the human body. *Human Biology*, 58, 761-769.
37. **Clarys, J.P., Massez, C., van den Broeck, M., Piette, G., & Robeaux, R.** (1985). Total telemetric surface EMG of the front crawl. In: *Biomechanics VIII-B* (edited by H. Matsui and K. Kobayashi), pp. 951-958. Baltimore, MD: University Park Press.
38. **Cole, G.K., Nigg, B.M., van den Bogert, A.J., Gerritsen, K.G.M.** (1996). Lower extremity joint loading during impact in running. *Clinical Biomechanics*, 11, 181-193.
39. **Crowninshield, R.D.** (1978), Use of optimization techniques to predict muscle forces, *Journal of Biomedical Engineering*, 100, 88-92.
40. **Davy, D.T., Audu, M.L.** (1987). A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 20, 187-201.
41. **Dempster, W.T.** (1955), Space requirements of the seated operator. Wright Air Development Center (WADC) Tech. Rep. No. 55-159.
42. **Denoth, J.** (1983). A method to measure the mechanical properties of soles and playing surfaces. In B.M. Nigg & B.A. Kerr (Eds.), *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces* (pp. 43-50). Calgary: University Printing.
43. **Dhaer, Y.Y., Tsoumanis, A.D., Rymer, W.Z.** (2003). Reflex muscle contractions can be elicited by valgus positional perturbations of the human knee. *Journal of Biomechanics*, 36(2), 199-209.
44. **Dietz, V., Schmidbleicher, D., & Noth, J.** (1979). Neuronal mechanisms of human locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 45(5), 1212-1222.
45. **Eisenberg, I., Allen, W.C.** (1978). Injuries in a women's varsity athletic program. *Physician Sportsmed* 6, 112-120.
46. **Erdmann, W.S.** (1998). Zakres badań lokomocji człowieka. W: Erdmann, W.S. (red.), *Lokomocja'98. Materiały ogólnopolskiej konferencji*, Gdańsk, ss. 12-19.
47. **Farley, C.T., & Morgenroth, D.C.** (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 267-274.

48. **Farley, C.T., Blickhan, R., Saito, J., Taylor, C.R.** (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology* 71, 2127-2132.
49. **Farley, C.T., Ferris, D.P.** (1998a). Biomechanics of walking and running: from center of mass movements to muscle actions. *Exercise and Sport Science Reviews* 26, 253-285.
50. **Farley, C.T., Glasheen, J., McMahon, T.A.** (1993). Running springs: speed and animal size. *Journal of Experimental Biology*, 185, 71-86.
51. **Farley, C.T., Gonzalez, O.** (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29, 181-186.
52. **Farley, C.T., Houdijk, K.K.P., van Strien, C., Louie, M.** (1998b). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85, 1044-1055.
53. **Ferretti, A., Papandrea, P., & Conteduca, F.** (1990). Knee injuries in volleyball. *Sports Medicine*, 10, 132-138.
54. **Ferrigno, G., & Pedotti, A.** (1985). ELITE: A Digital Dedicated Hardware System for Movement Analysis via Real-time TV Signal Processing. *IEEE Tr. on Computers*, 32, 943-950.
55. **Ferrigno, G., Jaworek, K., Santambrogio, G.C.** (1986). An automatic method to evaluate goodness of muscular work during human locomotion. 5th Meeting of the European Society of Biomechanics, Berlin/West.
56. **Ferris, D.P., Farley, C.T.** (1997). Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology* 82, 15-22.
57. **Forwood, M.R., Neal, R.J., & Wilson, B.D.** (1985). Scaling segmental moments of inertia for individual subjects. *Journal of Biomechanics*, 18, 755-761.
58. **Fritz, M.** (1981). Analyse der vertikalen Auflagerkraft bei unterschiedlichen Sprüngen anhand von gemessenen und simulierten Kraftkurven [Analysis of the vertical ground reaction force during different jumps by means of measured and simulated force curves]. *Leistungssport*, 11(1), 74-78.
59. **Fritz, M.** (1999). Simulation schnell ablaufender Bewegungen im Sport und bei Schwingungsbelastung mit Hilfe von biomechanischen Modellen zur Ermittlung der Beanspruchung des menschlichen Bewegungsapparates [Simulation of rapid sports movements and of vibration stress by means of biomechanical models in order to assess the strain of the human musculo-skeletal system]. Düsseldorf: VDI Verlag.
