

Hanna ZADON<sup>1</sup>, Robert MICHNIK<sup>2</sup>, Katarzyna NOWAKOWSKA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Koło Naukowe „BIOKREATYWNÍ”, Politechnika Śląska, Zabrze

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

## WPLYW UPROSZCZEŃ STOSOWANYCH W PROCESIE MODELOWANIA MATEMATYCZNEGO NA WARTOŚCI OBCIĄŻEŃ UKŁADU SZKIELETOWO-MIĘŚNIOWEGO KRĘGOSŁUPA

**Streszczenie:** Celem niniejszej pracy było porównanie dwóch różnych sposobów modelowania matematycznego układu ruchu człowieka oraz określenie ich wpływu na uzyskane wartości obciążeń występujących w odcinku lędźwiowym kręgosłupa podczas podnoszenia 10kg przedmiotu ze stołu. W pracy skupiono się na określeniu wpływu ułożenia miednicy na uzyskiwane wartości sił reakcji. Symulacje ruchu przeprowadzono z wykorzystaniem modelu matematycznego StandingModel, który został opracowany w środowisku AnyBody Modeling System.

**Słowa kluczowe:** modelowanie matematyczne, AnyBody Modeling System, odcinek lędźwiowy kręgosłupa, obciążenia

### 1. WSTĘP

Biomechanika jest interdyscyplinarną nauką zajmującą się działaniem wewnętrznych i zewnętrznych sił na ciało oraz skutkami tych działań. W związku z czym jednym z jej podstawowych celów jest opracowanie metod wyznaczania obciążeń powstających w układzie szkieletowo-mięśniowym człowieka. Wśród obecnie stosowanych metod wyróżnia się: metody wykorzystujące implanty pomiarowe (np. implant trzonu kręgu VBR (ang. vertebral body replacement) [1,2,3,4] lub przetworniki umożliwiające pomiar ciśnienia wewnątrzdyiskowego [5,6]), metody bazujące na pomiarach EMG oraz modelowanie matematyczne narządu ruchu [7,8,9,10,11]. Najpopularniejszym obecnie sposobem określania obciążeń narządu ruchu, ze względu na bezinwazyjność, niewielki stopień skomplikowania pomiarów oraz możliwość przeprowadzenia symulacji o różnych warunkach brzegowych, jest modelowanie matematyczne wykorzystujące techniki optymalizacyjne. Rozwiązanie odwrotnego zadania dynamiki z zastosowaniem optymalizacji statycznej pozwalają na wyznaczenie sił reakcji w stawach oraz wartości sił mięśniowych.

Matematyczne modele układu szkieletowo-mięśniowego człowieka o największej złożoności, które pozwalają na prowadzenie symulacji dynamicznych, odnaleźć można w bibliotekach komercyjnych środowisk AnyBody Modeling System i OpenSim. Modele te różnią się złożonością i przeznaczeniem, a ponadto: sposobem sterowania modelem oraz wprowadzania danych wejściowych, sposobem skalowania modelu, warunkami brzegowymi itd. [8,9]. Niezwykle istotnym etapem w procesie modelowania jest właściwy dobór modelu oraz dokonanie jego analizy wrażliwości, która polega na ocenie wpływu wybranych

parametrów wejściowych modelu na uzyskane wyniki symulacji. Dokonanie analizy wrażliwości modelu pozwala na poprawienie dokładności prowadzonych symulacji oraz umożliwia prawidłową interpretację wyników.

Celem niniejszej pracy było określenie wpływu przyjętego uproszczenia w modelu matematycznym StandingModel w środowisku AnyBody polegającego na nieuwzględnieniu ułożenia miednicy podczas symulacji podnoszenia 10 kg przedmiotu ze stołu na wartości obciążeń lędźwiowego odcinka kręgosłupa.

