

**Barbara LYSONŃ, Monika KWACZ**, Wydział Mechatroniki, Politechnika Warszawska, Warszawa

**Michalina BŁAŹKIEWICZ, Andrzej WIT**, Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego w Warszawie

## SYMULACJA SIŁ MIĘŚNIOWYCH KOŃCZYN DOLNYCH PODCZAS PCHNIĘCIA KULĄ

**Streszczenie:** W pracy wyznaczono czasowe przebiegi sił mięśniowych kończyn dolnych za pomocą modelu matematycznego u sportowca wykonującego pchnięcie kulą. Szczegółowo przedstawiono proces generowania symulacji w programie OpenSim na podstawie danych pochodzących z systemu Vicon Nexus. Zdefiniowany model ukazał, które mięśnie generują największą siłę w trakcie wykonywania ruchu pchnięcia kulą oraz które mięśnie pracują w warunkach ekscentrycznych. Istnieje możliwość wykorzystania wygenerowanego modelu do dalszych symulacji mających na celu szczegółową analizę techniki wykonywania pchnięcia kulą.

**Słowa kluczowe:** OpenSim, pchnięcie, kula, symulacja

### 1. WSTĘP

Pchnięcie kulą jest dyscypliną olimpijską od 1896r., czyli od pierwszych nowożytnych igrzysk olimpijskich. Początkowo rzut wykonywany był głównie poprzez ruch ręką. Dodanie do wykonywanej techniki pracy nóg pozwoliło na znaczne wykorzystanie możliwości siłowych zawodnika podczas wykonywania pchnięcia. Wyróżnia się dwie techniki pchnięcia kulą: „z doślizgu” oraz „obrotową”. Odległość na jaką polecą kula zależy głównie od prędkości z jaką jest ona wypchnięta. Oznacza to, że w celu osiągnięcia lepszego rezultatu należy zadbać o jak największą siłę przyłożoną do kuli lub jak najdłuższy czas jej przyłożenia. Mechanizmy techniki pchnięcia kulą prowadzące do zwiększenia przez zawodnika wspomnianych parametrów zostały przedstawione przez Zatsiorskiego [1]. Przedstawiona analiza techniki traktuje pchnięcie kulą jako czynność czysto mechaniczną nie uwzględniając biomechanicznych właściwości struktur ciała zawodnika.

Problematyka związana z modelowaniem sił mięśniowych jest jednym z dynamicznie rozwijających się obszarów biomechaniki i w literaturze można znaleźć wiele prac z tego obszaru. Dostępnych jest wiele środowisk symulacyjnych, jednym z nich jest program OpenSim. Symulacja generowana jest w oparciu o model pochodzący z biblioteki programu oraz odpowiednich narzędzi i sterujących nimi plikami ustawień w formacie xml [2].

Początkowo model dopasowywany jest do danych eksperymentalnych z wykorzystaniem narzędzia skalowania. Narzędzie kinematyki odwrotnej dopasowuje wirtualne markery modelu do danych eksperymentalnych robiąc to dla każdej kolejnej klatki zarejestrowanego ruchu. Narzędzie dynamiki odwrotnej wylicza siły reakcji i momenty w stawach na podstawie kinetyki, kinematyki oraz antropometrii modelu. Algorytm redukcji sił resztkowych ma za zadanie skorygować odpowiednio model by doprowadzić do

zmniejszenia efektów niedoskonałości modelowania oraz błędów spowodowanych przetwarzaniem danych trajektorii znaczników. W narzędziu CMC wyliczane są pobudzenia mięśniowe, które prowadzą model do śledzenia wyliczonych wcześniej zależności kątowych [3].

