

## KINEMATYKA EGZOSZKIELETU KOŃCZYN DOLNYCH O NAPĘDZIE PNEUMATYCZNYM PODCZAS CHODU I BIEGU

### Streszczenie

Artykuł wprowadza w problematykę związaną z modelowaniem egzoszkieleto-  
w. Na początku przeanalizowano pracę poszczególnych partii mięśni kończyny dolnej podczas chodu i biegu. Na tej podstawie zaproponowano model egzoszkieletu kończyn dolnych z napędem pneumatycznym. Do napędu wykorzystano sześć muskułów. Opracowano model kinematyczny z wyznaczeniem parametrów opisujących zależności kinematyczne występujące pomiędzy poszczególnymi elementami egzoszkieletu. Do wyznaczenia współrzędnych charakterystycznych punktów wykorzystano macierze kosinusów kierunkowych. Następnie określono długości poszczególnych muskułów w pozycji wyjściowej. Bazując na przeprowadzonych badaniach zmiany kątów poszczególnych stawów kończyny dolnej podczas chodu i biegu w jednym cyklu, określono zmianę długości każdego z muskułów. Następnie wyznaczono zmianę prędkości zmniejszania i zwiększania długości każdego z muskułów. Zaprezentowano wyniki w postaci przemieszczeń i prędkości. We wnioskach nakreślono cel następnych badań.

### WSTĘP

Projektując egzoszkielec niezbędne jest określenie jego zastosowania i właściwy dobór napędu. Do napędu elementów egzoszkieletu można wykorzystać silniki elektryczne, instalację hydrauliczną, pneumatyczną lub zestaw złożony z powyższych. Każdy z napędów ma swoje wady i zalety. Istotnymi wskaźnikami są stosunek mocy (momentu generowanego lub siły wytwarzanej przez napęd), do masy urządzenia. Najkorzystniejszy stosunek mocy generowanej do masy i objętości mają napędy hydrauliczne, nieco słabsze są pneumatyczne. Jednym z problemów tego typu napędów jest konieczność zgromadzenia odpowiedniej ilości cieczy lub gazu z określonym ciśnieniem. Podstawową zaletą napędów pneumatycznych jest prostota konstrukcji i wysoka niezawodność pracy. Mięśnie człowieka można natomiast traktować jako napędy o regulowanej sztywności. Podczas chodu mięśnie ramion posiadają niewielką sztywność, pozwalając na balansowanie ciałem synchronicznie podczas chodu. Przy podnoszeniu obiektu zwiększa się ich sztywność. Jako urządzenia wykonawcze wykorzystuje się różne układy pneumatyczne (mieszki, silniki pneumatyczne, a nawet krokowe silniki pneumatyczne). We wspomaganiu siły mięśni człowieka wykorzystuje się tzw. sztuczne mięśnie (muskuly) PAM (*Pneumatic Artificial Muscles*). Stosunek mocy do masy urządzenia jest uzależniony od urządzenia wykonawczego i przykładowo dla elastycznych mięśni McKibben'a osiagi są porównywalne z układami hydraulicznymi i wynoszą kilka kW/kg masy urządzenia [2]. Według Caldwell'a stosunek ten wynosi od 1,5 kW/kg, przy ciśnieniu roboczym czynnika 200 kPa do 3 kW/kg przy ciśnieniu 400 kPa [1]. Według Hannaford'a wartości te mogą wynosić nawet od 5 kW/kg do 10 kW/kg masy urządzenia [3, 4].