## 2. METODYKA MODELOWANIA I IDENTYFIKACJI OBCIĄŻEŃ W ODCINKU LĘDŹWIOWYM KRĘGOSŁUPA

Proces opracowywania modelu matematycznego w środowisku AnyBody Modeling System składał się z trzech etapów: (1) uzyskanie danych wejściowych (tj. wartości kątów w poszczególnych stawach) z pomiarów doświadczalnych, (2) przygotowanie modelu StandingModel i przeprowadzenie symulacji ruchu podnoszenia w 2 wariantach modelowania – z i bez uwzględniania ułożenia miednicy, (3) wyznaczenie obciążeń w układzie szkieletowo-mięśniowym poprzez rozwiązanie odwrotnego zadania dynamiki oraz wykorzystania optymalizacji statycznej.

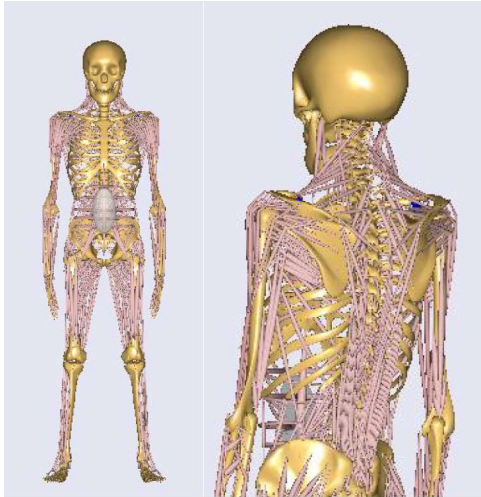
Badania doświadczalne przeprowadzono z udziałem jednej 20-letniej kobiety za pomocą systemu optycznego APAS. Na ciele badanej osoby umieszczono 8 markerów w charakterystycznych punktach antropometrycznych tj.: 1–staw nadgarstkowy, 2–staw łokciowy, 3–staw ramienny, 4–staw biodrowy, 5–staw kolanowy, 6–staw skokowy, 7–kolec biodrowy przedni, 8–kość krzyżowa. Celem osoby badanej było podnoszenie 10kg przedmiotu ze stołu o wysokości 50cm. Wykonywany ruch był rejestrowany za pomocą jednej kamery ustawionej prostopadle do płaszczyzny strzałkowej. Zarejestrowany przez kamerę obraz pozwolił na określenie współrzędnych markerów, a następnie na wyznaczenie kątów stawowych będących danymi wejściowym do przeprowadzenia symulacji komputerowych.

Symulacje ruchu podnoszenia w środowisku AnyBody Modeling System przeprowadzono z wykorzystaniem modelu całego ciała człowieka - modelu StandingModel (SM) (rys.1), który zbudowany jest z 69 brył sztywnych, ok. 1000 aktonów mięśniowych oraz modelu ciśnienia śródbrzusznego. W modelu zastosowano metodę skalowania – ScalingLengthMassFatExt, która na podstawie informacji o masie, wzroście oraz procentowej zawartości tkanki tłuszczowej osoby badanej przeskalowuje wymiary segmentów ciała oraz wartości sił mięśniowych. Ciężar podnoszonego przedmiotu zasymulowano poprzez przyłożenie do środka każdej dłoni wektora siły w osi OY o wartości -49.1N. W trakcie opracowywania modelu StandingModel przyjęto następujące uproszczenia: (1) założono symetryczność budowy ciała człowieka oraz wykonywanego ruchu, (2) stopy modelu były w ciągłym kontakcie z podłożem, (3) obciążenia powstające w odcinku lędźwiowym kręgosłupa wyznaczono wyłącznie dla 3 wybranych etapów ruchu (rys. 2):

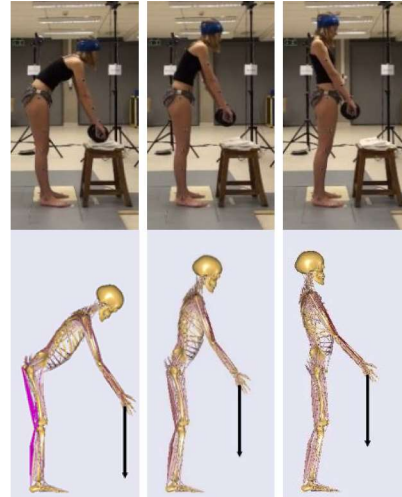
- pozycja 1 – moment oderwania przedmiotu od powierzchni stołu – największe pochylenie tułowia,
- pozycja 2 – etap pośredni,
- pozycja 3 – trzymanie przedmiotu w postawie wyprostowanej.

