

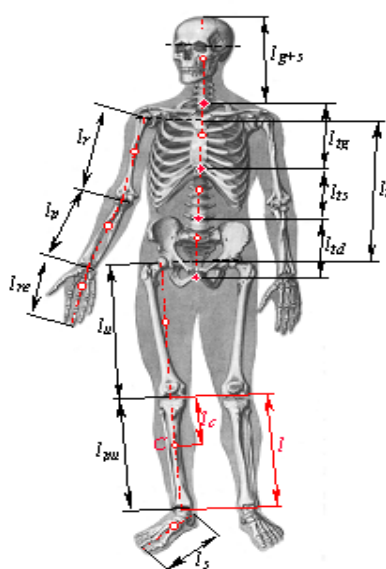
Zenon MAZUR, Krzysztof DZIEWIECKI, Wojciech BLAJER, Instytut Mechaniki Stosowanej i Energetyki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Radomska

UWAGI O WYZNACZANIU DANYCH SOMATYCZNYCH CZŁOWIEKA DLA ZADAŃ SYMULACJI DYNAMICZNEJ

Streszczenie. Jakość uzyskiwanych wyników symulacji dynamicznej odwrotnej układów biomechanicznych jest wypadkową wielu czynników: adekwatności modelu matematycznego, poprawności algorytmu obliczeniowego, techniki pozyskiwania danych kinematycznych oraz precyzyjnej identyfikacji parametrów masowo-geometrycznych modelu. Niniejsza praca dotyczy tego ostatniego czynnika. Pokazane są różnice przy wyznaczaniu danych somatycznych zależnie od zastosowanej metody oraz formułowane wnioski o charakterze praktycznym.

1. WSTĘP

Zadania symulacji dynamicznej czynności motorycznych człowieka rozwiązywane są z wykorzystaniem modeli mięśniowo-szkieletowych, budowanych jako układy wielocłonowe napędzane siłami mięśni. Jakość uzyskiwanych wyników symulacji numerycznej w dużej mierze zależy od precyzyjnej identyfikacji użytych danych somatycznych badanego osobnika (parametrów masowo-geometrycznych modelu). Dane te szacuje się zwykle na podstawie większej lub mniejszej liczby pomiarów bezinwazyjnych, wykorzystując metody/zależności opracowane na podstawie danych statystycznych dla pewnych grup reprezentatywnych lub wręcz jednego osobnika. Uzyskiwane tak dane, zależnie od metody, mogą cechować się dużą rozbieżnością, a wyniki symulacji numerycznej cechuje duży margines niepewności.



Rys. 1. Antropometryczny model ciała człowieka

Budowa modelu ciała człowieka (rys. 1) obejmuje jego podział na segmenty, traktowane jako ciała sztywne połączone przegubowo oraz zdefiniowanie odpowiedniej liczby mięśni (grup mięśni) szkieletowych odpowiedzialnych za realizację analizowanego ruchu. Dla takiego modelu zakres wymaganych danych somatycznych obejmuje:

- długości członów,
- masy członów, względne położenia środków mas członów i ich centralne momenty bezwładności,
- powierzchnie przekrojów fizjologicznych wyodrębnionych mięśni (grup mięśni),
- położenia punktów zaczepów mięśni,
- określenie linii (sposobu) działania sił mięśniowych z uwzględnieniem ramion ich działania względem osi obrotu w stawach.

Metodami bezinwazyjnymi bezpośrednio mierzone mogą być jedynie długości (niektórych) członów. Inne dane szacowane są z wykorzystaniem metod statystycznych na podstawie zmierzonych wysokości i masy ciała, a w metodach bardziej zaawansowanych – również szerokości, średnic lub obwodów ściśle określonych części ciała osobnika. Część danych jest też często przyjmowana bezpośrednio z literatury.

