

GŁOWIŃSKI Sebastian

ANALIZA BIOMECHANICZNA CHODU PRAWIDŁOWEGO

Streszczenie

Artykuł wprowadza w problematykę badania chodu prawidłowego. Opracowano model kończyn dolnych o 14 stopniach swobody (po 7 stopni na każdą kończynę) z zaimplementowanymi parametrami antropometrycznymi. Przeprowadzono symulację chodu i przedstawiono analizę wielkości kinematycznych takich jak przebiegi czasowe kątów w poszczególnych stawach. Określono wielkości dynamiczne takie jak siły występujące w wybranych mięśniach poszczególnych stawów oraz zmiany długości mięśni w funkcji zmiany kąta podczas chodu prawidłowego.

WSTĘP

Badanie i analiza kinematyki i dynamiki chodu prawidłowego ma na celu opracowanie modeli kinematycznych i dynamicznych. Modele te wykorzystywane są następnie do określenia parametrów charakteryzujących lokomocję człowieka i mogą być uzupełnieniem standardowego badania klinicznego. Na chód człowieka składa się skoordynowana aktywność ok. 100 mięśni, które obejmują swoim zasięgiem kilka stawów [5]. Wynikająca z tego duża liczba stopni swobody łańcucha kinematycznego znacznie komplikuje określenie kinematyki ruchu pomimo tego, że chód człowieka jest zjawiskiem okresowym i cechuje się dużą powtarzalnością. Można go rozpatrywać jako kombinację wielu złożonych procesów takich jak wytwarzanie i przekazywanie energii, utrzymanie równowagi oraz koordynacja ruchów. Ponadto każdy z nas ma własny rozpoznawalny wzorzec chodu, ponieważ porusza się z pewną preferowaną szybkością zapewniającą zużycie najmniejszej ilości energii. Celem tego artykułu jest analiza wielkości kinematycznych i sił występujących w mięśniach podczas chodu prawidłowego.

1. CHÓD CZŁOWIEKA

1.1. Fazy chodu

Chód człowieka można podzielić na cykle. Jest to odległość pomiędzy kolejnymi punktami pierwszego kontaktu stopy z podłożem po tej samej stronie (Rysunek 1). Dzieli się ona dwie fazy: podporu oraz wy kroku. Charakterystyczne jest to, że podczas chodu jedna stopa stale utrzymuje kontakt z podłożem.

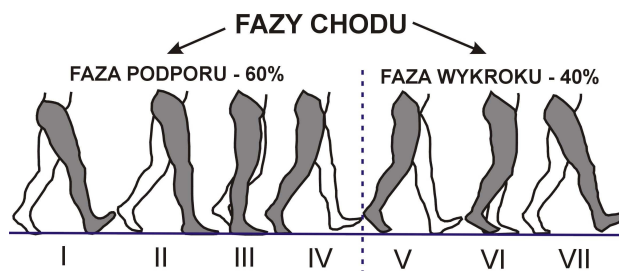
Faza podporu rozpoczyna się w momencie kontaktu pięty z podłożem i kończy się gdy palce opuszczają podłoże. Trwa około 60% całego cyklu chodu. Fazę podporu można podzielić na cztery fazy:

- a) I – kontakt pięty z podłożem;
- b) II – faza amortyzacji, podczas której stopa jest ułożona płasko na podłożu;

- c) III – środkowa faza podparcia w której staw skokowy rozpoczyna wykonywanie ruchu kołyskowego, pozwalając na utrzymanie sylwetki w ruchu w przód;
- d) IV – jest to ostatnia faza podporu i okres podwójnego podporu. Ciężar ciała jest przenoszony z jednej kończyny na drugą, natomiast koniec tej fazy charakteryzuje się brakiem zgięcia w stawie biodrowym. Staw kolanowy jest zgięty pod kątem ok. 40° , natomiast staw skokowy ok. 15° .