### 1. MODEL EGZOSZKIELETU Z NAPĘDEM PNEUMATYCZNYM

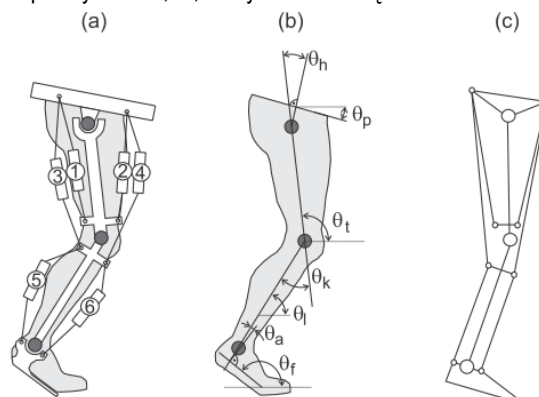
Przykładowy model egzoszkieletu kończyny dolnej, do imitacji chodu człowieka, przedstawiono na rysunku 1. Podczas chodu, występuje przenoszenie ciężaru ciała w przód (przemieszczenie środka ciężkości). Egzoszkielec może być wykorzystany jako wzmocnienie siły mięśni kończyny dolnej. Jako prosty układ wykonawczy zaproponowano sześć muskułów, zastępujących wybrane

partie mięśni. Muskuly 1 – pośladkowy wielki (łac. *gluteus maximus*), 2 – biodrowo – lędźwiowy (łac. *musculus iliopsoas*), odpowiadają za prostowanie i zginanie stawu biodrowego. Muskuly 3 – kulszowo-goleniowy (łac. *hamstring*), 4 – czworogłowy uda (łac. *vastus lateralis*), wspomagają zginanie oraz prostowanie podudzia. Do zginania i prostowania stawu skokowego zaproponowano muskuly 5 – brzuchaty łydki (łac. *musculus gastrocnemius*) oraz 6 – piszczelowy przedni (łac. *tibialis anterior*).

W rzeczywistości mięsień biodrowo lędźwiowy jest przyczepiony do kręgosłupa, co zapobiega poruszaniu miednicą. Z tego względu, że sztuczne mięśnie mogą działać jedynie skurczowo, do realizacji ruchów dwukierunkowych użyto pary mięśni działających antagonistycznie. Pary mięśni 1–2, 3–4, 5–6, mają po dwa sygnały wejściowe  $p$ , i jedno wyjście w postaci momentu napędowego  $\tau$ . Moment generowany przez parę muskułów 1 – 2 w stawie biodrowym, jako sumę trzech składników można wyrazić zależnością:

$$\tau = k_1(p_1 - p_2) + k_2\theta_h^2(p_1 - p_2) - k_3(p_1 + p_2)\theta_h \quad (1)$$

Pierwszy ze składników równania (1), charakteryzuje możliwości sterowania układem poprzez zmianę ciśnienia, drugi wynika z nieliniowości charakterystyki muskułu, a trzeci składnik, jest funkcją sztywności napędu, proporcjonalnej do sumy ciśnień w obu muskułach. Współczynniki  $k_1, \dots, k_3$  wyznaczane są doświadczalnie.

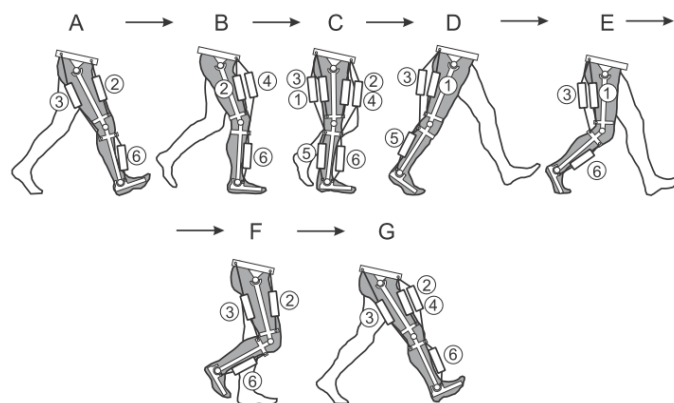


Rys. 1. Pneumatyczny model egzoszkieletu kończyny dolnej (a), kąty wybranych stawów (b), model komputerowy (c)

