

IDENTYFIKACJA I OPTYMALIZACJA WYPROWADZANIA CIOSU MAE-GERI

ADAM CZAPLICKI, TOMASZ SACEWICZ, JANUSZ JASZCZUK

*Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego w Warszawie, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu w Białej Podlaskiej
e-mail: adam.czapllicki@awf-bp.edu.pl, tomasz.sacewicz@awf-bp.edu.pl, janusz.jaszczuk@awf-bp.edu.pl*

Streszczenie. W pracy dokonano identyfikacji ciosu mae-geri i przedstawiono optymalne charakterystyki sterujące modelu biomechanicznego uzyskane za pomocą optymalizacji parametrycznej. Parametryzacji zostały poddane prędkości uogólnione modelu. Ich wartości początkowe obliczono na podstawie analizy kinematycznej zapisu video badanego ciosu. Za kryterium optymalizacyjne wybrano minimalny czas zadawania ciosu. Warunki brzegowe odpowiadały zarejestrowanej początkowej i końcowej konfiguracji kończyny. W obliczeniach wykorzystano metodę sekwencyjnego programowania.

1. WSTĘP

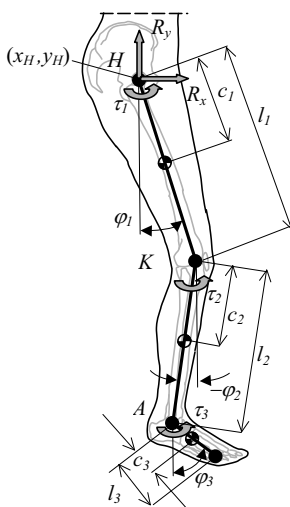
Niniejszy artykuł jest dopełnieniem pracy [5], w której przeprowadzono optymalizację sposobu zadawania ciosu ap-chagi, gdzie przedmiotem analizy była faza zamachu kończyny dolnej. Czas zadawania optymalnego ciosu udało się wówczas zredukować jedynie o 5% w stosunku do rzeczywistego uderzenia. Skromny efekt optymalizacji nasuwa przypuszczenie, że ważną rolę może w niej odgrywać faza podporowa kończyny atakującej. Uwzględnienie zatem tej fazy w optymalizacji wyznacza pierwszy cel prezentowanej pracy.

Jedną z technik obliczeniowych wykorzystywanych w biomechanice jest optymalizacja parametryczna. Pozwala ona na wyznaczenie zmiennego w czasie, optymalnego w sensie spełnienia, stosownego kryterium jakości, sterowania badaną czynnością motoryczną. W przeciwieństwie do powszechnie stosowanej optymalizacji statycznej, gdzie wskaźnik jakości ekstremalizuje się sukcesywnie w kolejnych chwilach czynności [4, 9], optymalizacja parametryczna polega na ekstremalizacji wskaźnika w trakcie całego zadania ruchowego [1, 2, 8, 13]. Metoda ta gwarantuje wprowadzić rozwiązanie zbliżone do optymalnego, ale charakteryzuje się godną uwagi efektywnością numeryczną w sytuacji, gdy parametryzacji poddane są zmienne stanu. W nielicznych aplikacjach biomechanicznych z tego zakresu parametryzacji poddawano współrzędne uogólnione [11, 12]. Wykorzystana w obliczeniach parametryzacja prędkości uogólnionych jest własnym rozwiązaniem autorów, zaś walidacja takiego sposobu obliczeń wyznacza drugi cel pracy.

Realizację obu celów przeprowadzono, analizując cios mae-geri, który należy do podstawowych uderzeń karate kyokushin. Ta czynność motoryczna nie została do tej pory zidentyfikowana, zarówno w aspekcie zagadnienia odwrotnego dynamiki, jak i sterowania optymalnego determinującego technikę zadawania ciosu.