Obciążenia występujące w układzie szkieletowo-mięśniowym wyznaczono poprzez rozwiązanie odwrotnego zadania dynamiki oraz zastosowanie optymalizacji statycznej. Przyjętym kryterium optymalizacyjnym była minimalizacja sumy sześciątów stosunku siły mięśniowej do jego siły maksymalnej.

Wykorzystany model układu szkieletowo-mięśniowego ciała człowieka dostępny w repozytorium środowiska AnyBody był wielokrotnie weryfikowany przez autorów innych prac [8,9,10,12]. Dla czynności życia codziennego wartości wypadkowych reakcji w stawach lędźwiowego odcinka kręgosłupa otrzymane z symulacji w środowisku AnyBody pokrywają się z wynikami badań doświadczalnych, zmierzonymi w pomiarach *in vivo* za pomocą przetwornika mierzącego ciśnienie wewnątrzdysskowe czy za pomocą telemetrycznej protezy trzonu kręgu VBR. Uzyskane w niniejszej pracy wartości również są zbliżone do wyników badań doświadczalnych przedstawionych w [1,5,6].



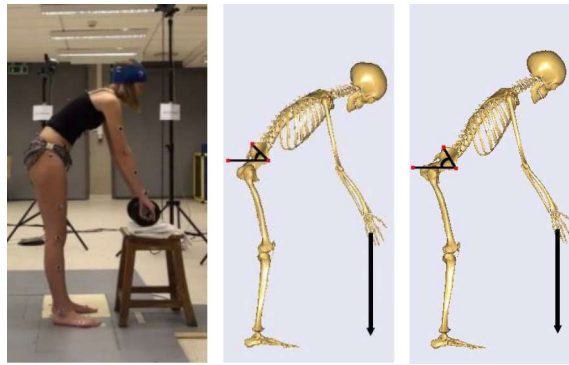
Rys.1. Model StandingModel (SM)



Rys.2. Przykładowy podział ruchu podnoszenia przedmiotu a) podczas badań doświadczalnych, b) odwzorowany z wykorzystaniem modelu SM

Obliczenia numeryczne z wykorzystaniem modelu StandingModel przeprowadzono w dwóch wariantach (rys. 3):

- wariant 1 – uwzględniający ułożenie miednicy – kąt ułożenia miednicy w badaniach doświadczalnych wyznaczono na podstawie kąta pomiędzy prostą przechodzącą przez markery umieszczone na kolcu biodrowym przednim i kości krzyżowej a płaszczyznę poziomą; ze względu na fakt, iż w systemie Anybody ustawienie miednicy jest korygowane przez zmianę kąta ustawienia miednicy względem klatki piersiowej i płaszczyzny pionowej, wartość tą wyznaczano biorąc pod uwagę ustawienie miednicy oraz ustawienie górnej części ciała;
- wariant 2 – nieuwzględniający ułożenia miednicy – miednica została ułożona przez system Anybody - pochylenie miednicy względem klatki piersiowej (tym samym tułowia) nie ulegało zmianie; pochylenie miednicy zmieniało się razem z kątem w stawie biodrowym (zmieniającym pochylenie tułowia) wyznaczonym na podstawie dwóch prostych przechodzących przez markery umieszczone w stawie kolanowym, na krętarzu oraz w stawie ramiennym.



