

Katarzyna NOWAKOWSKA-LIPIEC<sup>1</sup>, Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK<sup>1</sup>,  
Barbara MIKULA<sup>1</sup>, Wojciech WOLAŃSKI<sup>1</sup>, Marek GZIK<sup>1</sup>, Robert MICHNIK<sup>1</sup>

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

## ANALIZA BIOMECHANICZNA CHODU WETERANA WOJENNEGO – ANALIZA PRZYPADKU

**Streszczenie:** W pracy dokonano oceny biomechanicznej funkcji lokomocyjnych weterana wojennego. Uzyskane dla weterana wojennego wyniki ilościowej analizy chodu porównano z wartościami otrzymanymi dla grupy 56 zdrowych osób dorosłych, bez zaburzeń w obrębie narządu ruchu. Badania doświadczalne przeprowadzono z wykorzystaniem systemu optoelektronicznego BTS Smart. Analizie porównawczej poddano parametry czasowo-przestrzenne i kinematyczne chodu oraz zmiany energii całkowitej, potencjalnej, wypadkowej energii kinetycznej w czasie chodu. Uzyskane dla weterana wojennego wyniki znacznie odbiegały od wartości/zakresów normatywnych, wskazując na znaczne obrażenia aparatu ruchu, które poniósł podczas wybuchu improwizowanego urządzenia wybuchowego.

**Słowa kluczowe:** analiza chodu, BTS Smart, wydatek energetyczny, weteran wojenny

### 1. WSTĘP

Chód jako jedna z podstawowych form lokomocji człowieka stanowi nieodzowny element jego życia. Mimo tego, że na co dzień kojarzony jest z naturalnym elementem życia, w rzeczywistości stanowi złożoną czynność ruchową. Ze względu na fakt, że człowiek średnio pokonuje dziennie niemal 4,5 kilometra pieszo, duże znaczenie ma optymalizacja chodu [12]. Im większa odległość zostanie pokonana dla danego nakładu energii tym lepiej.

W biomechanice chód opisywany jest za pomocą parametrów czasowo-przestrzennych, kinematycznych i dynamicznych [14, 17]. Uzyskane dane z pomiarów kinematyki chodu mogą również posłużyć do analizy zmiany energii wydatkowanej podczas chodu. Określenie wydatkowanej energii, czyli wydajności ruchu jest ważnym uzupełnieniem całościowego badania funkcji lokomocyjnych. W czasie chodu nieustannie zachodzą zmiany energii potencjalnej oraz kinetycznej, z tego powodu chód wiąże się ze stałym zużyciem energii metabolicznej, bez względu na to, czy człowiek porusza się ze zmienną czy też ze stałą prędkością. Z każdym stawianym przez człowieka krokiem wiąże się strata energetyczna, którą należy nieustannie uzupełniać [3, 4]. Wynika ona m. in. z wydzielania ciepła czy też z efektów akustycznych chodu. Do metod wyznaczania wydatku energii zalicza się ocenę kosztu metabolicznego oraz mechanicznego chodu [7]. Zużycie energii w czasie chodu można wyznaczyć jako sumę potencjalnej i kinetycznej środka ciężkości ciała oraz sumy energii kinetycznej segmentów ciała ruchu postępowego i obrotowego względem środka ciężkości ciała. Cavagna i wsp. wykazali, że w czasie chodu ma miejsce wzajemna zamiana energii

potencjalnej i kinetycznej, jednak nie są one całkowite [4,5]. Właściwa koordynacja poszczególnych segmentów ciała podczas chodu wiąże się z prawidłową wzajemną zamianą energii potencjalnej i kinetycznej. Pozwala to utrzymywać stały poziom energii mechanicznej w czasie chodu, czyli sumę energii potencjalnej i kinetycznej. Zaburzona koordynacja ruchowa wpływa na rozsynchronizowanie zmian energii kinetycznej i potencjalnej środka masy ciała. Pojawiają się wówczas mechanizmy kompensacyjne, które powodują obniżenie, podwyższonego na skutek zaburzeń funkcjonalnych, zużycia energii [20]. Określeniem wartości energii potencjalnej i kinetycznej w czasie chodu i biegu zajmowali się autorzy licznych prac [3,4,8,9,10,19]. Przeglądając literaturę odnaleźć można kilka prac naukowych związanych z określeniem zmian energii podczas chodu dzieci z zaburzeniami funkcji lokomocyjnych [10,13,20].

Dokonując przeglądu literatury związanego z zagadnieniami oceny chodu żołnierzy odnaleźć można głównie badania oceniające wpływ przenoszenia dużych obciążeń (np. ubranie, sprzęt wojskowy, plecak) na funkcje lokomocyjne [1,2,15]. Odszukać można również publikacje związane z oceną chodu żołnierza z zwknięciem stawu biodrowego [17], czy leczeniem objawowym płaskich stóp żołnierzy [11]. W literaturze nie odnaleziono natomiast badań dotyczących biomechanicznej oceny chodu żołnierzy, którzy ponieśli obrażenia w czasie wybuchu improwizowanych urządzeń wybuchowych i pocisków formowanych wybuchowo – najczęstszych przyczyn obrażeń układu szkieletowo-mięśniowego (69-82%) na polu walki w Iraku i Afganistanie w latach 2001-2010, co potwierdzają dane z raportu HFM-090 [6,16]. Skala takich obrażeń jest ogromna i różnorodna ze względu na bardzo dużą liczbę czynników wpływających na ciało żołnierza podczas wybuchu.