60. **Fritz, M., Peikenkamp, K.** (2001). Simulating the impact during human jumping by means of a 4-degrees-of-freedom model with time-dependent properties. *Journal of Motor Behavior*, 33(3), 286-294.
61. **Garrick, J.G., Requa, R.K.** (1978a), Injuries In high school sports. *Pediatrics* 61, 465-469.
62. **Garrick, J.G., Requa, R.K.** (1978b), Girls sports injuries in high school athletics. *JAMA* 239, 2245-2248.
63. **Gerritsen, K.G., van den Bogert, A.J., Nigg, B.M.** (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28, 661-668.
64. **Gerritsen, K.G.M., Nachbauer, W., van den Bogert, A.J.** (1996). Computer simulation of landing movement in downhill skiing: anterior cruciate ligament injuries. *Journal of Biomechanics*, 29, 845-854.
65. **Gerritsen, K.G.M., van den Bogert, A.J., Hulliger, M., Zernicke, R.F.** (1998). Intrinsic muscle properties facilitate locomotor control – a computer simulation study. *Motor Control*, 2, 206-220.
66. **Giergiel, J., Uhl, T.** (1990). Identyfikacja układów mechanicznych. PWN, Warszawa.
67. **Gollhofer, A., & Schmidtbleicher, D.** (1988). Muscle activation patterns of human leg extensors and force-time-characteristics in jumping exercises under increased stretching loads. In G. de Groot, A.P. Hollander, P.A., Huijing, & G.J. van Ingen Schenau (Eds.), *International series on biomechanics, Biomechanics XI-A* (pp. 141-147). Amsterdam: Vrije University Press.

68. **Green, P.R., McMahon, T.A.** (1979), Reflex stiffness of man's antigravity muscles during knee bends while carrying extra weight. *J. Biomechanics* 12, 881-891.
69. **Gregoire, L., Veeger, H.E., Huijing, P.A., & van Ingen Schenau, G.J.** (1984). Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int. J. Sports Med.*, 5, 301-305.
70. **Grieg, M.P.** (1998). The influence of touchdown conditions on high jumping performance. MPh. Diss., Loughborough University.
71. **Gross, T.S., & Nelson, R.C.** (1988). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 506-514.
72. **Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J., Schneider, K.** (1998). A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics*, 31, 439-444.
73. **Hardt, D.E.** (1978), Determining muscle forces in the leg during normal human walking – an application and evaluation of optimization methods. *Journal of Biomedical Engineering*, 100, 72-78.
74. **Hatze, H.** (1976). The complete optimization of human motion. *Mathematical Biosciences*, 28, 99-135.
75. **Hatze, H.** (1977a). A myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biol. Cybern.*, 25, 103-117.
76. **Hatze, H.** (1977b). A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics*, 10, 799-805.
77. **Hatze, H.** (1980). Neuromusculoskeletal control systems modeling – a critical survey of recent developments. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 25(3), 375-385.
78. **Hatze, H.** (1980b). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13, 833-843.
79. **Hatze, H.** (1981). A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump. *Journal of Biomechanics*, 14(3), 135-142.
80. **Hatze, H.** (1983). Myocybernetic optimisation of sports motion – model, methods for parameter identification, practical implementation. In: W. Baumann (ed.), *Biomechanics and Performance in Sport*, Hofmann, Schorndorf, pp. 173-182.
81. **Hatze, H.** (1983b). Computerized optimization of sports motions: An overview of possibilities, methods and recent developments. *Journal of Sports Sciences*, 1, 3-12.
82. **Hatze, H.** (1986). Methoden biomechanischer Bewegungsanalyse [Methods for biomechanical motion analysis]. Wien: Österreichischer Bundesverlag, pp. 31-87.
83. **Hatze, H.** (1998). Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 127-140.
84. **Hatze, H.** (1999). Biomechanical optimization of athletic performance: state-of-the-art and future perspectives. *Wychowanie Fizyczne i Sport*, 43, 23-29.
85. **Haug, E.J.** (1989). *Computer Aided Kinematics and Dynamics of Mechanical Systems*. Allyn and Bacon, Boston.
86. **Hausmanowa-Petrusewicz, I., (red.)** (1980). *Elektromiografia kliniczna*. PZWL, Warszawa.