2. MODEL BIOMECHANICZNY

Płaski model kończyny dolnej człowieka (rys. 1) składa się z trzech połączonych przegubowo ciał sztywnych, reprezentujących udo, podudzie i stopę. Konfigurację poszczególnych członów można jednoznacznie opisać za pomocą pięciu współrzędnych uogólnionych $\mathbf{q} = [x_H \ y_H \ \varphi_1 \ \varphi_2 \ \varphi_3]^T$ wyznaczających położenie stawu biodrowego oraz kątową orientację segmentów względem pionu. Oddziaływanie ze strony tułowia oraz sterowanie $\mathbf{u} = [\mathbf{u}_1^T \ \mathbf{u}_2^T]^T$ składa się z dwóch reakcji $\mathbf{u}_1 = [R_x \ R_y]^T$ w stawie biodrowym i trzech zbiorczych momentów mięśniowych $\mathbf{u}_2 = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^T$ w stawach.



Rys. 1. Model biomechaniczny kończyny dolnej

Wektor reakcji w stawie biodrowym i zbiorczych momentów mięśniowych można wyrazić w symbolicznej formie

$$\mathbf{u}(t) = \mathbf{f}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}, \boldsymbol{\tau}_{PAS}) \quad (1)$$

gdzie \mathbf{q} jest 5-wymiarowym wektorem współrzędnych uogólnionych, zaś $\boldsymbol{\tau}_{PAS}$ reprezentuje momenty pasywne struktur stawowych. Dynamiczne równania ruchu, z których wynika związek (1), zostały szczegółowo opisane w pracach [3, 6].

3. IDENTYFIKACJA

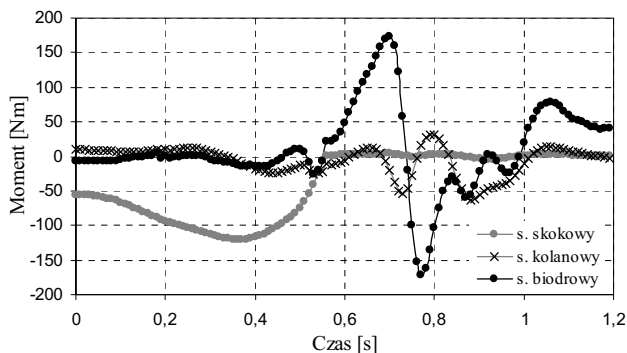
Zawodnik karate o masie 84,5 kg i wzroście 185 cm wykonał kilka ciosów mae-geri w wersji bezkontaktowej. Zadanie zawodnika polegało na jak najszybszym doprowadzeniu przodu śródstopia w pobliże koła usytuowanego na tarczy (rys. 2). Jeden z ciosów stał się przedmiotem analizy. Wyboru dokonano na podstawie opinii trenera, który wskazał uderzenie najbardziej poprawne technicznie. Zawodnik posiadał klasę 1 dan. Legitymował się zatem takim poziomem mistrzostwa sportowego, który rokował możliwość poprawy techniki ciosu.

Zapis video wybranego ciosu został wykorzystany do wyznaczenia położenia stosownych punktów modelu biomechanicznego. Prędkości i przyspieszenia obliczono, różniczkując względem czasu funkcje sklejane 3. stopnia rozpięte nad położeniami [3], a reakcję podłoża zmierzono, wykorzystując platformę Kistlera.



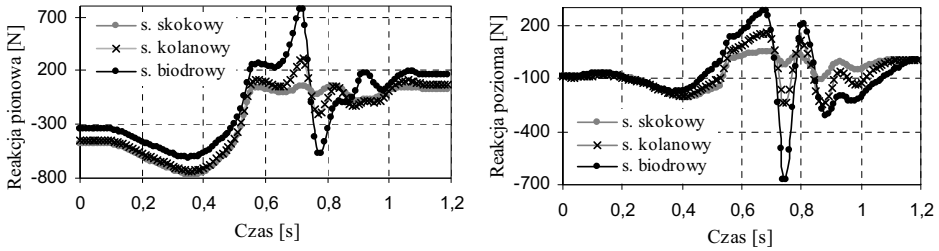
Rys. 2. Początkowa (z lewej) i końcowa (z prawej) faza ciosu mae-geri