W literaturze nie znaleziono prac opisujących generowanie symulacji układu mięśniowo-szkieletowego zawodnika wykonującego pchnięcie kulą. Biorąc pod uwagę, że o dobrym rezultacie pchnięcia decyduje w dużym stopniu siła przyłożona do kuli, cenna może być informacja, w jaki sposób ta siła jest generowana. Celem niniejszej pracy było zamodelowanie układu mięśniowo-szkieletowego podczas pchnięcia kulą, z wykorzystaniem środowiska OpenSim. Model ma posłużyć do szczegółowej analizy techniki „z doślizgu”.

## 2. METODA BADAŃ

Dane eksperymentalne zostały zebrane z wykorzystaniem systemu Vicon Nexus, korzystającego z 9 kamer działających na promieniowanie podczerwone, skalibrowanego z trzema platformami dynamometrycznymi firmy Kistler. Zarejestrowano dane 8 zawodników oraz 2 zawodniczek trenujących pchnięcie kulą. Do dalszej analizy wybrano najlepszy (pod kątem poprawności na technikę) z trzech rzutów u jednego z badanych zawodników. Rejestrowany rzut wykonywany był techniką „z doślizgu”. Jako środowisko symulacyjne wykorzystano program OpenSim. Dane wejściowe przygotowano za pomocą narzędzia Matlab OpenSim Pipeline. W programie OpenSim przeprowadzono procedury skalowania, kinematyki odwrotnej (IK), dynamiki odwrotnej (ID), algorytmu redukcji sił resztkowych (RRA) oraz wyliczania pobudzeń mięśniowych (CMC), działającego w oparciu o optymalizację statyczną.

Do zamodelowania pchnięcia kulą wykorzystano trójwymiarowy model układu mięśniowo-szkieletowego całego człowieka posiadający 37 stopni swobody oraz 92 jednostki mięśniowo-ścięgliste kończyn dolnych oraz obręczy biodrowej, gait2392\_arms. Model jest udostępniony na portalu simtk.org. Przy pomocy narzędzia skalowania dopasowano model gait2392\_arms do własności antropometrycznych zawodnika. W celu zasymulowania wpływu kuli na wykonywany ruch, do prawej dłoni zawodnika przyłożona została dodatkowa masa 7,26kg, odpowiadająca standardowej masie kuli. W narzędziu IK odpowiednio dopasowano wagi dla każdego ze znaczników, aby otrzymać przebiegi zmiany kąta dla każdego ze stopni swobody modelu. Przed wykonaniem procedury ID przygotowany został plik, zawierający informację o siłach reakcji podłoża, jakie przyłożone są do prawej oraz lewej kończyny dolnej modelu. Skuteczne przeprowadzenie RRA w zadanym zakresie czasowym wymagało wielu dostosowań w plikach konfiguracyjnych oraz modelu. Kluczowe okazało się zwiększenie wartości optymalnej siły dla stawowych momentów napędzających oraz odpowiednie dobranie wag, z którymi śledzona jest kinematyka pochodząca z narzędzia IK. W narzędziu CMC została wybrana funkcja celu „slow target” minimalizująca wartości stawowych momentów napędzających oraz doprowadzając przyspieszenia modelu do wcześniej wyznaczonych przyspieszeń docelowych. Funkcja optymalizująca „slow target” pozwala na wygenerowanie pobudzeń mięśniowych, gdy ruch jest bardziej skomplikowany niż w przypadku tradycyjnego chodu [2]. Ze względu na dynamikę ruchu, znacznie większą niż dla chodu wymagane było także zmniejszenie okna czasowego. Okno czasowe powinno uwzględniać fakt, że siły mięśniowe nie mogą zmienić się nagle i mięśnie potrzebują określonego czasu na ustawienie pożądanego stanu. Zostało one zmienione z 0.01s (domyślna wartość) na 0.001 s. Dodatkowo, podobnie jak w przypadku narzędzia RRA wzmocnione zostały wartości optymalnej siły dla rezerwowych stawowych momentów napędzających.