87. **Hay, J.G.** (1993). Citius, altius, longius (faster, higher, longer): The biomechanics of jumping for distance. *J. Biomech.*, 26(1), 7-22.
88. **He, J.** (1988). A feedback control analysis of the neuromuscular-skeletal system of a cat hindlimb. Ph.D. thesis, Electrical Engineering Department, University of Maryland.
89. **Hill, A.V.** (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of Royal Society of London B*, 126, 136-195.
90. **Hinrichs, R.N.** (1985). Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements. *Journal of Biomechanics*, 18, 621-624.
91. **Holt, K.G., Wagenaar, R.C., LaFiandra, M.E., Kubo, M., Obusek, J.P.** (2003). Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 465-471.
92. **Holzreiter, S.H., Kohle, M.E.** (1993). Assessment of gait patterns using neural networks, *Journal of Biomechanics*, 26(6), 645-651.

93. **Hubley, C.L., Wells, R.P.** (1983). A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump. *International Journal of Sports and Medicine*, 8, 15-21.
94. **Ingen Schenau van, G.J., Bobbert, M.F., & Rozendal, R.H.** (1987). The unique action of biarticular muscles in complex movements. *J. Anat.*, 155, 1-5.
95. **Inman, V.T., Ralston, H.J., & Todd, F.** (1981). *Human Walking*. Williams and Wilkins, Baltimore.
96. **Jacobs, R., Bobbert, M.F., van Ingen Schenau, G.J.** (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 29, 513-523.
97. **Jaworek, K., Derlatka, M.** (2004). Ocena chodu człowieka za pomocą sztucznych sieci neuronowych. W: Nałęcz, M. (red.), *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Tom 5 Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna*. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, ss. 371-388.
98. **Jobbágy, Á., Gyöngy, L., Monos, E., Harcos, P.** (1995). Biomedical applications of a precision motion analysis system. In: *Proceedings of the 7th International IMEKO TC-13 Conference on Measurement in Clinical Medicine: Model Based Biomeasurements*, Stará Lesná, Slovakia, pp. 401-403.
99. **Kane, T.R., Levinson, D.A.** (1985). *Dynamics: Theory and Applications*. McGraw-Hill, New York, NY, USA.
100. **Kane, T.R., Levinson, D.A.** (2004). *AUTOLEV 4 User's Manual*. OnLine Dynamics, Inc., Sunnyvale, CA, USA.
101. **Kennedy, P.W., Wright, D.L., & Smith, G.A.** (1989). Comparison of film and video techniques for three-dimensional DLT predictions. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5, 457-460.
102. **Kepple, T., Stanhope, S.J., & Rich, A.H.** (1988). The Presentation and Evaluation of a video based six degree of freedom approach for analyzing human motion. In: *Proc. IEEE/EMBS 10th Ann. Int. Conf.*, CH 2566-8-88, pp. 649-650.
103. **Kędzior, K., Komor, A., Maryniak, J., Morawski, J.** (1988). Methodological and cognitive aspects of modelling and computer simulation in biomechanics. *Biology of Sport*, 5(1), 5-27.
104. **Knapczyk, J., Lebediew, P.A.** (1990). *Teoria mechanizmów przestrzennych i manipulatorów*. WNT, Warszawa.
105. **Kolen, P.T., Rhode, J.P., & Francis, P.R.** (1993). Absolute angle measurement using the earth-field-referenced Hall effect transducers. *Journal of Biomechanics*, 26, 265-270.
106. **Komi, P.V., & Bosco, C.** (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med. Sci. Sports Exercise*, 10, 261-265.
107. **Komor, A.** (1986). New trends in biocybernetics applied in sport. *Proc. of Int. Congress „Health and Sport”*, Roma.
108. **Koning de, J.J., Boer de, R.W., Groot de, G., & van Ingen Schenau, G.J.** (1988). Muscle coordination in speed skating. In: *Biomechanics XI-B* (edited by G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing and G.J. van Ingen Schenau), pp. 878-882. Amsterdam: Free University Press.
109. **Książek, M.A.** (1999). Modelowanie i optymalizacja układu człowiek-wibroizolator-maszyna. *Zeszyty Naukowe Politechniki Krakowskiej, seria Mechanika*, 244.