Celem niniejszej pracy była biomechaniczna ocena funkcji lokomocyjnych weterana wojennego, który poniósł obrażenia podczas misji wojskowych w Afganistanie na skutek wybuchu improwizowanego urządzenia wybuchowego.

## 2. MATERIAŁ I METODY

Badaną osobą był weteran wojenny, który uległ poważnemu wypadkowi w trakcie misji stabilizacyjnej w Afganistanie. Wśród obrażeń rozpoznanych w dniu urazu wymieniono: złamanie kompresyjne kręgów C3-C4 oraz Th2-Th5 z wgłobieniem odłamów kostnych do światła kanału kręgowego, złamania wyrostków poprzecznych kręgów L4-L5, wstrząśnienia mózgu, uszkodzenia śledziony, krwiaki wątroby oraz częściowy ubytek słuchu. Wyniki biomechanicznej analizy chodu uzyskane w ramach przeprowadzonych badań otrzymane dla żołnierza zestawiono z wynikami grupy kontrolnej (56 zdrowych osób dorosłych, bez zaburzeń w obrębie aparatu ruchu). Charakterystyka grupy badanej zamieszczona została w Tabeli 3.

**Tabela 3. Charakterystyka grupy badanej**

	Liczebność		Wiek [lata]	Wysokość ciała [m]	Masa ciała [kg]
Norma	56		22 ± 4	1,75 ± 0,09	69,5 ± 13,7
	27 mężczyzn	29 kobiet			
Weteran wojenny	1 (mężczyzna)		33	1.78	60

Na badania uzyskano zgodę komisji bioetycznej (Uchwała 16/WIM/2017). W ramach wywiadu zebrano dane antropometryczne osób badanych. Badania biomechaniczne chodu

przeprowadzono z wykorzystaniem systemu do analizy ruchu BTS Smart, wykorzystując: 6 kamer emitujących światło podczerwone, aparaty wideo rejestrujące przebieg badania, jednostka sterująca oraz zintegrowane oprogramowanie. Markery na ciele badanych osób umieszczono zgodnie z protokołem Davisa. Przed przystąpieniem do badań przeprowadzono kalibrację sprzętu optoelektronicznego, ścieżce pomiarowej przypisano układ współrzędnych, który definiował odpowiednio kierunki ruchu. Jego orientacja określiła ruch w osi Z jako ruch wzdłuż osi strzałkowej, w osi X jako ruch środka ciężkości ciała w osi poprzecznej oraz wzdłuż osi Y jako ruch w górę oraz w dół. Analizie porównawczej poddano parametry czasowo-przestrzenne (długość trwania fazy podporowej, wymachowej i dwupodporowej chodu, częstotliwość stawiania kroków, długość kroku, średnia prędkość chodu), parametry kinematyczne chodu (pochylenie miednicy w płaszczyźnie czołowej, pochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, rotacja miednicy, przywodzenie-odwodzenie biodra, zginanie-prostowanie biodra, rotacja biodra, przywodzenie-odwodzenie kolana, zginanie-prostowanie kolana, rotacja kolana, zgięcie w stawie skokowym, ułożenie stopy w płaszczyźnie czołowej) oraz bazując na metodzie kinematycznej, wykorzystano położenie środka ciężkości ciała i wyznaczono pracę mechaniczną w trakcie chodu badanych osób. Przyjęto upraszczające założenie, zgodnie z którym ogólny środek ciężkości ciała (OSC) pokrywa się z markerem, który znajduje się na kości krzyżowej. Na podstawie zmian współrzędnych markera wyznaczono przemieszczenie OSC oraz chwilowe wartości prędkości w osi pionowej, strzałkowej oraz poprzecznej. Za pomocą autorskich aplikacji napisanych w środowisku MatLab dla każdej badanej osoby wyznaczono chwilowe wartości energii potencjalnej, wypadkowej energii kinetycznej i energii całkowitej znormalizowane do 100% cyklu chodu. Wartości chwilowe wszystkich składowych energii standaryzowano względem masy ciała. Wyznaczono ponadto średnie wartości zmian energii potencjalnej, kinetycznej oraz całkowitej w cyklu chodu znormalizowane względem masy ciała oraz długości kroku.