Ruchliwość zaproponowanego modelu określa się jako  $w = 3$ , czyli do ustalenia położenia lub unieruchomienia wszystkich elementów egzozszkieletu wystarczy znajomość trzech parametrów. Mogą być to kąty stawu biodrowego  $\theta_h$ , kolanowego  $\theta_k$  i skokowego  $\theta_a$ . Istnieje możliwość określenia trzech kątów, poprzez podanie długości mięśni w ośmiu wybranych konfiguracjach: (1, 3, 5), (1, 3, 6), (1, 4, 5), (1, 4, 6), (2, 3, 5), (2, 3, 6), (2, 4, 5) oraz (2, 4, 6). Zmianę długości mięśni podczas ruchu, określa się jako ruchliwość lokalną. W celu wyznaczenia kąta pochylenia miednicy  $\theta_p$ , zgięcia stawu biodrowego  $\theta_h$ , kolanowego  $\theta_k$  oraz skokowego  $\theta_a$ , należy skorzystać z następujących zależności:

$$\begin{aligned} \theta_h &= \theta_t - \theta_b & \text{gdzie} & \quad 5^\circ \leq \theta_h \leq +125^\circ \\ \theta_k &= \theta_t - \theta_l & \text{gdzie} & \quad 0^\circ \leq \theta_k \leq +130^\circ \\ \theta_a &= \theta_f - \theta_l - 90^\circ & \text{gdzie} & \quad -10^\circ \leq \theta_a \leq +60^\circ \end{aligned} \quad (2)$$

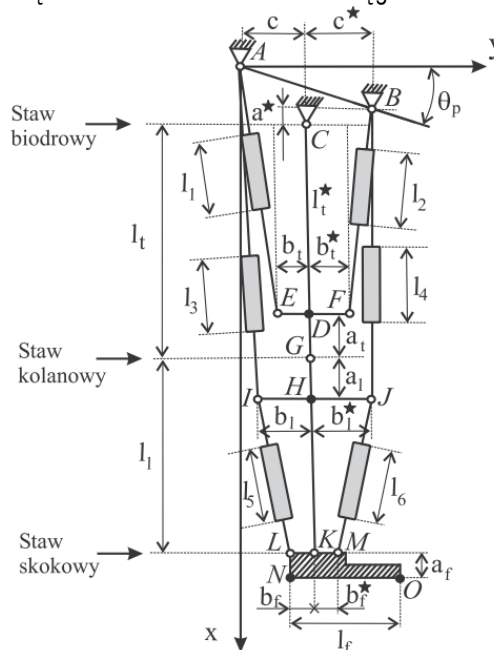
Udział mięśni egzozszkieletu podczas wykonywania jednego kroku, w poszczególnych fazach zobrazowano na rysunku 2. Przyspieszenie uda podczas chodu, jest uzyskiwane dzięki mięśniom biodrowo-łędźwiowym i prostym uda. Hamowanie podczas ruchu, jest uzyskiwane dzięki napinaniu ekscentrycznemu (wydłużeniu) mięśni kulszowo-goleniowych, wchodzących w staw biodrowy. Zadaniem mięśni przedniej grupy goleniowej jest obniżenie stopy w kierunku podłoża w momencie uderzenia o nie piętą. Mięsień czworogłowy pochłania energię i zapobiega zginaniu się kolana. Przy uderzeniu stopą o podłoże, odwodziciele napinają się, aby utrzymać tułów w pozycji pionowej. Za przesunięcie środka ciężkości ciała w przód, są odpowiedzialne mięśnie trójgłowe łydki, do których należą: brzuchaty, płaszczkowy i podeszwowy. W chwili uniesienia palców, koncentrycznie napina się mięsień czworogłowy, którego zadaniem jest wspomaganie zginaczy podeszwowych stopy oraz popchnięcia ciała w przód i wydłużenie kroku. We wczesnej fazie podporu, grupa mięśni kulszowo-goleniowych oraz mięsień pośladkowy wielki prostują staw biodrowy, natomiast zginacze stawu biodrowego, oceniają ten ruch, zanim palce oderwą się od podłoża. W pierwszej części fazy podporu, mięsień pośladkowy średni i przywodziciel mały, odwodzą staw biodrowy. Również na początku tej fazy, mięsień czworogłowy uda prostuje staw kolanowy. Zanim palce stopy oderwą się od podłoża, mięśnie kulszowo-goleniowe zginają kolano. Po uderzeniu piętą w podłoże, mięśnie zginające grzbietowo stopę oceniają zgięcie podeszwowe i doprowadzają stopę do pełnego kontaktu z podłożem. W drugiej części fazy podporu, rozpoczynają aktywność mięśnie zginające podeszwowo stopę. Celem ich aktywności, jest zasilenie wysunięcia ciała do przodu, z wykorzystaniem uda i nogi jako pojedynczej jednostki [7]. Zginacze podeszwowe stopy i prostowniki stawu biodrowego, zasilają ruch ciała w przód. Pod koniec fazy podporu, rozpoczynają aktywność zginacze stawu biodrowego. Ich aktywność trwa na początku fazy przenoszenia, wraz z przywodzicielami i rotatorami zewnętrznymi. Aby zgiąć staw kolanowy, rozpoczynają pracę mięśnie kulszowo-goleniowe. Ich praca trwa do wczesnej fazy przenoszenia. W fazie przenoszenia występuje stała aktywność mięśni zginających stopę grzbietowo.