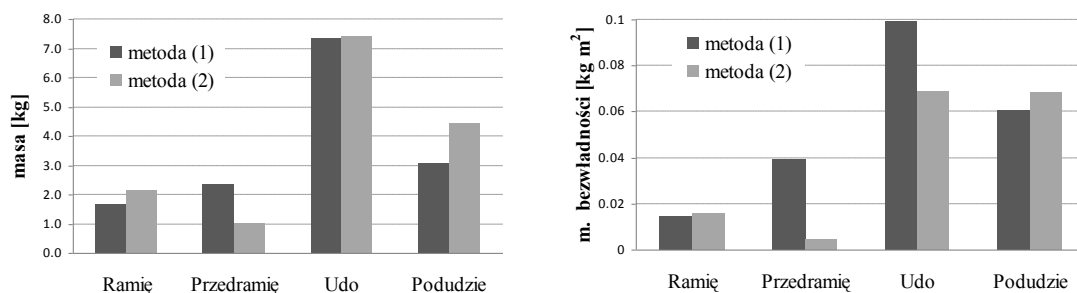
2. WYZNACZANIE DANYCH SOMATYCZNYCH

Przy wyznaczaniu parametrów masowo-geometrycznych ciała posługujemy się zwykle metodami (wzorami empirycznymi), które są wynikiem statystycznego opracowania danych doświadczalnych. Metody najprostsze wymagają podania jedynie masy i wysokości ciała (lub długości niektórych członów), a parametry masowo-geometryczne ustalane są na podstawie stałych współczynników. Metody bardziej zaawansowane wymagają dodatkowych pomiarów (np. obwody i średnice w ściśle określonych miejscach członów) koniecznych do obliczenia poszukiwanych wielkości. Odpowiednie wzory regresji i występujące w nich współczynniki podawane są w literaturze, na przykład [1-3] (obszerny przegląd tych metod zawarty jest też w pracy [4]).

Jako przykład, rozważono dwa często wykorzystywane sposoby szacowania parametrów masowo-geometrycznych ciała człowieka, opisane m.in. w pracy [1] (str. 598-605):

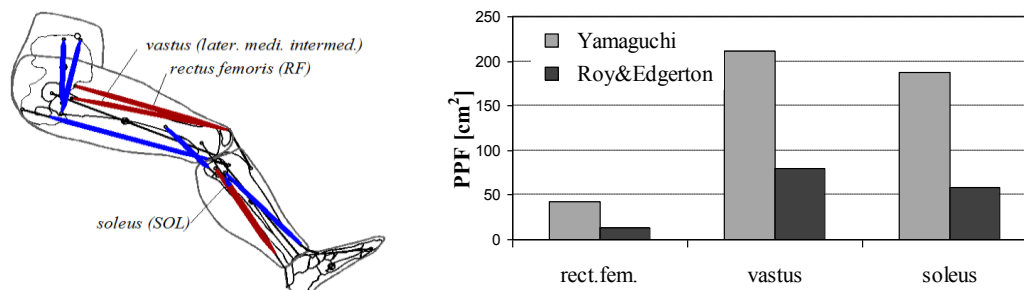
- 1) za pomocą liniowych wzorów regresji,
- 2) za pomocą nieliniowych wzorów regresji.

W obu wypadkach wymagane są pomiary masy ciała oraz długości członów i ich określonych (charakterystycznych) wymiarów. Suma mas członów obliczonych tymi metodami nie jest zwykle równa zmierzonej masie całkowitej, co wymusza odpowiednią (procentową) korektę wyników. Na rys. 2 zestawiono oszacowane tak parametry masowo-geometryczne wybranych członów osobnika płci męskiej o wysokości ciała 170 cm i masie 64 kg (zawodnik gimnastyki sportowej, członek kadry narodowej).



Rys. 2. Parametry inercyjne wybranych członów badanego osobnika szacowane metodami (1) i (2)

Wartości pól przekrojów fizjologicznych mięśni przyjmuje się zwykle w oparciu o dane literaturowe [1-4]. Rozrzut podawanych wartości jest często bardzo duży, co w zdecydowany sposób wpływa na uzyskiwane wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej. Jako przykład, na rys. 3 podano wartości pól przekrojów fizjologicznych wybranych trzech mięśni kończyny dolnej uzyskane z dwu źródeł [3,7]. Dane te różnią się bardzo istotnie.