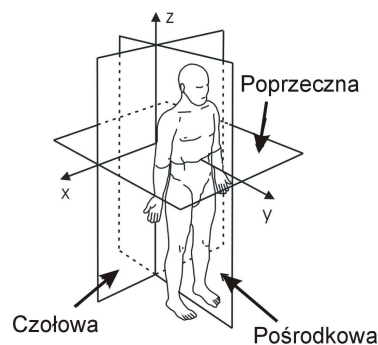
Faza przenoszenia trwa ok. 40% cyklu chodu. Można ją podzielić na trzy fazy:

- a) V – faza oderwania palców, w której stopa jest zepchnięta z podłoża, składowa przyspieszenia ma zwrot zgodny z wektorem prędkości i powstaje siła mająca na celu przeniesienia tułowia w przód.
- b) VI – środkowa faza przenoszenia, w której jedna z kończyn przechodzi pod tułowiem, gdzie kość piszczelowa znajduje się w pozycji prostopadłej do podłoża;
- c) VII – końcowa faza przenoszenia, w której występuje spowolnienie ruchu w celu przygotowania do zetknięcia z podłożem i zainicjowania nowego cyklu.



Rys. 1. Fazy chodu człowieka

Do badania chodu człowieka i do analizy ruchów niezbędne jest wprowadzenie pojęcia płaszczyzn ciała (Rysunek 2). Ruch ciała w płaszczyźnie to ruch postępowy w tej płaszczyźnie lub obrót wokół osi prostopadłej do tej płaszczyzny. Płaszczyzna pośrodkowa (strzałkowa) dzieli ciało na część prawą i lewą, natomiast obraca się wokół osi przyśrodkowo-poprzecznej. Płaszczyzna czołowa dzieli ciało na część przednią i tylną i obraca się wokół osi przednio-tylnej. Płaszczyzna poprzeczna dzieli ciało na część czaszkową i ogonową. Jej obrót jest wokół osi wzdłużnych.



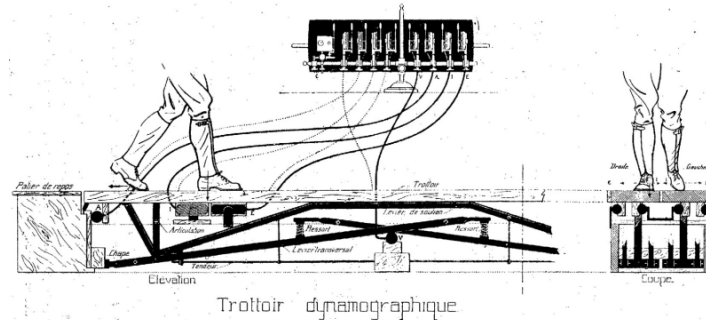
Rys. 2. Płaszczyzny ciała

Przy analizowaniu chodu niezbędne jest podanie parametrów, którymi są rytm lokomocji i parametry przestrzenne. Rytm lokomocji określa liczbę kroków na minutę natomiast parametrami przestrzennymi są długość kroku i wykrok. Przeciętna długość kroku dorosłego człowieka wynosi ok. 1,5 m, dla dziecka jest zbliżona do wysokości ciała. W celu dokonania pomiarów parametrów chodu wykorzystuje się różne metody. Jedną z nich jest metoda

pomiaru kątów stawowych za pomocą goniometrów. Aktualnie wykorzystuje się w tym celu przetworniki optoelektryczne. Do rejestracji i zbierania danych wykorzystuje się czujniki (akcelerometry z żyroskopami) pozwalające na jednoczesny pomiar kilkunastu parametrów jak np. przyspieszenia w trzech osiach, prędkości liniowe i kątowe, położenie itp.