Rys. 2. Aktywność mięśni w poszczególnych fazach jednego kroku

## 2. KINEMATYCZNY MODEL PNEUMATYCZNEGO EGZOSZKIELETU KOŃCZYNY DOLNEJ

Analizę kinematyki egzozszkieletu pneumatycznego należy rozpocząć, od określenia stałych parametrów, przedstawionych na rysunku 3. Na tej podstawie, można wyznaczyć współrzędne charakterystycznych punktów. Niektóre z nich są stałe, jak na przykład punkty A, B, C. W pozycji wyjściowej (kość udowa i podudzia jest skierowana pionowo w dół, stopa ułożona jest poziomo), wyznacza się współrzędne zamocowania mięśniów z cięgnami.



Rys. 3. Schemat strukturalny z parametrami modelu egzozszkieletu pneumatycznego kończyn dolnych

Do wyznaczenia współrzędnych charakterystycznych punktów w przyjętym układzie można skorzystać z macierzy kosinusów kierunkowych, które w tym przypadku mają postać:

$$\begin{aligned} M_h &= \begin{bmatrix} \cos \theta_h & -\sin \theta_h \\ \sin \theta_h & \cos \theta_h \end{bmatrix}, \\ M_k &= \begin{bmatrix} \cos \theta_k & \sin \theta_k \\ -\sin \theta_k & \cos \theta_k \end{bmatrix}, \\ M_a &= \begin{bmatrix} \cos \theta_a & \sin \theta_a \\ -\sin \theta_a & \cos \theta_a \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3)$$

Współrzędne każdego z punktów wyznacza się z zależności:

$$\begin{aligned}
 A &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}, & B &= \begin{bmatrix} (c+c^*)tg\theta_p \\ c+c^* \end{bmatrix}, \\
 C &= \begin{bmatrix} a^* + (c+c^*)tg\theta_p \\ c \end{bmatrix}, & D &= M_h \begin{bmatrix} l_t - a_t \\ 0 \end{bmatrix} + C, \\
 E &= M_h \begin{bmatrix} l_t - a_t \\ -b_t \end{bmatrix} + C, & F &= M_h \begin{bmatrix} l_t - a_t \\ b_t^* \end{bmatrix} + C, \\
 G &= M_h \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} + C, & H &= M_h \left( M_k \begin{bmatrix} a_t \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + C, \\
 I &= M_h \left( M_k \begin{bmatrix} a_t \\ -b_t \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + C, & J &= M_h \left( M_k \begin{bmatrix} a_t \\ b_t^* \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + C, \\
 K &= M_h \left( M_k \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + C, & L &= M_h \left( M_k \left( M_a \begin{bmatrix} 0 \\ -b_f \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + C, \\
 M &= M_h \left( M_k \left( M_a \begin{bmatrix} 0 \\ b_f^* \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + C, & N &= M_h \left( M_k \left( M_a \begin{bmatrix} a_f \\ -b_f \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + C, \\
 O &= M_h \left( M_k \left( M_a \begin{bmatrix} a_f \\ l_f - b_f \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + \begin{bmatrix} l_t \\ 0 \end{bmatrix} \right) + C.
 \end{aligned} \tag{4}$$

Korzystając ze współrzędnych położenia geometrycznych, otrzymanych z zależności (4), wyznacza się długości mięśni  $l_1, \dots, l_6$  oraz współczynniki zmniejszenia długości  $\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_6$ . Określa się je w funkcji kątów, stawu biodrowego  $\theta_h$ , kolanowego  $\theta_k$  i skokowego  $\theta_a$  jako:

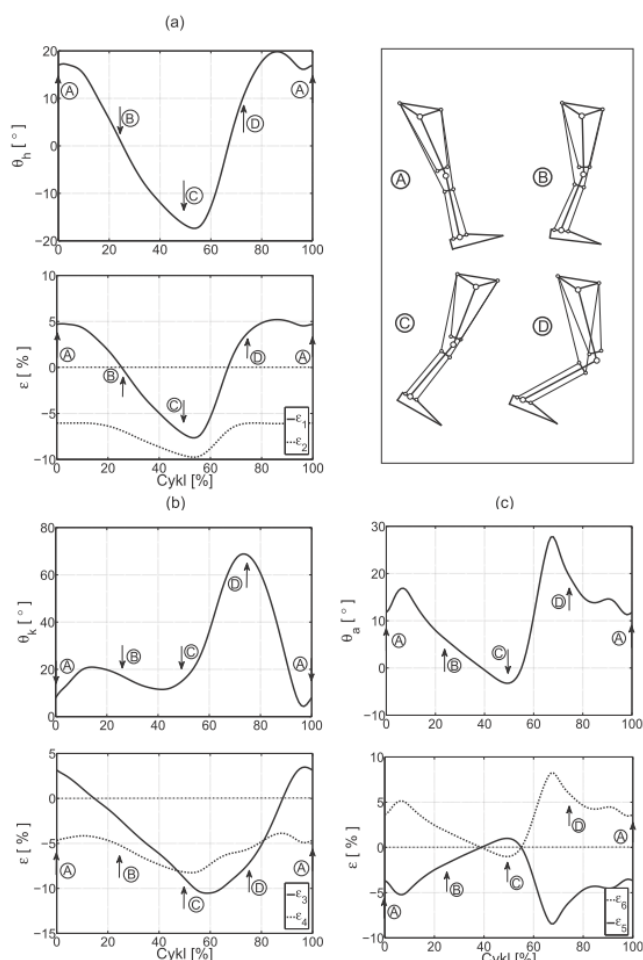
$$\begin{aligned}
 l_1(\theta_h, \theta_k, \theta_a) &= \sqrt{(E(1,1) - A(1,1))^2 + (E(2,1) - A(2,1))^2} - l_{10} \\
 &\vdots \\
 l_6(\theta_h, \theta_k, \theta_a) &= \sqrt{(M(1,1) - J(1,1))^2 + (M(2,1) - J(2,1))^2} - l_{60} \\
 \varepsilon_1(\theta_h, \theta_k, \theta_a) &= (l_{10} - l_1(\theta_h)) / l_{10} \\
 &\vdots \\
 \varepsilon_6(\theta_h, \theta_k, \theta_a) &= (l_{60} - l_6(\theta_h)) / l_{60}
 \end{aligned} \tag{5}$$