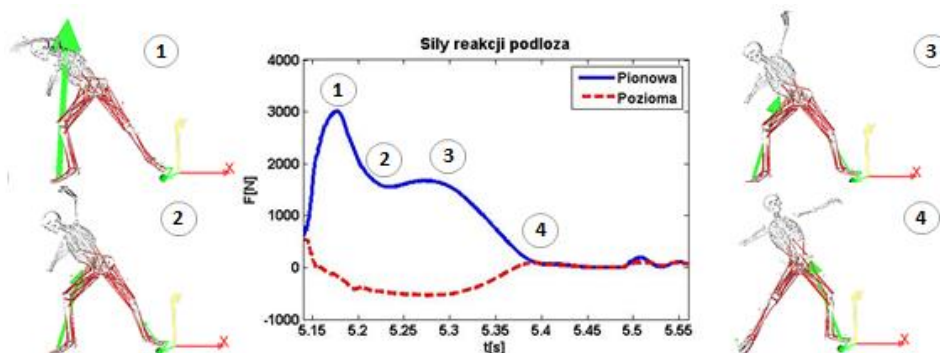
Otrzymane na każdym kroku generowania symulacji wyniki analizowano z wykorzystaniem programu Matlab. W celu dodatkowej analizy sił generowanych przez

mięśnie napisano własny skrypt normalizujący przebieg otrzymanej siły do maksymalnej siły izometrycznej charakterystycznej dla każdego mięśnia.

Czas analizy ruchu został określony na podstawie danych pochodzących z platform dynamometrycznych. Początek analizowanego ruchu został ustalony na czas naskoczenia przez zawodnika prawą kończyną dolną na platformę, natomiast koniec na chwilę wypuszczenia przez zawodnika kuli.

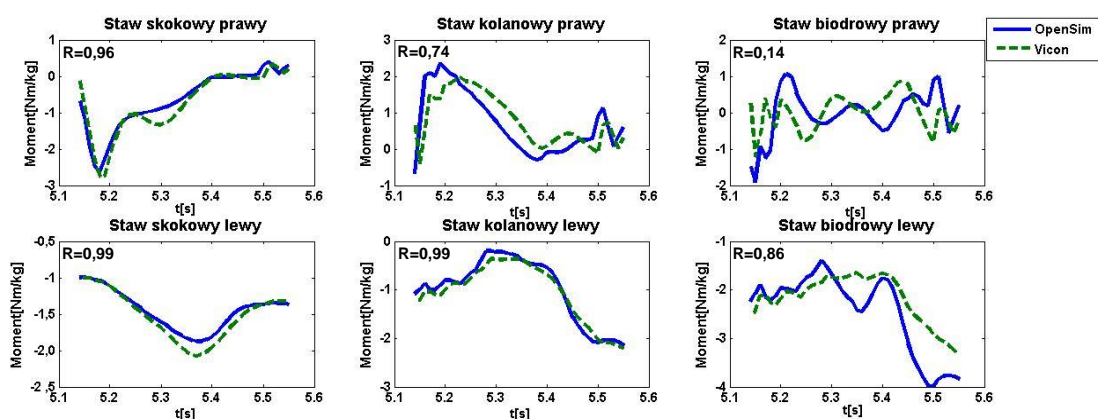
### 3. WYNIKI

Przykładowe czasowe przebiegi siły reakcji z podłożem dla prawej kończyny dolnej zostały przedstawione na Rys. 1. Dla charakterystycznych punktów (punkty 1–4) pokazano obraz przedstawiający ustawienie modelu. W postaci strzałki zwizualizowany został kierunek i zwrot wektora sił reakcji podłoża. Na podstawie Rys. 1 możliwe było określenie przedziału czasowego dla analizowanego ruchu. Przebieg sił reakcji podłoża dla kończyny prawej pozwala wyznaczyć chwilę kontaktu zawodnika z platformą dynamometryczną.