110. **Książek, M.A., Tarnowski, J.** (2001). Influence of hand pushing on handle on displacements and accelerations of operators hand measured by non-contact method. *Proceedings of 36th UK Group Conference on Human Response to Vibration*, September 12-14, Farnborough, England, 333-344.
111. **Książek, M.A., Tarnowski, J.** (2002a). High speed camera experiments on the energy flow in hand – hammer drill system. *Structures-Waves-Biomedical Engineering*, 11, 63-72.
112. **Książek, M.A., Tarnowski, J.** (2002b). Experiments on density energy estimation in a hand-arm-hammer drill system. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 4(1), 831-832.
113. **Książek, M.A., Tarnowski, J.** (2002c). Measurement and modelling of a hand-handle system. *Proceeding of 37th UK Group Conference on Human Response to Vibration*, September 18-20, Loughborough, England, 370-381.

114. **Lafortune, M.A.** (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 24, 877-886.
115. **Lafuente, R., Belda, J.M, Sanchez-Lacuesta, J., Soler, C., Prat, J.** (1997). Design and test of neural networks and statistical classifiers in computeraided movement analysis: a case study on gait analysis. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 216-229.
116. **Lagarias, J.C., Reeds, J.A., Wright, M.H. and Wright, P.E.** (1998). Convergence Properties of the Nelder-Mead Simplex Method in Low Dimensions. *SIAM Journal of Optimization*, 9(1), 112-147.
117. **Lees, A.** (1981). Methods of impact absorption when landing from a jump. *Engng Med.* 10, 207-211.
118. **Lees, A., Graham-Smith, P. and Fowler, N.** (1994). A biomechanical analysis of the last stride, touchdown and takeoff characteristics of the men's long jump. *J. Appl. Biomech.*, 10, 61-78.
119. **Levine, W.S., Zajac, F.E., Belzer, M.R., & Zomlefer, M.R.** (1983). Ankle controls that produce a maximal vertical jump when other joints are locked. *IEEE Trans. Auto. Contr.* AC28, 1008-1016.
120. **Levine, W.S., Zajac, F.E., Cho, Y.M., & Zomlefer, M.R.** (1987). The bang-bang phase of maximal height jumps by humans. *Proc. IFAC 10th World Cong. Autom. Contr.* Vol. 5, pp. 31-36, Munich. Pergamon Press, Oxford.
121. **Liu, W., Nigg, B.M.** (2000). A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *Journal of Biomechanics*, 33, 219-224.
122. **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.
123. **Lord, M.** (1981). Foot pressure measurement: A review of methodology. *Journal of Biomedical Engineering*, 3, 91-99.
124. **Luthanen, P. and Komi, P.V.** (1978), Segmental contribution to forces in vertical jump. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 38, 181-188.
125. **Luthanen, P. and Komi, P.V.** (1979), Mechanical power and segmental contribution to force impulses in long jump take-off. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 41, 267-274.
126. **Mackie, B.** (1976), Characteristic trauma and medical findings in gymnastics. In *The Advanced Study of Gymnastics*, edited by JH Salmela. Springfield, Ill, Charles C Thomas, Chap 15, 246-264.
127. **Maryniak, J.** (1976). Dynamiczna teoria obiektów ruchomych. *Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej, seria Mechanika*, 3.
128. **Mashima, H.** (1984). Force-velocity relation and contractility in striated muscles. *Japanese Journal of Physiology*, 34, 1-17.
129. **McMahon, T.A., Cheng, G.C.** (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23(1), 65-78.
130. **McMahon, T.A., Greene, P.R.** (1979), The influence of track compliance on running. *J. Biomech.*, 12, 893-904.
131. **Miele, A.** (1980). Recent advances in gradient algorithms for optimal control problems. *J. Opt. Theory Appl.*, 17, 1-52.
132. **Minetti, A.E., Belli, G.** (1994). A model for the estimation of visceral mass displacement in periodic movements. *Journal of Biomechanics*, 27, 97-101.
133. **Mitchelson, D.L.** (1988). Automated three-dimensional movement analysis using the CODA-3 system. *Biomedizinische Technik*, 33, 179-182.
134. **Mizrahi, J., Susak, Z.** (1982a). Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Engineering in Medicine*, 11, 141-147.