gdzie  $l_{10}, \dots, l_{60}$ , oznaczają wyjściową długość mięśni. Poszczególne wartości kątów, zaadaptowano do zależności (4) oraz (5). Do zgromadzenia danych podczas chodu i biegu wykorzystano czujniki ProMove mini [6]. Na podstawie zgromadzonych danych dotyczących zmiany kątów podczas chodu i biegu opracowano zmianę kątów w poszczególnych stawach. Wykorzystując oprogramowanie Matlab przeprowadzono analizę zmiany długości każdego z mięśni podczas jednego kroku chodu i biegu.

## WYNIKI

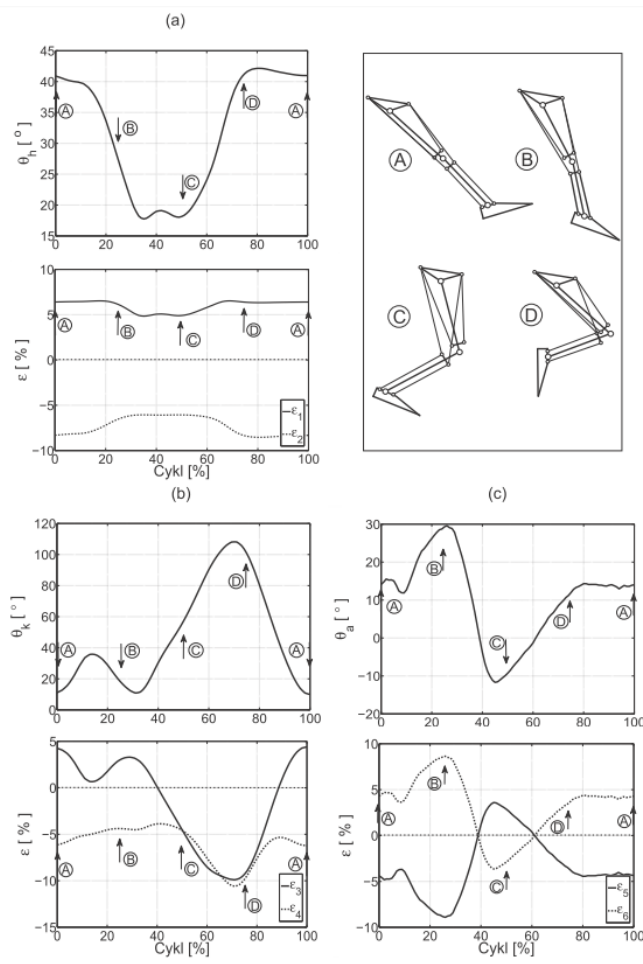
Długości wyjściowe mięśni w położeniu wyjściowym, określono wykorzystując parametry antropometryczne poszczególnych części ciała w funkcji wzrostu, bazując na danych przedstawionych przez Wintera [5]. Wynoszą one odpowiednio  $l_{10}, \dots, l_{60} = [0,38; 0,36; 0,44; 0,41; 0,28; 0,28]$  m, przy kącie pochylenia miednicy  $12^\circ$ . Ujemne wartości na wykresach, wskazują na zmniejszenie długości (skrócenie mięśnia), w stosunku do wielkości wyjściowej, natomiast wartości dodatnie na jego wydłużenie w [%]. Na rysunku 4a, przedstawiono zmianę kątów w stawie biodrowym i