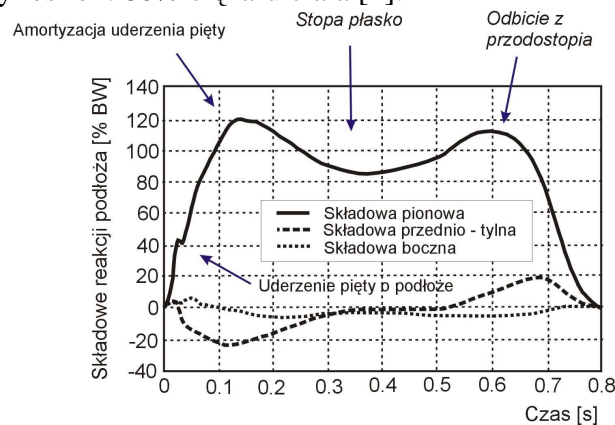
1.2. Siły działające na aparat ruchu

Podczas przemieszczania się na ciało człowieka oddziałują trzy rodzaje sił. Są to siła reakcji podłoża, siła tarcia oraz siła oporu powietrza. Siła reakcji podłoża opiera się na III zasadzie dynamiki Newtona (zasada akcji i reakcji), a wektor tej siły oddziałuje na stopę.



Rys. 3. Platforma do analizy wartości sił podczas chodu człowieka [1]

Do pomiarów wartości siły wykorzystuje się platformę dynamometryczną opracowaną w 1872r. [2,6]. Do pomiaru sił reakcji można również wykorzystywać obuwie wyposażone w specjalne czujniki tensometryczne, przesyłające sygnał podczas ruchu. Są one z powodzeniem wykorzystywane przez Department of Mechanical Engineering University of California Berkeley [4]. Zapis reakcji sił podłoża na stopę przedstawiono na rysunku 4. Składowa pionowa ma dwa wyraźne wierzchołki, które są związane z amortyzacją uderzenia stopy o podłoże oraz odbiciem stopy od podłoża. Maksymalne wartości przekraczają od 15 do 20% ciężaru ciała. W fazie środkowej, w której występuje wartość odciążenia wartość składowej pionowej wynosi ok. 80% ciężaru ciała [2].



Rys. 4. Wykres składowych sił podczas nacisku stopy na podłoże

Siła tarcia pochodzi od tarcia obuwia o podłoże. Podczas ruchu występuje tzw. tarcie statyczne, którego wartość zależy od siły nacisku (ciężar osoby) oraz od współczynnika siły tarcia

$$T = \mu N \quad (1)$$

gdzie:

- μ – współczynnik siły tarcia;
- N – siła nacisku [N].

Siła oporu powietrza, którą możemy scharakteryzować jako

$$F_D = \frac{1}{2} C_D S \rho V^2 \quad (2)$$

gdzie:

C_D – współczynnik oporu;

S – pole powierzchni czołowej [m²];

ρ – gęstość powietrza [kg/m³];

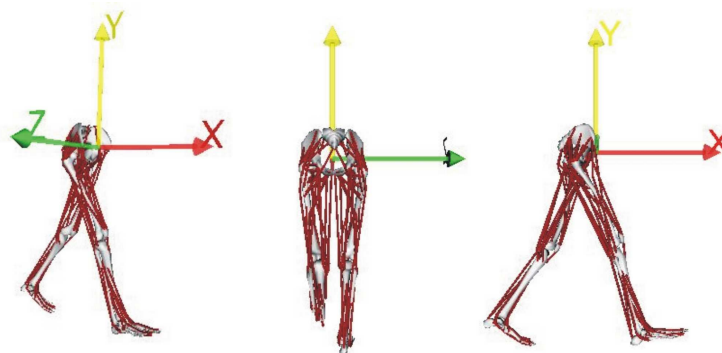
V – prędkość przemieszczania względem napływających strug powietrza [m/s].