**Rys.3. Porównanie ułożenia ciała na przykładzie 1 etapu podnoszenia przedmiotu podczas a) pomiarów doświadczalnych oraz symulacji przeprowadzonych z wykorzystaniem modelu StandingModel w b) wariantie 1 - uwzględniającym ułożenie miednicy, c) wariantie 2 - nieuwzględniającym ułożenia miednicy**

W symulacjach nie zmieniano ułożenia poszczególnych segmentów kręgosłupa. Zmiana jego ułożenia wynikała bezpośrednio z modyfikacji ustawienia miednicy.

Uzyskane wartości pochylenia miednicy względem płaszczyzny poziomej dla obu wariantów przedstawiono w tabeli 1. Średnia różnica w wartościach kątowych pomiędzy wariantami wyniosła:  $10^{\circ} \pm 3^{\circ}$ .

**Tabela 1. Zestawienie wartości kątów pochylenia miednicy w pł. strzałkowej w wariantach I i II obliczeń**

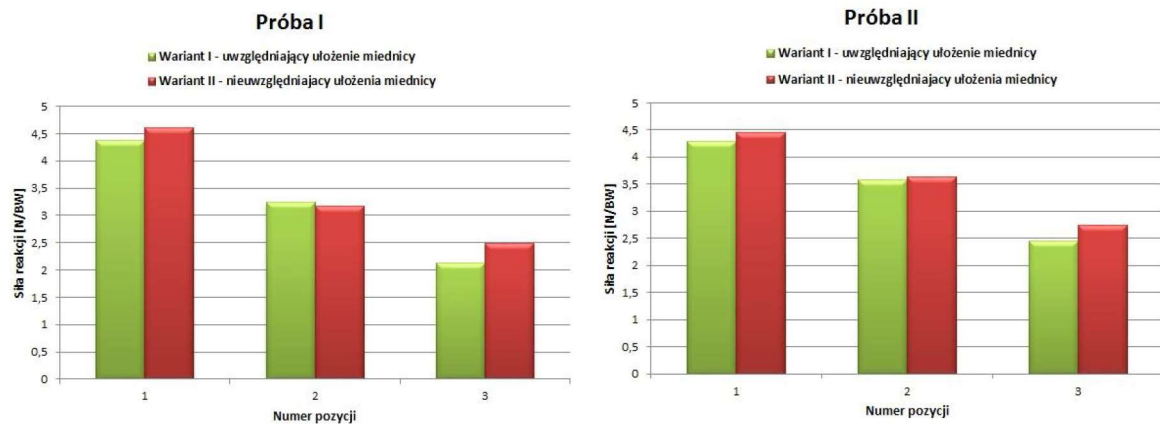
	Próba I		Próba II	
	Wariant I	Wariant II	Wariant I	Wariant II
Pozycja 1	46°	63°	53°	62°
Pozycja 2	32°	40°	32°	42°
Pozycja 3	25°	17°	24°	16°

### 3. ANALIZA WYNIKÓW

Analizę porównawczą różnych sposobów modelowania w środowisku AnyBody Modeling System przeprowadzono na podstawie wartości wypadkowych sił reakcji występujących w stawie L5-S1 lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Obciążenia wyznaczono na podstawie danych kinematycznych pochodzących z dwóch prób podnoszenia przedmiotu ze stołu. Uzyskane wyniki znormalizowano względem ciężaru ciała BW (ang. Body Weight).

Na rys. 4 oraz w tabelach 2-3 przedstawiono wartości obciążeń otrzymane w trakcie I oraz II próby wykonywania ruchu podnoszenia. Zarówno podczas modelowania z uwzględnieniem jak i bez uwzględniania ułożenia miednicy największe wypadkowe wartości sił reakcji w segmencie L5-S1 otrzymano podczas I etapu podnoszenia przedmiotu (moment największego pochylenia tułowia) i wyniosły odpowiednio 4,37 N/BW i 4,60 N/BW dla próby I oraz 4,29 N/BW i 4,45 N/BW dla próby II. Nieuwzględnienie podczas modelowania ułożenia miednicy w I fazie ruchu spowodowało wzrost obciążeń o ok. 4-5%. Najmniejsze różnice w wartościach obciążeń zanotowano w II fazie ruchu – w przypadku I próby nieuwzględnienie pochylenia miednicy spowodowało zmniejszenie obciążeń o 2%, w próbie II – nastąpił niewielki wzrost obciążeń z wartości 3,58 N/BW na 3,63 N/BW. Natomiast największe różnice w wynikach zarejestrowano dla pozycji III – podczas trzymania przedmiotu w postawie wyprostowanej. Niewielkie odchylenie miednicy do tyłu (I wariant obliczeń) spowodowało uzyskanie wartości równych 2,13 N/BW (próba I) oraz 2,46 N/BW (próba II). Podczas gdy nieuwzględnienie ułożenia miednicy doprowadziło do wzrostu