Rys. 3. Pola przekrojów fizjologicznych wybranych mięśni kończyny dolnej według dwu różnych źródeł

Położenia punktów zaczepów mięśni szacowane są również na podstawie danych literaturowych. Niewielki zmiany tych wartości (w granicach anatomicznie dopuszczalnych) okazują się mieć niewielki wpływ na wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej [6]. Istotne znaczenia ma jednak określenie linii/sposobu działania sił mięśniowych, w tym ramion ich działania względem osi obrotu w stawach. Dane o wartościach tych promieni, zmiennych w funkcji kątów stawowych, czerpiemy z literatury [2,5].

3. WYBRANE WYNIKI SYMULACJI NUMERYCZNEJ



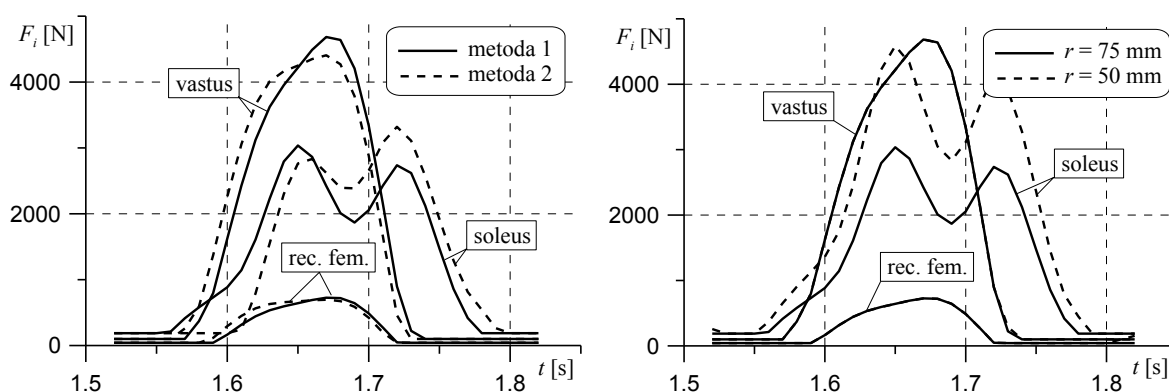
Rys. 4. Wybrane kadry z filmu rejestrującego naskok i odbicie z platformy dynamometrycznej

Dla oceny wpływu oszacowania danych somatycznych na wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej posłużono się przykładem analizy naskoku i odbicia zawodnika z podłoża (rys. 4) – tu platformy dynamometrycznej, skupiając się na fazie kontaktu, podczas której obciążenie (prawej) kończyny dolnej jest relatywnie duże. Skok potraktowano jako ruch płaski (realizowany w płaszczyźnie strzałkowej), dla analizy którego posłużono się modelem

dynamicznym skaczącego opisanym w [8]. Charakterystyki kinematyczne dla analizowanego skoku uzyskano techniką filmową (układ przestrzennie rozstawionych kamer cyfrowych o częstotliwości 100 Hz). Uzyskane tak dane surowe poddano następnie odpowiedniej obróbce numerycznej (wygładzaniu) z zastosowaniem filtru SOI (skończonej odpowiedzi impulsowej) odpowiadającego metodzie ważonej średniej kroczącej, pozytywnie zweryfikowanego w pracy [9]. Ze względu na ograniczenia objętościowe, w niniejszej pracy zrezygnowano z pełnego opisu zbudowanego modelu matematycznego oraz algorytmu symulacji dynamicznej odwrotnej. Opis ten oraz inne istotne szczegóły czytelnik znajdzie w pracy [8].