2. NUMERYCZNA ANALIZA KINEMATYKI I SIŁ MIĘŚNI PODCZAS CHODU PRAWDŁOWEGO

Do symulacji chodu wykorzystano oprogramowanie OpenSim 3.0. Zamodelowano układ szkieletowy kończyn dolnych wraz z układem mięśniowym człowieka o wzroście 180 cm i wadze 75 kg. Określono maksymalne wartości parametrów takich jak zakres dopuszczalnych kątów w połączeniach stawów (Tab. 1) zgodnie z danymi antropometrycznymi przedstawionymi w [2]. Model biomechaniczny składa się z 14 stopni swobody (po 7 stopni na każdą kończynę) (Rysunek 5). Parametry mięśni określono i zaimplementowano do modelu na podstawie [3,8].

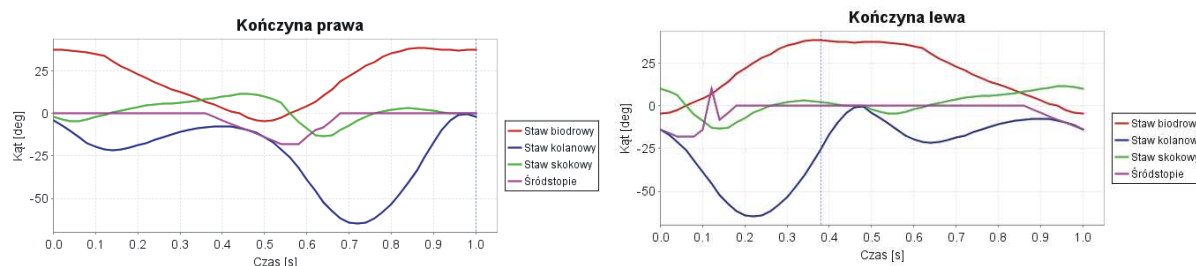
Tab. 2. Zakres dopuszczalnych kątów modelu kończyn dolnych

Kończyna	Nazwa	Zakres wartości		Pozycja wyjściowa
		min	max	
Prawa	Staw biodrowy – zginanie – prostowanie	-11°	+95°	+37,50°
	Staw biodrowy – odwodzenie – przywodzenie	-50°	+15°	+1,30°
	Staw biodrowy – rotacja zewnętrzna – wewnętrzna	-20°	+20°	-2,78°
	Staw kolanowy – zginanie – prostowanie	-120°	0°	-2,21°
	Staw skokowy – zginanie – prostowanie	-30°	+30°	0,00°
	Staw skokowy – supinacja – pronacja	-20°	+20°	0,00°
	Śródstopie – zginanie prostowanie palców stopy	-30°	+30°	0,00°
Lewa	Staw biodrowy – zginanie – prostowanie	-11°	+95°	-4,50°
	Staw biodrowy – odwodzenie – przywodzenie	-50°	+15°	+2,60°
	Staw biodrowy – rotacja zewnętrzna – wewnętrzna	-20°	+20°	+0,64°
	Staw kolanowy – zginanie – prostowanie	-120°	0°	-13,86°
	Staw skokowy – zginanie – prostowanie	-30°	+30°	+10,00°
	Staw skokowy – supinacja – pronacja	-20°	+20°	0,00°
	Śródstopie – zginanie – prostowanie palców stopy	-30°	+30°	-14,00°



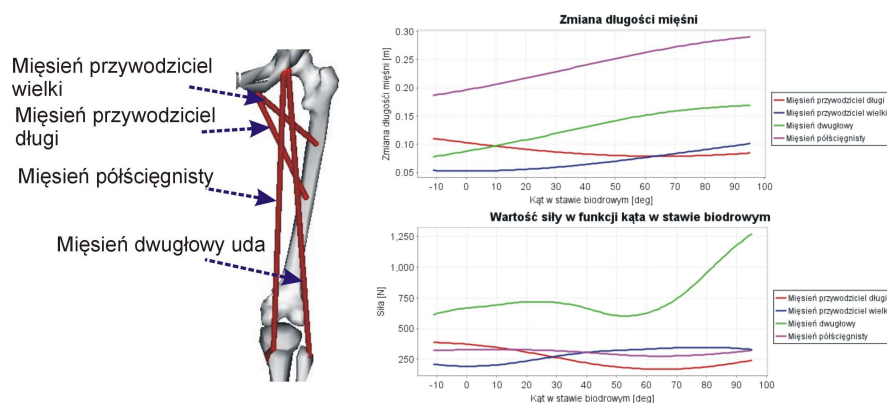
Rys. 5. Model biomechaniczny kończyn dolnych