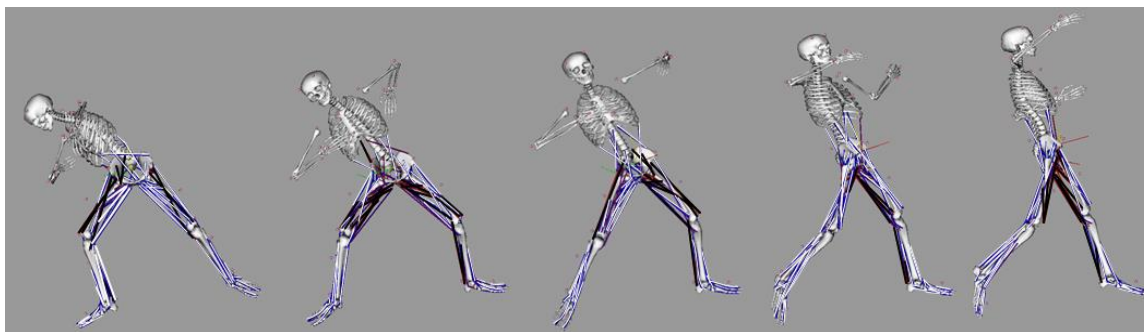
Rys. 1. Przebiegi pionowej oraz poziomej składowej sił reakcji podłoża dla prawej kończyny

Dla obu kończyn dolnych wyniki narzędzia skalowania, IK oraz ID odpowiadały tym, otrzymanym w programie Vicon. Na Rys. 2 przedstawiono porównanie czasowych przebiegów stawowych momentów dla stawu skokowego, kolanowego oraz biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej otrzymanych w systemie Vicon oraz w symulacji OpenSim. Wartości momentów stawowych zostały znormalizowane względem masy ciała zawodnika.



Rys. 2. Przebiegi wybranych stawowych momentów w płaszczyźnie strzałkowej

W narzędziu CMC wyznaczono wartości pobudzeń dla 92 jednostek mięśniowo-ścięgniastych w każdym kroku symulacji. Wybrane położenia modelu przedstawiono na Rys. 3. W otrzymanej symulacji mięśnie w których występuje brak pobudzenia oznaczone są kolorem białym, natomiast mięśnie dla których występuje pobudzenie kolorem czarnym.



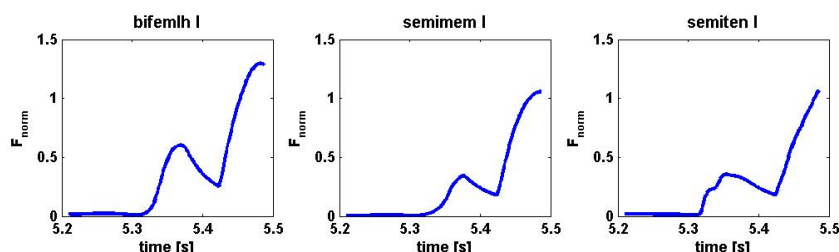
Rys. 3. Kolejne położenia modelu wraz z wyróżnionymi mięśniami najbardziej aktywnymi podczas pchnięcia kulą

W Tabeli 1 zestawiono mięśnie generujące największą szczytową wartość siły w trakcie wykonywania pchnięcia kulą. Analizowany ruch podzielono na trzy fazy. Faza I (5.21-5.30 s) oznacza czas od początku analizowanego ruchu do momentu rozpoczęcia odrywania prawej nogi od platformy dynamometrycznej. Faza II (5.30-5.40s) trwa do oderwania prawej nogi od platformy. Faza III(5.40-5.48s) została wyznaczona od oderwania prawej nogi od platformy dynamometrycznej do końca analizowanego ruchu.