zmianę długości mięśni. W pierwszej fazie, w momencie dotknięcia piętą do podłoża, zauważalne jest wydłużenie mięśnia 1, i skrócenie mięśnia 2. W połowie cyklu, występuje skrócenie obu mięśni, z których pierwszy o 8 % od położenia wyjściowego, a drugi o 10 %. W punkcie B, długość pierwszego mięśnia jest wyjściowa (nie jest rozciągnięty i skrócony), podczas gdy drugi, jest skrócony o wartość 7 %. Jest to związane z pochyleniem miednicy do przodu. Warto zwrócić uwagę, że w pozycji wyjściowej wartość ta wynosiła  $0^\circ$ . W stawie kolanowym, na początku (punkt A) mięsień trzeci jest wydłużony. Przyczyną jest wysunięta kończyna do przodu. Tym samym, mięsień czwarty jest skrócony o wartość 5 %. Charakterystyczne jest, że w punkcie B, mięsień trzeci jest skrócony o wartość około 2,5 %, ze względu na zgięte kolano. Wpływ na to, ma również zamocowanie przyczepu trzeciego i czwartego mięśnia poniżej stawu kolanowego. Na rysunku 4c, zobrazowano zmianę długości mięśni odpowiedzialnych za staw skokowy. Mięsień piąty (zamocowany z tyłu) na początku jest skrócony, ze względu na pochylenie stopy, następnie zwiększa swoją długość i około 50 % fazy kroku jest wydłużony o 1 %. Mięsień szósty, jest wydłużony, następnie zmniejsza swoją długość. Około 68% fazy jednego kroku, jego wydłużenie osiąga maksymalną wartość wynoszącą 8%. Podobną sytuację można zaobserwować podczas biegu, którą przedstawiono na rysunku 5.

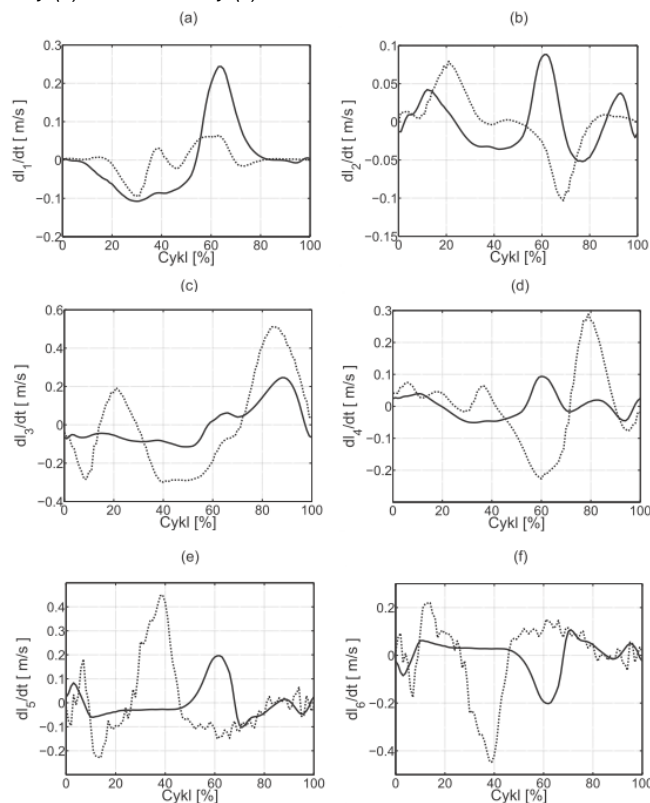


Rys. 4. Zmiana kątów stawów i długości mięśni pneumatycznych egzoskieletu, w chodzie swobodnym, staw biodrowy (a), staw kolanowy (b), staw skokowy (c)

Prędkość zmiany długości każdego z mięśni podczas chodu i biegu, zobrazowano na rysunku 6. Linia ciągłą oznaczono poszczególne wartości związane z chodem, natomiast linią przerywaną prędkość wydłużania i skracania każdego mięśni, wyrażoną [m/s], podczas biegu. Najmniejsze wartości skracania i wydłużania obserwuje się w przypadku mięśnia drugiego, zarówno dla chodu jak i podczas biegu. Wynoszą one odpowiednio 0,08 i 1 m/s. Największe wartości, są charakterystyczne dla mięśnia trzeciego, piątego i szóstego.