Czas symulacji ustawiono na 1 s. Na rysunku 6 przedstawiono zmianę kątów w stawach biodrowym, kolanowym, skokowym i śródstopia (zginanie – prostowanie). Największą zmianę kąta zaobserwowano w stawie kolanowym w czasie $0,4 \div 0,7$ s dla kończyny prawej oraz $0 \div 0,4$ s dla kończyny lewej.



Rys. 6. Zmiana kątów w stawach podczas chodu prawidłowego

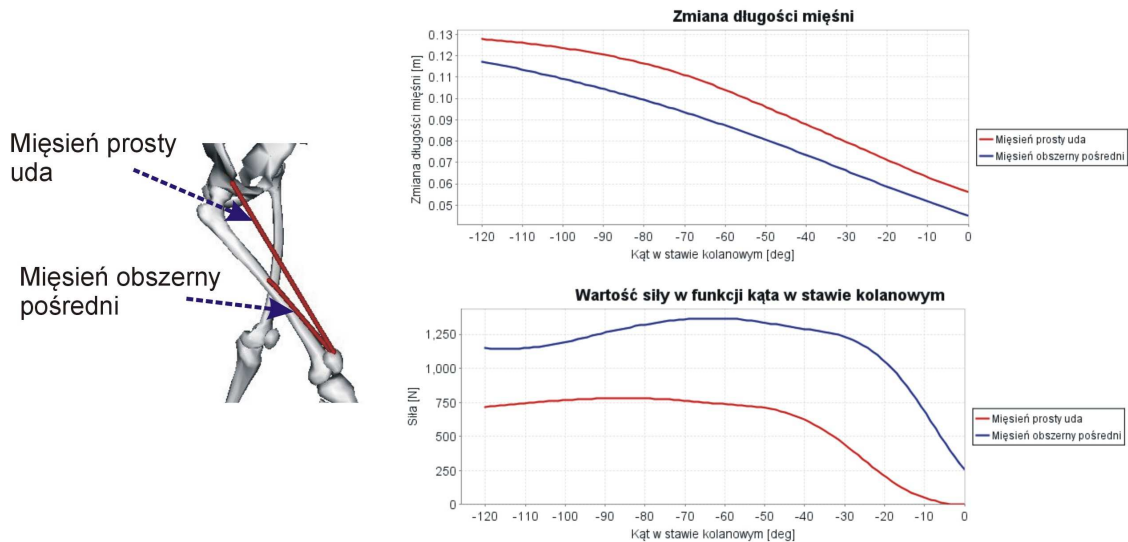
Na początku przeanalizowano zmianę długości mięśni związanych ze stawem biodrowym. Przeanalizowano mięsień dwugłowy uda (*biceps femoris*), mięsień półścięgnisty (*semimembranosus*), mięsień przywodziciel długi (*adductor longus*) oraz mięsień przywodziciel wielki (*adductor magnus*) (Rysunek 7). Mięsień dwugłowy uda jest połączony z powierzchnią tylną guza kulszowego i głową strzałki. Jego głowa długa prostuje i przywodzi udo, zgina w stawie kolanowym, głowa krótka zgina podudzie. Mięsień półścięgnisty prostuje i przywodzi udo oraz zgina w stawie kolanowym. Łączy powierzchnię tylną guza kulszowego, natomiast przyczep końcowy jest umiejscowiony poniżej guzowatości piszczeli. Mięsień przywodziciel długi łączy kość łonową poniżej guzka łonowego ze środkową trzecią częścią wargi przyśrodkowej kresy chropawej uda i jego zadaniem jest jak nazwa wskazuje przywiedzenie uda.