135. **Mizrahi, J., Susak, Z.** (1982b). In-vivo elastic and damping response of the human leg to impact. *Journal of Biomechanical Engineering*, 104, 63-66.
136. **Morecki, A.** (1987). *Biomechanics of Engineering. Modelling, simulation, control.* W: Morecki, A. (red.), *CISM Courses and Lectures*, Springer Verlag, Wien-New York.
137. **Morecki, A., Ekiel, J., Fidelus, K.** (1971). *Bionika Ruchu.* PWN, Warszawa.

138. **Morecki, A., Ekiel, J., Fidelus, K.** (1979). *Cybernetyczne Systemy Ruchu Kończyn Zwierząt i Robotów*. PWN, Warszawa.
139. **Morecki, A., Knapczyk, J., Kędzior, K.** (2002). *Teoria mechanizmów i manipulatorów*. WNT, Warszawa.
140. **Morecki, A., Ramotowski, W. (red.)** (1990). Tom 5 *Biomechanika*. W: Nałęcz, M. (red.), *Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej*. WKŁ, Warszawa.
141. **Morris, J.R.W.** (1973). Accelerometry: A technique for the measurement of joint rotation. *Journal of Biomechanics*, 6, 729-736.
142. **Mrozek, B., Mrozek, Z.** (1996). *Matlab. Uniwersalne środowisko do obliczeń naukowo-technicznych*. PLJ, Warszawa.
143. **Mrozek, B., Mrozek, Z.** (1998). *Matlab 5.x. Simulink 2.x. Poradnik użytkownika*. PLJ, Warszawa.
144. **Mrozek, B., Mrozek, Z.** (2001). *Matlab 6. Poradnik użytkownika*. PLJ, Warszawa.
145. **Mrozek, B., Mrozek, Z.** (2004). *Matlab i Simulink. Poradnik użytkownika*. Helion, Gliwice.
146. **Nagano, A., Gerritsen, K.G.M.** (2001). Effects of neuro-muscular strength training on vertical jumping performance – a computer simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 17, 27-42.
147. **Nagano, A., Himeno, R., Fukashiro, S.** (2003). An introduction to three-dimensional rigid body dynamics: (1) direction cosine matrices. *Japanese Journal of Biomechanics in Sports and Exercise*, 7(4), 341-350.
148. **Nagano, A., Himeno, R., Fukashiro, S.** (2004a). An introduction to three-dimensional rigid body dynamics: (2) kinematics. *Japanese Journal of Biomechanics in Sports and Exercise*, 8(1), 78-89.
149. **Nagano, A., Himeno, R., Fukashiro, S.** (2004b). An introduction to three-dimensional rigid body dynamics: (3) Kane's method. *Japanese Journal of Biomechanics in Sports and Exercise*, 8(2), 132-143.
150. **Nagano, A., Himeno, R., Fukashiro, S.** (2004c). An introduction to three-dimensional rigid body dynamics: (4) Simulation using an assisting software package. *Japanese Journal of Biomechanics in Sports and Exercise*, 8(3), 209-223.
151. **Nagano, A., Ishige, Y., Fukashiro, S.** (1998). Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps. *Journal of Biomechanics*, 31, 951-955.
152. **Nagano, A., Umberger, B.R., Marzke, M.W., Gerritsen, K.G.** (2005). Neuromusculoskeletal computer modeling and simulation of upright, straight-legged, bipedal locomotion of *Australopithecus afarensis* (A.L. 288-1). *American Journal of Physical Anthropology*, 126, 2-13.
153. **Nagano, A., Yoshioka, S., Komura, T., Himeno, R., & Fukashiro, S.** (2005). A three-dimensional linked segment model of the whole human body. *International Journal of Sport and Health Science*, 3, 311-325.
154. **Neptune, R.R., Hull, M.L.** (1998). Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120, 334-341.
155. **Nicol, A.C.** (1988). A triaxial flexible electrogoniometer. In: *Biomechanics XI-B* (edited by G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing and G.J. van Ingen Schenau), pp. 964-967, Amsterdam: Free University Press.
156. **Nicol, A.C., & Henning, E.M.** (1976). Time-dependent method for measuring force distribution using a flexible mat as a capacitor. In: *Biomechanics V-B* (edited by P.V.Komi), pp. 433-440. Baltimore, MD: University Park Press.
157. **Nigg, B.M.** (1990). The validity and relevance of tests used for the assessment of sports surfaces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 131-139.