Uzyskane w wyniku rozwiązania zagadnienia odwrotnego przebiegi zbiorczych momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej (rys. 3) posiadają czytelną interpretację biomechaniczną. Kluczową rolę w fazie podporowej, która rozciąga się do 0,52 s, odgrywa moment w stawie skokowym, co jest konsekwencją kontaktu stopy z podłożem. Następnie za sterowanie odpowiada w głównej mierze moment w stawie biodrowym. Wysokie, dodatnie wartości tego momentu wskazują na wydatny wymach kończyny, po którym następuje wyhamowywanie uda obejmujące chwilę ($t = 0,84$ s) zadania ciosu. Przeciwnie skierowany moment w stawie kolanowym w fazie wymachu zapobiega nadmiernemu wyprostowi kolana. Przebieg momentu w stawie biodrowym po wyprowadzeniu ciosu ($t > 1$ s) świadczy o przeciwdziałaniu sile grawitacji podczas powrotu kończyny do podporowej pozycji.



Rys. 3. Przebiegi zbiorczych momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej

Reakcja pionowa w stawie biodrowym osiąga ekstremalne wartości w fazie podporowej (rys. 4). Widoczna jest niewielka różnica wartości tej reakcji pomiędzy stawem skokowym i kolanowym oraz wyraźny spadek jej wartości pomiędzy stawem kolanowym i biodrowym. Podobne przebiegi w fazie podporowej odnotowano dla innych czynności motorycznych [5, 7]. Obie reakcje zostały obliczone za pomocą schematu Newtona-Eulera. Odzworowują one zatem wiernie charakter analizowanego ruchu. Należy jednak wyraźnie podkreślić fakt, że taki tryb obliczeń nie gwarantuje wyznaczenia rzeczywistego stanu obciążeń, ponieważ nie uwzględniono w nim sił generowanych przez mięśnie [6].



Rys. 4. Reakcje w stawie biodrowym

4. OPTIMALIZACJA

Pierwszy krok wykorzystanej w obliczeniach optymalizacji parametrycznej polegał na podziale czasu trwania badanego aktu ruchowego na $N-1$ ($N = 84$) równych przedziałów

$$t_0 = t_1 < t_2 < \dots < t_N = t_f. \quad (2)$$

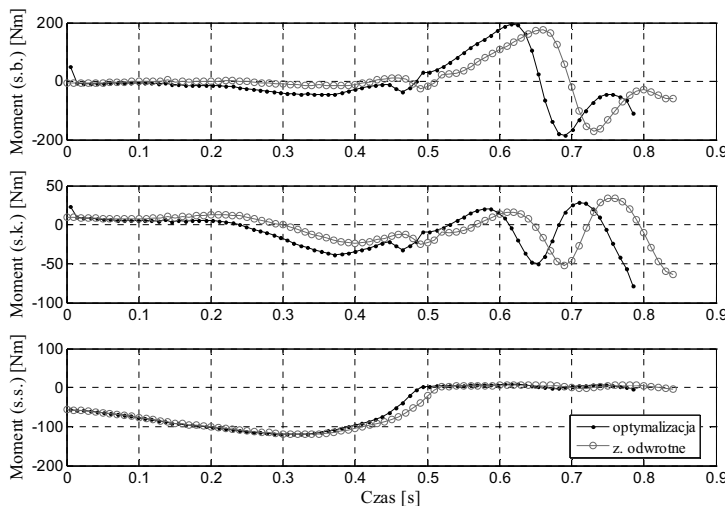
Za końcowy czas t_f wybrano moment kontaktu stopy z *workiem*, redukując tym samym problem optymalizacji do kluczowej fazy wyprowadzania ciosu. Kolejny etap procedury optymalizacyjnej polegał na parametryzacji prędkości uogólnionych $\dot{\mathbf{q}}$ zgodnie z podziałem (2). Wybór prędkości na zmienne optymalizowane podyktowany został faktem, że często uwagi trenera dotyczące poprawy techniki wykonywanych ciosów sugerują zawodnikowi zmianę prędkości poszczególnych segmentów kończyny dolnej. Sparametryzowany wektor prędkości $\dot{\mathbf{q}}$ wykorzystano następnie do wyznaczenia wartości średnich prędkości w środku każdego przedziału oraz wyliczenia zależnych od nich położenia i przyspieszeń stosując regułę trapezów w pierwszym przypadku, a różnice progresywne w drugim. Zastępując więzy ich sparametryzowanymi odpowiednikami i biorąc za wskaźnik jakości procesu minimalny czas zadawania ciosu przy zachowanych warunkach brzegowych, problem optymalizacji parametrycznej można wyrazić jako