Tabela 1. Mięśnie generujące największą siłę w poszczególnych fazach(I-III) wykonywanego ruchu, wraz ze szczytową wartością generowanej siły(Fmax) Oznaczenia soleus – m. płaszczkowaty, vas\_lat – m. obszerny boczny, rect\_fem – m. prosty uda, semimem – m. półbłoniasty bifemlh – głowa długa m. dwugłowego uda, psoas– m. lędźwiowy większy ercspn, intobl, extobl – aktony odpowiadające za zgięcie oraz rotację tułowia

I (5.21s-5.30s)		II (5.31s-5.40s)		III (5.40s-5.49s)	
Mięsień	Fmax [N]	Mięsień	Fmax [N]	Mięsień	Fmax [N]
intobl_l	2927	soleus_l	2465	semimem_l	1361
soleus_r	2503	intobl_l	1532	bifemlh_l	1160
soleus_l	2350	soleus_r	1343	soleus_l	1128
vas_lat_r	1556	vas_lat_l	1283	ercspn_r	929
rect_fem_l	1450	rect_fem_l	1209	psoas_l	827

Przykładowe czasowe przebiegi wartości sił mięśniowych po normalizacji do maksymalnej siły izometrycznej charakterystycznej dla każdego mięśnia przedstawiono na Rys. 4. Przedstawione zostały mięśnie należące do grupy tylnej mięśni uda, wykazujące szczególnie wysokie wartości po normalizacji.



Rys. 4. Przykładowe czasowe przebiegi zmian wartości znormalizowanej siły(Fnorm) rozwijanej przez mięśnie dla wybranych mięśni przywodzicieli uda lewej kończyny dolnej

#### 4. ANALIZA WYNIKÓW I DYSKUSJA

Siły reakcji podłoża wiernie oddają fazę ruchu, w jakiej znajduje się zawodnik. Szczegółową analizę sił podłoża występujących podczas pchnięcia kulą przeprowadził Lanka

i Shelmanov [4]. Analiza ta była podstawą do weryfikacji wyników otrzymanych we własnej symulacji a także do wyznaczenia czasu analizowanego ruchu. Wyznaczenie początku analizowanego ruchu było jednoznaczne z zaobserwowaniem, w którym momencie składowa pionowa reakcji sił podłoża zaczyna nagle gwałtownie narastać.

Zaobserwowane na Rys. 2 przebiegi momentów sieciowych wyznaczone za pomocą oprogramowania systemu Vicon oraz programu OpenSim wykazują dużą zgodność. Wynikające różnice w kształcie przebiegów, zwłaszcza dla prawego stawu biodrowego mogą wynikać z różnic pomiędzy modelami oraz algorytmami obliczeniowymi użytymi przez oba programy. Zgodność przebiegów świadczy o poprawnie śledzonej kinematyce kończyn dolnych modelu oraz poprawnie przyłożonych siłach reakcji podłoża.

Aktywacja różnych partii mięśniowych w modelu zawodnika skutkuje wygenerowaniem takich wartości siły, które zapewniają poszczególnym segmentom realizację zarejestrowanej kinematyki. Szczególnie duża siła generowana jest przez jednostkę mięśniowo-ścięgnistą odpowiadającą jednej z grup mięśni grzbietu. Podczas całego ruchu dużą siłę generuje mięsień płaszczkowy (soleus\_l) lewej kończyny dolnej, należący do grupy mięśnia trójgłowego łydki. Z kolei w końcowej fazie analizowanego ruchu najwyższą szczytową wartość siły zaobserwowano dla mięśnia półbłoniastego (semimem\_l) oraz mięśnia dwugłowego uda (bifemlh\_l) dla lewej kończyny dolnej. Mięśnie te pełnią znaczącą funkcję w prostowaniu oraz przewodzeniu uda.

Jak podaje Zatsiorski [1], działające na ciało siły są na ogół dobrze akceptowane przez różnorodne tkanki. Zdarza się jednak, że siła przekracza wytrzymałość materiałową tkanki powodując jej zniszczenie, a dla zawodnika kontuzję. W literaturze nie znaleziono wartości sił niszczących dane struktury w związku z tym sprawdzono, jak generowane siły mają się do maksymalnych możliwości siłowych mięśnia, określonych przez maksymalną siłę izometryczną. Po znormalizowaniu generowanych sił dla wszystkich mięśni do ich maksymalnej siły izometrycznej okazało się, że niektóre z nich nie tylko wykazują siłę zbliżoną do maksymalnej siły izometrycznej, lecz ją nawet przekraczają. Przekroczenie maksymalnej siły izometrycznej, występujące w końcowej fazie analizowanego ruchu można zaobserwować dla mięśnia półbłoniastego (semimem\_l), półścięgnistego (semiten\_l) oraz dwugłowego uda (bifemlh\_l) dla lewej kończyny dolnej.