obciążeń do wartości 2,49 N/BW (próba I) oraz 2,75 N/BW (próba II) jednocześnie generując różnice na poziomie 12-16% pomiędzy analizowanymi wariantami obliczeń.



**Rys.4. Porównanie wypadkowych wartości sił reakcji wyznaczonych w segmencie L5-Sacrum podczas symulacji podnoszenia przedmiotu ze stołu z wykorzystaniem modelu StandingModel**

**Tabela 2. Zestawienie wartości sił reakcji oraz procentowych różnic dwóch wariantów obliczeń – próba I**

	Siła reakcji [N/BW]		
	Pozycja 1	Pozycja 2	Pozycja 3
Wariant I – uwzględniający ułożenie miednicy	4,37 (100%)	3,24 (100%)	2,13 (100%)
Wariant II – nieuwzględniający ułożenia miednicy	4,60 (105%)	3,16 (98%)	2,49 (116%)

**Tabela 3. Zestawienie wartości sił reakcji oraz procentowych różnic dwóch wariantów obliczeń – próba II**

	Siła reakcji [N/BW]		
	Pozycja 1	Pozycja 2	Pozycja 3
Wariant I – uwzględniający ułożenie miednicy	4,29 (100%)	3,58 (100%)	2,46 (100%)
Wariant II – nieuwzględniający ułożenia miednicy	4,45 (104%)	3,63 (101%)	2,75 (112%)

#### 4. PODSUMOWANIE

Modelowanie matematyczne w środowisku AnyBody Modeling System jest cennym źródłem informacji o występujących obciążeniach w układzie szkieletowo-mięśniowym człowieka, które mogą być wykorzystane m.in. do diagnostyki układu ruchu [10, 11], oceny postępów rehabilitacji [10] czy ergonomicznego projektowania stanowiska pracy [13]. Istotnym czynnikiem wpływającym na otrzymane wartości sił reakcji oraz sił mięśniowych jest prawidłowy dobór modelu oraz przyjęcie odpowiednich uproszczeń.

W niniejszej pracy przedstawiono 2 sposoby modelowania matematycznego tego samego ruchu – podnoszenia 10kg przedmiotu ze stołu z wykorzystaniem modelu StandingModel. Różnice uzyskane w wartościach sił reakcji dla poszczególnych wariantów obliczeń – z i bez uwzględniania ułożenia miednicy pokazują, iż drobna zmiana w sposobie modelowania może znacząco wpłynąć na otrzymane wartości. Przeprowadzona analiza porównawcza ukazała, iż przyjęcie uproszczenia polegającego na nieuwzględnieniu pochylenia miednicy w symulacjach podnoszenia przedmiotu może doprowadzić do wzrostu obciążeń nawet o 16%.



Przeprowadzone symulacje potwierdzają, iż proces modelowania matematycznego jest trudnym zagadnieniem, podczas którego należy mieć świadomość wpływu przyjętych uproszczeń na otrzymane wyniki. W dalszych pracach zakłada się przeprowadzenie symulacji określających wpływ sposobu skalowania sylwetki, uwzględnienia asymetrii ruchu oraz odwzorowania zgięcia kręgosłupa na uzyskiwane wartości obciążeń występujących w układzie szkieletowo-mięśniowym człowieka podczas różnych czynności dnia codziennego.