158. **Nigg, B.M., Denoth, J., & Neukomm, P.A.** (1981). Quantifying the load on the human body: Problems and some possible solutions. In A. Morecki, K. Fidelus, K. Kędzior, & A. Wit (Eds.), *International series on biomechanics, Biomechanics VII-B* (pp. 88-99).

159. **Nigg, B.M., Denoth, J., Neukomm, P.A., & Segesser, B.** (1979). Biomechanische Aspekte zu Sportplatzbelägen (2. Auflage) [Biomechanical aspects of sports ground coverings, 2nd ed.]. Zürich: Juris Druck und Verlag.
160. **Nigg, B.M., Herzog, W., (eds.)** (1994). Biomechanics of the Musculo-Skeletal System. John Wiley & Sons, New York.
161. **Nigg, B.M., Liu, W.** (1999). The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact forces during running. *Journal of Biomechanics*, 32, 849-856.
162. **Nizioł, J. (red.)** (2005). Dynamika układów mechanicznych. W: *Mechanika techniczna tom II*. IPPT PAN, Warszawa.
163. **Nolan, L., Kerrigan, D.C.** (2003). Keep on your toes: gait initiation from toe-standing. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 393-401.
164. **Nosiadek, L., Korohoda, P.** (2005). Optymalizacja parametrów modelu działania mięśni kończyn dolnych w końcowej fazie zeskoku. W: VII Sympozjum Modelowanie i Pomiary w Medycynie MPM'2005, 8-12 maja 2005 r., Krynica, ss. 75-82.
165. **Orava, S., Puranen, J., Ala-Ketola, L.** (1978), Stress fractures caused by physical exercise. *Acta Orthop. Scand.*, 49, 19-29.
166. **Özgülven, H.N., & Berme, N.** (1988). An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(12), 1061-1066.
167. **Pain, M.T.G., Challis, J.H.** (2006). The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings. *Journal of Biomechanics*, 39, 119-124.
168. **Pain, M.T.G., Challis, J.H.** (2001). The role of the heel pad and shank soft tissue during impacts: a further resolution of a paradox. *Journal of Biomechanics*, 34, 327-333.
169. **Pandy, M.G., & Berme, N.** (1989). Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model – part1. Normal Gait. *Journal of Biomechanics*, 22, 717-724.
170. **Pandy, M.G., Anderson, F.C., Hull, D.G.** (1992). A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 114, 450-460.
171. **Pandy, M.G., Berme, N.** (1988). Synthesis of human walking: a planar model for single support. *Journal of Biomechanics*, 21, 1053-1060.
172. **Pandy, M.G., Garner, B.A., Anderson, F.C.** (1995). Optimal control non-ballistic muscular movements: A constraint-based performance criterion for rising from a chair. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 117, 15-26.
173. **Pandy, M.G., Zajac, F.E., Sim, E., & Levine, S.** (1990). An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*, 23, 1185-1198.
174. **Pandy, M.G., Zajac, F.E.** (1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 1-10.
175. **Patriarco, A.G., Mann, R.W., Simon, S.R., Mansour, J.M.** (1981). An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. *Journal of Biomechanics*, 14, 513-525.
176. **Peikenkamp, K., Fritz, M., & Nicol, K.** (2002). Simulation of the vertical ground reaction force on sport surfaces during landing. *Journal of Applied Biomechanics*, 18, 122-134.
177. **Polak, E., & Mayne, D.Q.** (1975). First-order strong variation algorithms for optimal control. *J. Opt. Theory Appl.* 16(3), 277-301.
178. **Ruby, P., Hull, M.L., & Hawkins, D.** (1992). Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 25, 41-53.
179. **Sale, D., Quinlan, J., Marsh, E., McComas, A.J., & Belanger, A.Y.** (1982), Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. *J. Appl. Physiol.*, 52, 1636-1642.
180. **Sellers, W.I., Dennis, L.A., Wang, W.J., & Crompton, R.H.** (2004). Evaluating alternative gait strategies using evolutionary robotics. *J. Anat.*, 204, 343-351.
181. **Sepulveda, F., Wells, D.M., Vaughan, C.L.** (1993). A neural network representation of electromyography and joint dynamics on human gait. *Journal of Biomechanics*, 26(2), 101-109.