Efektom prowadzonej symulacji dynamicznej odwrotnej są, między innymi, przebiegi sił mięśniowych w prawej kończynie dolnej podczas analizowanego naskoku i wyskoku. Poniżej pokazano różnice w wartościach oszacowanych sił mięśniowych wybranych trzech mięśni: dwu prostowników stawu kolanowego – *rectus femoris* oraz *vastus (later. medi. intermed.)* i jednego prostownika stawu skokowego – *soleus* (rys. 3). Wariant podstawowy obliczeń zakładał parametry masowo-geometryczne oszacowane metodą 1 (rys. 2), ramię działania ścięgna mięśnia *soleus* w stawie skokowym $r = 15$ mm oraz przekroje fizjologiczne mięśni kończyny dolnej przyjęte za Yamaguchim [3]. Prezentowane wyniki symulacji dotyczą fazy lotu tuż przed lądowaniem ($t < .57$ s), fazę kontaktu z podłożem (1.57 s $< t < 1.74$ s) oraz krótką fazę lotu po odbiciu ($t > 1.74$ s).

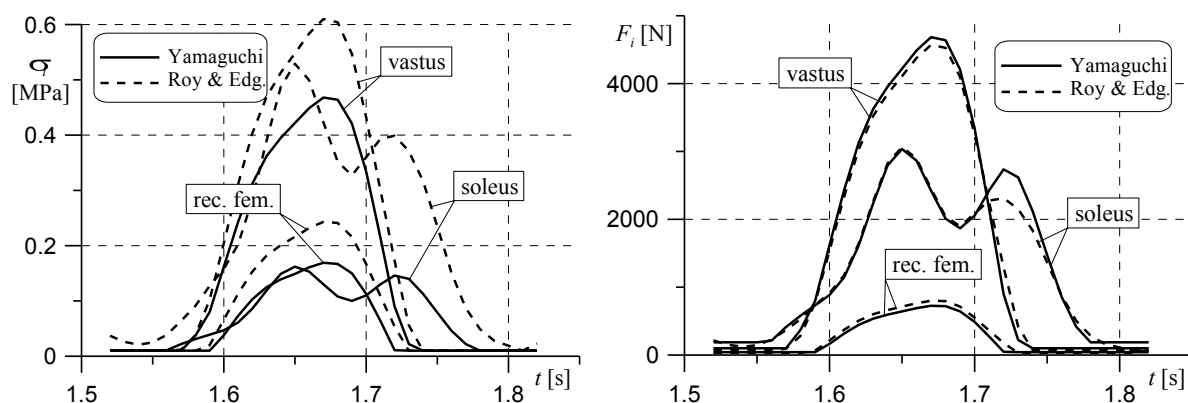
Na pierwszym wykresie rys. 5 pokazano różnice otrzymanych wartości sił mięśniowych w wybranych mięśniach dla danych masowo-geometrycznych obliczanych metodami 1 i 2. Jak widać, istotne różnice ilościowe dotyczą głównie mięśni *vastus* i *soleus*, nie zmieniając charakteru ich zmian. Charakterystyczne są przebiegi zmian siły w mięśniu *soleus* regulującego ruch stawu skokowego, osiągającej dwa ekstrema: pierwsze w fazie lądowania i drugie w fazie wybicia. Drugi wykres na rys. 5 pokazuje wpływ zmiany promienia działania mięśnia *soleus* w stawie skokowym. Z oczywistych względów wpływ tej zmiany uwidacznia się tylko w wartościach siły tego mięśnia, większych dla mniejszego promienia działania siły względem stawu skokowego. Zmiana tego promienia nie ma natomiast żadnego wpływu na wartości sił w prostownikach stawu kolanowego: *rectus femoris* oraz *vastus*.