Rys. 7. Zmiana długości i siły występującej w wybranych mięśniach w funkcji zmiany kąta w stawie biodrowym kończyny prawej

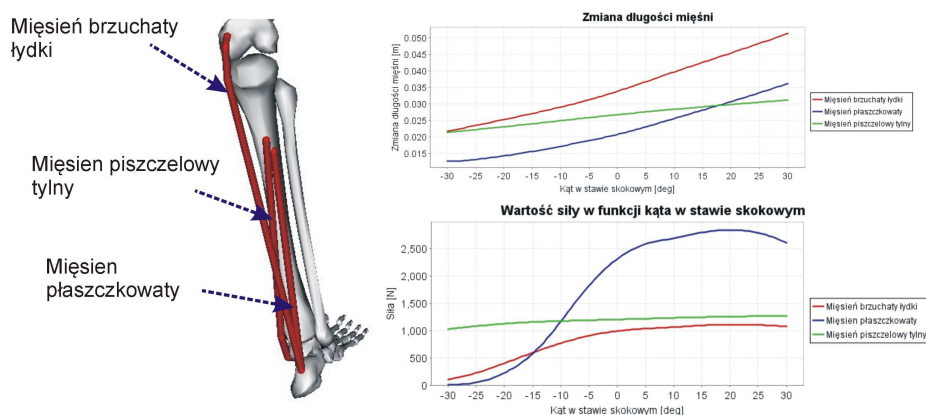
W przypadku mięśnia dwugłowego największa wartość siły 1250 N występuje dla kąta 95° (kończyna dolna podniesiona o wartość maksymalną do przodu). Interesujący jest wykres wskazujący na zmianę wydłużenia mięśnia prostego uda (*rectus femoris*) oraz mięśnia obszernego pośredniego (*vastus intermedius*) w funkcji kąta zgięcia stawu kolanowego (Rysunek 8). Mięsień prosty uda ma za zadanie prostowanie podudzia w stawie kolanowym i zginanie uda. Łączy kość biodrową przednią dolną, górny brzeg panewki z więzadłem rzepki, guzowatością piszczelową. Zadaniem mięśnia obszernego pośredniego jest prostowanie stawu kolanowego. Jest połączony z przednią i boczną powierzchnią trzonu kości udowej z więzadłem rzepki, guzowatością piszczelową. Mięsień prosty uda zwiększa swoją

długość w zakresie 5,5 ÷ 12,8 cm, mięsień obszerny pośredni w zakresie 2,5 ÷ 11,7 cm w zakresie kątów 0 ÷ -120°. Rysunek 7 przedstawia wartość siły występującej w wybranych mięśniach podczas zginania stawu kolanowego. Największa wartości siły w przypadku mięśnia obszernego pośredniego wynosi ok. 1380 N w zakresie kątów -50° ÷ -80° oraz 770 N dla mięśnia prostego uda w zakresie kątów -70° ÷ -100°.



Rys. 8. Zmiana długości i siły występującej w wybranych mięśniach w funkcji zmiany kąta w stawie kolanowym kończyny prawej

Na rysunku 9 przedstawiono wyniki analizy wybranych mięśni stawu skokowego. Są to mięsień brzuchaty łydki (*gastrocnemius*), mięsień piszczelowy tylny (*tibialis posterior*) oraz mięsień płaszczkowaty (*solenus*). Mięsień brzuchaty łydki i mięsień płaszczkowaty mają za zadanie zginanie stopy w kierunku podeszwowym, odwracanie jej i przywodzenie. Pierwszy z nich łączy się z powierzchnią podkolanową kości udowej oraz z guzem piętowym. Mięsień płaszczkowaty łączy głowę strzałki z guzem piętowym. Mięsień piszczelowy tylny odpowiada za odwracanie, przywodzenie i zginanie podeszwove stopy. Ponadto stabilizuje jej poprzeczne sklepienie. Łączy tylną powierzchnię piszczeli i strzałki z guzowatością kości łódkowatej i kości klinowatej przyśrodkowej.