182. **Seyfarth, A., Blickhan, R., van Leeuwen, J.L.** (2000). Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. *Journal of Experimental Biology*, 203, 741-750.
183. **Seyfarth, A., Friedrichs, A., Wank, V. and Blickhan, R.** (1999). Dynamics of the long jump. *J. Biomech.*, 32, 1259-1267.
184. **Seyfried, A., Wit, A., Dudziński, K., Kwaśniewski, R.** (2004). Funkcje kompensacyjne w chodzie patologicznym. W: Naęcz, M. (red.), *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Tom 5 Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna*. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, ss. 329-349.
185. **Shapiro, R., Blow, C., & Rash, G.** (1987). Video digitizing analysis system. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3, 80-86.
186. **Siegler, S., & Moskowitz, G.D.** (1984). Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation. *Journal of Biomechanics*, 17, 647-652.
187. **Siegler, S., Seliktar, R., & Hyman, W.** (1982). Simulation of human gait with the aid of a simple mechanical model. *Journal of Biomechanics*, 15, 415-425.
188. **Sim, E.** (1988). The application of optimal control theory for analysis of human jumping and pedaling. Ph.D. thesis, University of Maryland.
189. **Smidt, Z.** (1973). Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics*, 6, 79-92.
190. **Smith, L.D.** (1953). Hip fractures. The role of muscle contraction or intrinsic forces in the causation of fractures of the femoral neck. *J. Bone Jt Surg.*, 35A, 367-383.
191. **Snook, G.A.** (1979). Injuries in women's gymnastics. *American Journal of Sport Medicine*, 7, 242-244.
192. **Soest van, A.J., Schwab, A.L., Bobbert, M.F., van Ingen Schenau, G.J.** (1993). The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *Journal of Biomechanics*, 26, 1-8.
193. **Spägle, T., Kistner, A., Gollhofer, A.** (1995). An optimal control technique for the optimization of human movements. In: Häkkinen, K., Keskinen, K.L., Komi, P.V., Mero, A. (Eds.), *Book of Abstracts XVth ISB Congress*. Gummerus Printing, Jyväskylä, Finland, pp. 870-871.
194. **Spägle, T., Kistner, A., Gollhofer, A.** (1999a). A multi-phase optimal control technique for the simulation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32, 87-91.
195. **Spägle, T., Kistner, A., Gollhofer, A.** (1999b). Modelling, simulation and optimisation of human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32, 521-530.
196. **Steele, J.R., & Milburn, P.D.** (1988). Effect of different synthetic sport surfaces on ground reaction forces at landing in netball. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4, 130-145.
197. **Stefanyshyn, D.J. and Nigg, B.M.** (1998). Contribution of the lower extremity to the mechanical energy in running vertical jumps and running long jumps. *J. Sports Sci.*, 16, 177-186.
198. **Stokes, V.P., Andersson, C., & Forsberg, H.** (1989). Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 22, 43-50.
199. **Stuart, J., & Atha, J.** (1990). Postural consistency in skilled archers. *Journal of Sports Sciences*, 8, 223-234.
200. **Świerszcz, M.** (1997). Zastosowanie sieci neuronowych do modelowania wybranych systemów biomedycznych. *Politechnika Białostocka, Rozprawy Naukowe nr 51*, Białystok.
201. **Taga, G.** (1995). A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. *Biol. Cybern.*, 73, 97-121.
202. **Teitz, C.C.** (1983). Sports medicine concerns in dance and gymnastics. *Clinical Sports Medicine*, 2, 571-593.
203. **Tözeren, A.** (2000). *Human body dynamics*. The Catholic University of America Washington. Springer-Verlag New York, USA.
204. **Urbanik, Cz. (red.)** (2001). *Wybrane zagadnienia biomechaniki sportu*. BK, Warszawa.

205. **Waters, R.L., Perry, J., McDaniels, J.M., & House, K.** (1974), The relative strength of the hamstrings during hip extension. *J. Bone Jt Surg.*, 56A, 1592-1597.
206. **Welsh, P.** (1979), Stress syndrome in athletes. *New Zealand Medical Journal*, 89, 223-225.
207. **Wettstone, E.** (1977), (editor), *Gymnastics Safety Manual*. University Park, Pa, Pennsylvania State University Press.