Rys. 5. Wpływ oszacowanych parametrów masowo geometrycznych (metoda 1 i 2) promienia działania mięśnia *soleus* w stawie skokowym na wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej

Wykresy na rys. 6 ilustrują zmiany naprężeń i sił w wybranych mięśniach otrzymane dla przekrojów fizjologicznych tych mięśni przyjętych według różnych źródeł: Yamaguchi [3] oraz Roy & Edgerton [7] (patrz rys. 3). Pierwszy wykres pokazuje wartości naprężeń, istotnie większych dla danych przyjętych według drugiego źródła (mniejsze przekroje fizjologiczne). Otrzymany wynik jest więc logiczny (w procesie obliczeniowym minimalizowana była suma kwadratów naprężeń w mięśniach prawej kończyny dolnej). Zmiany wartości przekrojów fizjologicznych mięśni okazują się mieć natomiast praktycznie niezauważalny wpływ na

wartości sił mięśniowych, odpowiedzialnych za generowanie odpowiednich momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej podczas analizowanego skoku.



Rys. 6. Wpływ przekrojów fizjologicznych wybranych mięśni kończyny dolnej przyjętych według różnych źródeł na wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej

4. WNIOSKI

Studia literaturowe, zebrane doświadczenia oraz prezentowane w niniejszej pracy wyniki (a także inne nie pokazywane tu ze względów objętościowych), skłaniają autorów do sformułowania następujących wniosków i uwag.

- Istnieje duża rozbieżność danych somatycznych człowieka szacowanych na podstawie danych literaturowych.
- Dane somatyczne, a zwłaszcza przyjmowane pola przekrojów fizjologicznych (PPF) mięśni, są mocno niepewne.
- Wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej, w tym wartości sił mięśniowych (naprężeń w mięśniach), silnie zależą od przyjętych danych somatycznych, a w szczególności od przyjętych PPF oraz ramion działania sił mięśniowych względem osi obrotu w stawach.
- Dla szacowania PPF wskazane byłoby korzystanie z metod bazujących na pomiarach pośrednich, tak jak przy wyznaczaniu parametrów masowo-geometrycznych.
- Wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej mają zatem raczej charakter jakościowy niż ilościowy.

LITERATURA

- [1] Zatsiorsky V.M., Kinetics of human motion, Human Kinetics, 2002.
- [2] Winter D.A., Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & Sons, 2005.
- [3] Yamaguchi G.T., Dynamic modeling of musculoskeletal motion, Kluwer, 2001.
- [4] Tejszerska D. Świtoński E., Gzik M. (red.), Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe ITE-PIB, Radom, 2011.
- [5] Fidelus K., Biomechaniczne parametry kończyn górnych człowieka, PWN, 1971.
- [6] Blajer W., Czaplicki A., Dziewiecki K., Mazur Z., „Influence of selected modeling and computational issues on muscle force estimates”, Multibody System Dynamics, 24, 2010, 473-492.
- [7] Roy R.R., Edgerton V.R., „Skeletal muscle architecture and performance”, in P.V. Komi (ed.), Strength and power in sport, Blackwell, 1991, pp. 115-129.

- [8] Blajer W., Dziewiecki K., Mazur Z., „Aspekty modelowania dynamiki ruchu człowieka dla zadań symulacji odwrotnej”, *Acta Mechanica et Automatica*, Vol. 4, No. 2, 2010, pp. 17-24.
- [9] Dziewiecki K., Mazur Z., Blajer W., „Uwagi o sposobach obróbki danych kinematycznych dla zadań symulacji dynamicznej odwrotnej układów biomechanicznych”, *Materiały 50 Sympozjonu „Modelowanie w Mechanice”*, Ustroń, 26 luty – 2 marca 2011, str. 55.

REMARKS ON ASSESSMENT OF HUMAN BODY PROPERTIES FOR INVERSE DYNAMICS SIMULATION

Summary. Quality of results from inverse dynamics simulation of biomechanical systems depends on many factors: adequacy of the mathematical model used, correctness of the computational schemes, precision of recorded kinematic data, and exactness of identified inertial and geometric parameters of the modeled body. The present paper is focused on the latter issue. Differences in the inertial and geometric parameters are shown when using various methods and sources from the literature, which vividly influence the (reported) results obtained from the inverse dynamics simulation.

Podziękowanie. Publikacja jest wynikiem pracy naukowej finansowanej przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego ze środków na naukę w latach 2010–2012, jako projekt badawczy Nr N N501 156438.