$$\begin{cases} \min t_f \\ \text{gdy} \\ \tilde{\mathbf{u}}(t) = \mathbf{f}(\tilde{\mathbf{q}}(t), \dot{\tilde{\mathbf{q}}}(t), \ddot{\tilde{\mathbf{q}}}(t), \boldsymbol{\tau}_{PAS}) \\ \left\{ \begin{array}{l} \mathbf{q}(t_0) = \mathbf{q}_0 \quad ; \quad \dot{\mathbf{q}}(t_0) = \dot{\mathbf{q}}_0 \\ \mathbf{q}(t_f) = \mathbf{q}_f \quad ; \quad \dot{\mathbf{q}}(t_f) = \dot{\mathbf{q}}_f \end{array} \right. \\ \mathbf{l}\mathbf{b} \leq \mathbf{c}(\tilde{\mathbf{q}}) \leq \mathbf{u}\mathbf{b} \\ \mathbf{u}_{\min} \leq \tilde{\mathbf{u}}(t) \leq \mathbf{u}_{\max} \end{cases} \quad (3)$$

Zagadnienie (3) zostało rozwiązane za pomocą metody programowania sekwencyjnego [10]. Czas końcowy potraktowano jako dodatkową zmienną optymalizowaną. W rezultacie procesowi optymalizacji poddano 416 zmiennych uogólnionych. Danych początkowych do zainicjowania procedury optymalizacyjnej dostarczyło rozwiązanie zagadnienia odwrotnego.

Wyniki optymalizacji w postaci przebiegów zbiorczych momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej (rys. 6) zostały przedstawione na tle rzeczywistych momentów uzyskanych w wyniku rozwiązania zagadnienia odwrotnego. Cios optymalny wyprowadzono w czasie krótszym o 0,05 s. Przebiegi optymalne i rzeczywiste są jakościowo podobne,

wskazując tym samym na fizjologiczny charakter tych pierwszych. Sterowanie optymalne wymaga jednak zwiększenia ujemnego momentu w stawie biodrowym i kolanowym (akcja prostowników i zginaczy wymienionych stawów) po przekroczeniu około jednej trzeciej czasu trwania fazy podporowej (różnice pomiędzy wartościami momentów w tych stawach osiągają pułap 24 Nm i 7 Nm) oraz zmniejszenia o około 40 Nm momentu w stawie skokowym pod koniec tej fazy.



Rys.6. Optymalne przebiegi zbiorczych momentów sił mięśniowych

Obliczenia zostały przeprowadzone na komputerze klasy PC z procesorem Pentium IV (3,1 GHz). Trwały one 49,3 s i wymagały 2086 iteracji. W każdej z nich stwierdzono dobre uwarunkowanie rozwiązywanego układu równań algebraicznych. Dla porównania, w cytowanej we wstępie pracy [5], w której optymalizowano tylko 46 zmiennych, czas obliczeń był rzędu 4 sekund przy 239 iteracjach.

5. WNIOSKI

W pracy przeprowadzono identyfikację i optymalizację techniki wyprowadzania ciosu mae-geri. Wyznaczone sterowanie optymalne pozwoliło na skrócenie czasu zadawania ciosu o 6% przy zachowaniu akceptowalnych fizjologicznie przebiegów momentów sterujących w stawach kończyny dolnej. Skrócenie czasu zadawania ciosu o 0,05 s (wobec 0,01 s dla ciosu bez uwzględnienia fazy podporowej) oznacza, że modelowanie kontaktu z podłożem jest istotne przy poszukiwaniu sterowania optymalnego badanego uderzenia.