Rys. 5. Zmiana kątów stawów i długości mięśni pneumatycznych egzoskieletu, podczas biegu, staw biodrowy (a), staw kolanowy (b), staw skokowy (c)



Rys. 6. Prędkość zmiany długości mięśni pneumatycznych podczas chodu (—) i biegu (.....) [m/s]: mięsień 01 (a), mięsień 02 (b), mięsień 03 (c), mięsień 04 (d), mięsień 05 (e), mięsień 06 (f)

## WNIOSKI

Przedstawione wyniki symulacji wskazują na możliwość wykorzystania napędów pneumatycznych w egzozszkieletach kończyn dolnych. Ich zaletą jest mała masa w stosunku do generowanej mocy. W procesie rehabilitacji, ze względu na problemy ze sterowaniem, wykorzystanie tego typu napędów jednak może być utrudnione. Ponadto egzozszkielet powinien być bezpieczny dla użytkownika i spełniać wszystkie postawione mu wymagania pod względem kinematyki i dynamiki ruchu. Egzozszkielety pneumatyczne mogą jednak znaleźć zastosowanie w przemyśle, szczególnie w miejscach, w których do napędu narzędzi używa się sprężonego powietrza. Dalsze badania powinny być ukierunkowane na wyznaczenie sił jakie powinny być użyte podczas chodu w każdym z mięśni oraz weryfikację modeli symulacyjnych poprzez badania modeli rzeczywistych.

## BIBLIOGRAFIA

1. Caldwell D.G., Medrano-Cerda G.A., Goodwin M.J., Braided pneumatic actuator control of a multi-jointed manipulator, Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Le Touquet, (1993), str. 423–8.
2. Chou C.P., Hannaford B., Measurements and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles, IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol.12(1), (1996), pp. 90-102.
3. Hannaford B., Winters J.M., Chou C.P., Marbot P.H., The anthropomorphic biorobotic arm: a system for the study of spinal circuits, Annals of Biomedical Engineering, Vol.23, (1995), pp. 399-408.
4. Hannaford B., Winters J.M., Actuator properties and movement control: biological and technological models, Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization, Springer-Verlag Inc., Chapt.7, New York (1990), pp. 101–20.
5. Winter D.A., Biomechanics and motor control, Wiley, 2009.
6. <http://inertia-technology.com/promove-mini> (dostęp w dniu 20.07.2015r.).
7. Żak E., Fazy chodu i aktywność mięśniowa, Physiotherapy and Medicine, 2015.

*and increasing the length of each muscle. In the final part of article the results of displacement and velocity were presented. In the conclusions the purpose of further research was described.*

Autor:

**Głowiński Sebastian** - Politechnika Koszalińska, Katedra Mechatroniki i Mechaniki Stosowanej, ul. Śniadeckich 2, 75-453 Koszalin, tel. 94 34 78 395, [sebastian.glowinski@tu.koszalin.pl](mailto:sebastian.glowinski@tu.koszalin.pl)

## KINEMATICS OF EXOSKELETON OF LOWER LIMB

### *Abstract*

*The article introduced the problems related to the exoskeleton modelling. A preliminary analysis work of individual muscle groups of the lower limb during gait. On this basis, the model of the exoskeleton of the lower limbs with pneumatic drive was proposed. As the actuator the six muscles were used. Kinematic model was developed with the appointment of kinematic parameters describing the dependence between various elements of the exoskeleton. To determine the coordinates of the landmarks of the direction cosine matrices used. Then the length of individual muscles in the starting position were determined. Based on studies of the angles change of the various joints of the lower limb during gait in one cycle set to change the length of each muscle. Then the determined change rate of decreasing*