*Praca została zrealizowana w ramach projektu „System interaktywnej rehabilitacji kręgosłupa i postawy w aspekcie dynamicznej, spersonalizowanej stymulacji D4S” (nr projektu: POIR.04.01.02-00-0082/17-00) współfinansowanego ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego, w ramach Programu Operacyjnego Inteligentny Rozwój, Działanie 4.1 Badania naukowe i prace rozwojowe, Poddziałanie: 4.1.2 Regionalne agendy naukowo-badawcze.*



Rzeczpospolita  
Polska



Narodowe Centrum  
Badań i Rozwoju

Unia Europejska  
Europejski Fundusz  
Rozwoju Regionalnego



## LITERATURA

- [1] Rohlmann A., Pohl D., Bender A., Graichen F., Dymke J.: Activities of Everyday Life with High Spinal Loads. PloS ONE, vol. 9(5), 2014, e98510.
- [2] Dreischarf M., Albiol L., Zander T., Arshad R., Grichen F., Bergmann G., Schmidt H., Rohlmann A.: In vivo implant forces acting on a vertebral body replacement during upper body flexion. Journal of Biomechanics, vol. 48(4), 2015, p. 560-565.
- [3] Dreischarf M., Rohlmann A., Graichen F., Bergmann G.: In vivo loads on vertebral body replacement during different lifting techniques. Journal of Biomechanics, vol. 49, 2016, p. 890-895.
- [4] Rohlmann A., Zander T., Graichen F., Bergmann G.: Lifting up and laying down a weight causes high spinal loads. Journal of Biomechanics, vol. 46, 2013, p. 511-514.
- [5] Wilke H., Neef P., Caimi M., Hooglanf T., Claes LE.: New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. SPINE, vol. 24(8), 1999, p. 755-762.
- [6] Wilke H., Neef P., Hinz B., Seidel H., Claes L.: Intradiscal pressure together with antropometric data – a data set for the validation of models. Clinical Biomechanics, 16 (1), 2001, p. 111-126.
- [7] Stambolian D., Eltoukhy M., Asfour S.: Development and validation of a three dimensional dynamic biomechanical lifting model for lower back evaluation for careful box placement. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 54, 2016, p. 10-18.
- [8] de Zee M., Hansen L., Wong Ch., Rasmussen J. and Simonsen E.B. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. Journal of Biomechanics, vol. 40, 2007, p. 1219-1227.
- [9] Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., de Zee, M. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. Simul. Model. Pract. Theory, vol. 14, 2016, p. 1100–1111.
- [10] Michnik R., Nowakowska K., Jurkoć J., Jochymczyk-Woźniak K., Kopyta I., Mandera M.: Wykorzystanie metod modelowania obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego u pacjenta z mózgowym porażeniem dziecięcym. Modelowanie Inżynierskie, T. 24, nr 55, 2015, s. 74-80.

- [11] Chrzan M., Michnik R., Nowakowska K.: Ocena obciążeń w odcinku szyjnym kręgosłupa podczas użytkowania gogli do wirtualnej rzeczywistości. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 13, 2017, s. 5-11.
- [12] Rasmussen J., de Zee M., Carbes S.: Validation of a biomechanical model of the lumbar spine, Congress XXII of the International Society of Biomechanics, 2009.
- [13] Atici H., Gonen D., Oral A., Kaya B.: Ergonomic Analysis of an assembly line using the AnyBody Modeling System. Conference: The 3rd World Congress on Mechanical, Chemical, and Material Engineering. Rome, Italy 2017, no. ICMIE 125.

## **THE INFLUENCE OF SIMPLIFICATIONS USED IN MATHEMATICAL MODELING PROCESS ON THE LOADS IN THE LUMBAR SPINE**

**Abstract:** The aim of this study was to compare two different methods of mathematical modeling of the musculoskeletal system and to determine their impact on values of loads in the lumbar spine during lifting 10kg object from the table. Simulations were performed by using a mathematical model of human body - StandingModel in the AnyBody Modeling System.