Rys. 9. Zmiana długości i siły występującej w wybranych mięśniach w funkcji zmiany kąta w stawie skokowym kończyny prawej

Największe wydłużenie osiąga mięsień brzuchaty łydki i mięsień płaszczkowaty o ok. 2,5 cm przy zwiększaniu kąta w zakresie $-30^\circ \div 30^\circ$. Maksymalna wartość siły w przypadku mięśnia płaszczkowatego wynosi ok. 2750 N w zakresie kątów $-15^\circ \div 25^\circ$.

WNIOSKI

Prezentowane wyniki badań symulacyjnych stanowią element pracy mającej na celu opracowanie wzorca chodu prawidłowego osób dorosłych (nieobciążonych zaburzeniami chodu). Następny etap badań będzie polegał na pomiarach kątów przy wykorzystaniu czujników-akcelerometrów i walidacji parametrów opracowanego modelu. Poprzez analizę i badanie osób obciążonych zaburzeniami chodu uzyskane wyniki posłużą w przyszłości do opracowania modeli patologicznych i porównanie z chodem prawidłowym. Na podstawie zaprezentowanych przykładowych przebiegów wielkości kinematycznych i dynamicznych można stwierdzić, że opracowany model komputerowy odzwierciedla kinematykę chodu, natomiast ze względu na fakt, że symulacje nie zostały zweryfikowane badaniami eksperymentalnymi wyniki należy potraktować jako badania pogładowe.

BIBLIOGRAFIA

1. Amar J.: *Trottoir Dynamographique*, Comptes rendus hebdomadaires des seances de l'Academie des Sciences de Paris, Vol. 163, pp. 130–132, 1916.
2. Błaszczuk J.: *Biomechanika Kliniczna*, AWF Katowice, 2010.
3. Davies D.V., Davies F: *Gray's Anatomy*, 33 ed. Green & Co Ltd., 1962.
4. Głowiński S.: *Pobyty stażowo-szkoleniowy w UC Berkeley, Praktyki w Department Engineering*, 25.05.2013-27.07.2013r.
5. Liu M.Q. i in.: *Muscle Contributions to support and Progression over a Range of Walking Speeds*, Journal of Biomechanics, Vol. 41, pp. 3243-3256, 2008.
6. Marey E.J.: *De La Mesure Dans Les Differents Acts De La Locomotion*, Comptes Rendues de l'Academie des Sciences de Paris, Vol. 97, pp. 820–825, 1883.
7. Neptune R.R., Hull M.L.: *Evaluation of Performance Criteria for Simulation of Submaximal Steady-State Cycling Using a Forward Dynamic Model*, ASME, Vol. 120, pp. 334 – 341, 1998.
8. Pennecot G.F.: *From Marey to Modern Gait Analysis. Advances in Orthopedic Surgery of Motor Disability*, Bull Acad. Natl. Med, Vol. 188, pp. 1423-1427, 2004.
9. Thelen D. G., i in.: *Generating Dynamic Simulations of Movement Using Computed Muscle Control*, Journal of Biomechanics, Vol. 36, pp. 321 – 328, 2003.

A BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE CORRECT GAIT

Abstract

In this paper the results of the research based on simulation of human gait were presented. The model of the lower limbs of 14 degrees of freedom was described. The simulation of gait was done and selected biomechanical parameters with description were presented. The dynamic forces in selected muscles at each joint and the muscle length changes as a function of an angle were specified.

Autor:

dr inż. **Sebastian Głowiński** – Politechnika Koszalińska, Zakład Mechatroniki i Mechaniki Stosowanej, sebastian.glowinski@tu.koszalin.pl