208. **Whittle, M.V., Sargeant, A.J., & Johns, L.** (1988). Computerised analysis of knee moments during weightlifting. In: *Biomechanics XI-B* (edited by G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing and G.J. van Ingen Schenau), pp. 885-888, Amsterdam: Free University Press.
209. **Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L., & Edgerton, V.R.** (1983). Muscle architecture of the human lower limb. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 179, 275-283.
210. **Winter, D.A.** (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. A Wiley-Interscience Publication, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada.
211. **Wit, A. (red.)** (1992). *Biomechaniczna ocena układu ruchu sportowca*. IS, Warszawa.
212. **Wojtyra, M.** (1998). Model symulacyjny chodu dwunożnego. W: Erdmann, W.S. (red.), *Lokomocja '98. Materiały ogólnopolskiej konferencji*, Gdańsk, ss. 226-229.
213. **Woltring, H.J., & Marsolais, E.B.** (1980). Opto-electronic (SELSPOT) gait measurement in two- and three-dimensional space: A preliminary report. *Bulletin of Prosthetics Research*, 17, 46-52.
214. **Wright, I.C., Neptune, R.R., van den Bogert, A.J., Nigg, B.M.** (1998). Passive regulation of impact forces in heel-toe running. *Clinical Biomechanics*, 13, 521-531.
215. **Yamaguchi, G.T.** (2001). *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion: A Vectorized Approach for Biomechanical Analysis in Three Dimensions*. Kluwer Academic Publishers, Norwell, MA, USA.
216. **Yamaguchi, G.T., & Zajac, F.E.** (1990). Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer simulation study. *Biomedical Engineering*, 37, 886-902.
217. **Yang, J.F., Winter, D.A., & Wells, R.P.** (1990). Postural Dynamics of Walking in Humans. *Biol. Cybern.*, 62, 321-330.
218. **Yeadon, F.R.** (1990b). The simulation of aerial movement. Part II: A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23, 67-74.
219. **Yeadon, F.R.** (1998). Computer simulation in sports biomechanics. In: H.J. Riehle, M.M. Vieten (eds.), *Proc. XVI. Internat. Symp. Biomech. Sports*, UVK, Konstanz, Vol. I, pp. 309-318.
220. **Yeadon, M.R., & Morlock, M.** (1989). The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 22, 683-689.
221. **Yeadon, M.R., & Nigg, B.M.** (1988). A method for the assessment of area-elastic surfaces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 403-407.
222. **Yeadon, M.R., Challis, J.H.** (1994). The future of performance-related sports biomechanics research. *Journal of Sports Sciences*, 12, 3-32.
223. **Yu, B., Hay, J.G.** (1996). Optimum phase ratio in the triple jump. *Journal of Biomechanics*, 29, 1283-1289.
224. **Zajac, F.E.** (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. In *CRC Critical Review of Biomedical Engineering* (Edited by Bourne, J.R.), Vol. 17, pp. 359-411. CRC Press, Boca Raton.
225. **Zajac, F.E.** (1993). Muscle coordination of movement: a perspective. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 109-124.
226. **Zajac, F.E., Levine, W.S., Chapelier, J., & Zomlefer, M.R.** (1983). Neuromuscular and musculoskeletal control models for the human leg. *Proc. Am. Contr. Conf.*, Vol. 1, pp. 229-234.
227. **Zajac, F.E., Wicke, R.W., Levine, W.S.** (1984). Dependence of jumping performance on muscle properties when humans use only calf muscles for propulsion. *Journal of Biomechanics*, 17, 513-523.
228. **Zalewski, A., Cegiela, R.** (2003). *Matlab – obliczenia numeryczne i ich zastosowania*. Nakom, Poznań.

229. **Zatsiorsky, V.M., & Aktov, A.V.** (1990). Biomechanics of highly precise movements: The aiming process in air rifle shooting. *Journal of Biomechanics*, 23(1), 35-41.
230. **Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V.N., Chugunova, L.G.** (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. In: Chernyi, G.C., regirer, S.A. (Eds.), *Contemporary Problems in Biomechanics*. CRC PRes, Bocan Raton, Ann Arbor, Boston, pp. 272-291.
231. **Zielińska, T.** (1987). O kryteriach jakości stosowanych w modelowaniu ruchu człowieka. *Ogólnopolska Konferencja Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna. Streszczenia referatów*, Kraków.