Model mięśnia Hilla, wykorzystany do zamodelowania funkcjonowania mięśni w OpenSimie [5] charakteryzuje to, że jeżeli na mięsień działa siła pasywna to wraz z wydłużaniem mięśnia obserwuje się wzrost siły, ponad maksymalną siłę izometryczną. Takie zachowanie mięśnia jest związane z czynnością ekscentryczną. Praca mięśnia w warunkach ekscentrycznych jest często związana ze zniszczeniem tkanki [6]. Szczególnie niebezpieczne są sytuacje, w których zadaniem mięśnia jest stłumienie przyspieszenia działającego na ciało. Uszkodzenie grupy tylnej mięśnia uda jest powszechnie spotykane w sportach wymagających zrywnego ruchu, np. biegu [7]. LaStayo [7] twierdzi jednak, że jednostki mięśniowo-ścięgniste mogą się przystosować do stopniowo narastających ekscentrycznych sił mięśniowych. Podaje on dodatkowo, że odpowiednie wykonywanie ćwiczeń angażujących ekscentryczną pracę mięśni może doprowadzić nie tylko do ich odpowiedniego wzmocnienia lecz także umożliwić generowanie większej mocy w warunkach koncentrycznych.

## 5. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Wygenerowany model oraz przeprowadzona symulacja ukazały, które mięśnie generują największą siłę w trakcie wykonywania pchnięcia kulą. Stwierdzono, które mięśnie pracują w warunkach ekscentrycznych, mogących – w pewnych sytuacjach, - prowadzić do wystąpienia kontuzji. Istnieje możliwość wykorzystania modelu do dalszych symulacji, mających na celu szczegółową analizę techniki wykonywania pchnięcia kulą przez

zawodników o różnym poziomie sportowym. Dodatkowo rozwiązano wiele problemów pojawiających się przy modelowaniu bardziej skomplikowanego ruchu niż tradycyjnie analizowany chód.

## LITERATURA

- [1] Zatsiorsky V. M.: *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*, vol. IX, 2000, p. 1–667
- [2] Hicks J.: *OpenSim 3.0 User's Guide*, 2012.
- [3] Thelen D. G., Anderson F. C.: Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data, *Journal of Biomechanics*, vol. 39, 2006, p. 1107–1115
- [4] Lanka J., Shalmanov A.: *Bio- mechanics of shot put (Russian)*, F.I.S. Moscow, 1982
- [5] Thelen D. G., Anderson F. C., Delp S. L., Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control, *Journal of Biomechanics*, vol. 36, 2003, p. 321–328.
- [6] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: *Biomechanika narządu ruchu człowieka*. Wyd. Instytut Technologii Eksploatacji, Gliwice, 2011
- [7] LaStayo P. C., Woolf J. M., Lewek M. D., Snyder-Mackler L., Reich T., Lindstedt S. L., Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol. 33, no. 1, 2003, p. 557–571

## **SIMULATION OF MUSCLE FORCES IN LOWER EXTREMITIES WHILE SHOT PUTTING**

**Abstract:** Time trajectories of muscle forces for an athlete performing the shot put were modeled in the following article. The process of generating simulation in OpeSim software based on Vicon Nexus system data was presented in detail. The generated model showed which muscles generate the highest force while performing the movement of the shot put. It was also presented which muscles are working in eccentric conditions, which may cause injury. There is a possibility to use the generated model for further simulations, in order to conduct detailed analysis of shot put technique.