Obliczenia wykonano według jednego z najprostszych algorytmów. Stabilne numerycznie rozwiązanie oraz krótki czas obliczeń dla zagadnienia o dużej liczbie zmiennych decyzyjnych pozytywnie weryfikują opisaną w niniejszej pracy optymalizację parametryczną jako użyteczne narzędzie obliczeniowe w biomechanice.

Wyniki przeprowadzonych symulacji komputerowych mogą mieć znaczenie dla trenerów i zawodników karate, zarówno w aspekcie poznawczym jak i praktycznym. Wskazują one na decydujące znaczenie fazy podporowej przy wyprowadzaniu ciosu i sugerują poszukiwanie optymalnej konfiguracji kończyny dolnej w tej fazie.

LITERATURA

1. Anderson F.C., Pandy M.G.: Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. "Journal of Biomechanics" 2001, Vol. 34, No. 2, p. 153-161.
2. Anderson F.C., Pandy M.G.: Individual muscle contributions to support in normal walking. "Gait & Posture" 2003, Vol. 17, No. 2, p. 159-169.
3. Blajer W., Czaplicki A.: Contact modeling and identification of planar somersaults on the trampoline. "Multibody System Dynamics" 2003, Vol. 10, No. 3, p. 289-312.
4. Blajer W., Czaplicki A., Dziewiecki K., Mazur Z.: Influence of selected and modeling issues on muscle forces estimates. "Multibody System Dynamics" 2010, Vol. 24, No. 4, p. 473-492.
5. Czaplicki A.: Optymalizacja sposobu zadawania ciosu ap-chagi. „Modelowanie Inżynierskie” 2007, nr 33, t. 2, s. 43-48.
6. Czaplicki A.: Modelowanie we współrzędnych naturalnych w biomechanice. Monografie i Opracowania nr 7. Białą Podlaska: AWF Warszawa, ZWWF, 2009.
7. Czaplicki A.: Identification of internal loads at the selected joints during performance of a backward somersault. "The Archive of Mechanical Engineering" 2009, Vol. LVI, No. 3, p. 303-316.
8. Eberhard P., Spägle T., Gollhofer A.: Investigations for the dynamical analysis of human motion. "Multibody System Dynamics" 1999, Vol.3, No. 1, p.1-20.
9. Erdemir A., McLean S., Herzog W., van den Bogert A.J.: Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. "Clinical Biomechanics" 2007, Vol. 22, No. 2, p. 131-154.
10. Gill P.E., Murray W., Saunders M.A.: Large-scale SQP methods and their applications in trajectory optimization. Basel: Birkhäuser Verlag, 1994.
11. Lo J., Huang G., Metaxas D.: Human motion planning based on recursive dynamics and optimal control techniques. "Multibody System Dynamics" 2002, Vol. 8, No. 4, p. 433-458.
12. Loebouf F., Bessonnet G., Seguin P., Lacouture P.: Energetic versus sthenic optimality criteria for gymnastic movement synthesis. "Multibody System Dynamics" 2006, Vol. 16, No. 3, p. 213-236.
13. Menegaldo, L.L., Fleury Ade T., Weber H.I.: Biomechanical modeling and optimal control of human posture. "Journal of Biomechanics" 2003, Vol. 36, No. 11, p. 1701-1712.

IDENTIFICATION AND PERFORMANCE OPTIMIZATION OF A MAE-GERI KICK

Abstract. Identification and an inverse dynamic parametric optimization method for solving optimal control problems involving planar biomechanical linkages is presented. The method is applied to minimize the performance time of a mae-geri kick. Parameterized generalized velocities as design variables and sequential quadratic programming (SQP) method were used in the computations. The actual and optimal time characteristics of the net torques at the basic joints of a leg and actual internal reactions in the hip joint are presented. Some remarks concerning the technique of the performed kick are included.