Wartości energii potencjalnej wyznaczono zgodnie ze wzorem:

$$\Delta E_p = \frac{m_c g (h_{max} - h_{min})}{m_c s_l} \quad [J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}] \quad (1)$$

gdzie:

$\Delta E_p$  – średnia wartość zmian energii potencjalnej w czasie chodu, standaryzowana względem masy ciała i przebytego dystansu [ $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ ],

$g$  - przyspieszenie ziemskie [ $9,81 m \cdot s^{-2}$ ],

$h_{max}$ ,  $h_{min}$  - odpowiednio najwyższe i najniższe położenie środka ciężkości OSC w cyklu chodu [m],

$m_c$  – masa ciała badanej osoby [kg],

$s_l$  – długość kroku badanej osoby [m].

Średnia wartość zmian wypadkowej energii kinetycznej w pojedynczym cyklu chodu została obliczona zgodnie ze wzorem:

$$\Delta E_k = \frac{m_c \Delta V_w}{2 m_c s_l} \quad [J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}] \quad (2)$$

gdzie:

$\Delta E_k$  – średnia wartość zmian wypadkowej energii kinetycznej standaryzowanej względem masy ciała i przebytego dystansu [ $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ ]

$\Delta V_w$  – zmiana wypadkowej prędkości środka masy ciała [ $m \cdot s^{-1}$ ]

$m_c$  – masa ciała badanej osoby [kg],

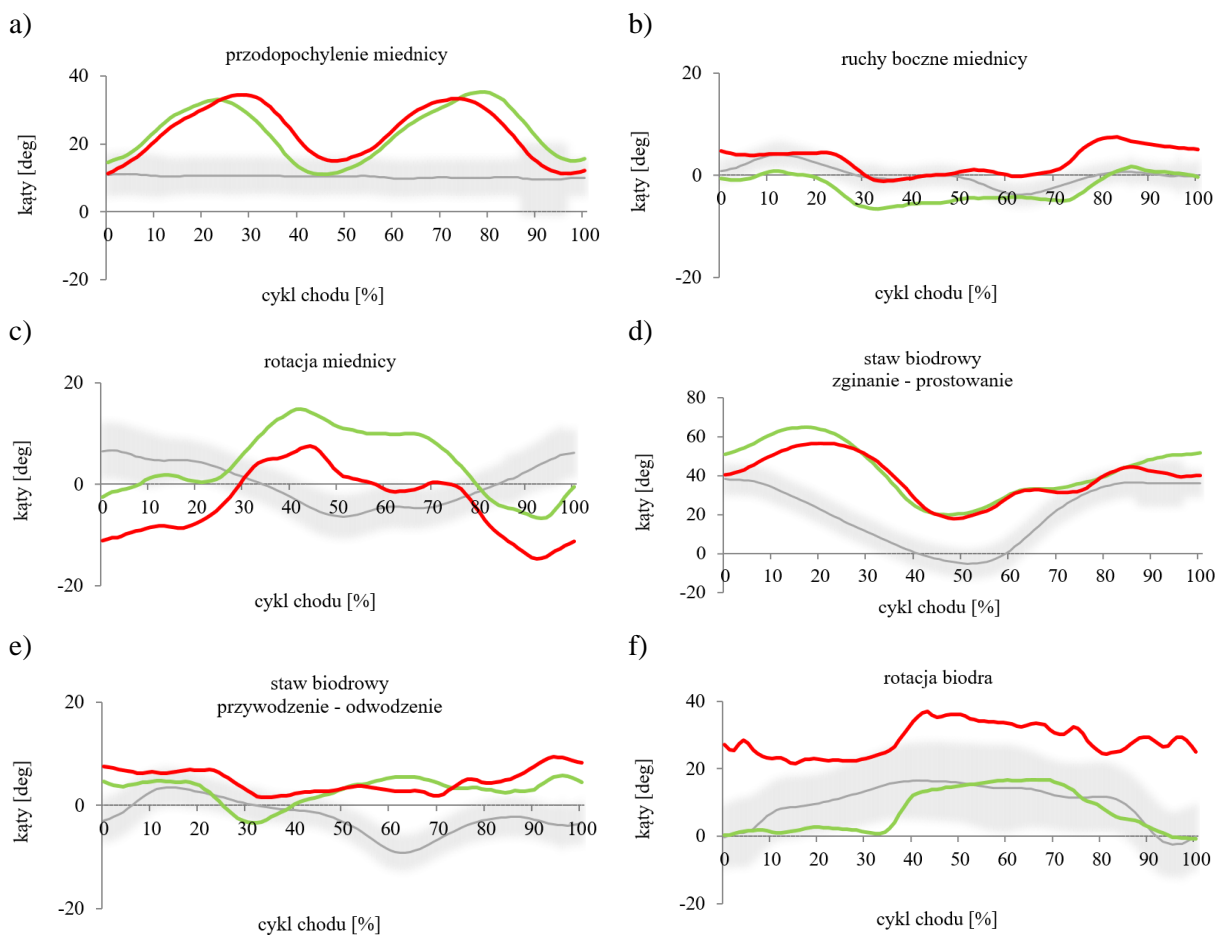
$s_l$  – długość kroku badanej osoby [m].

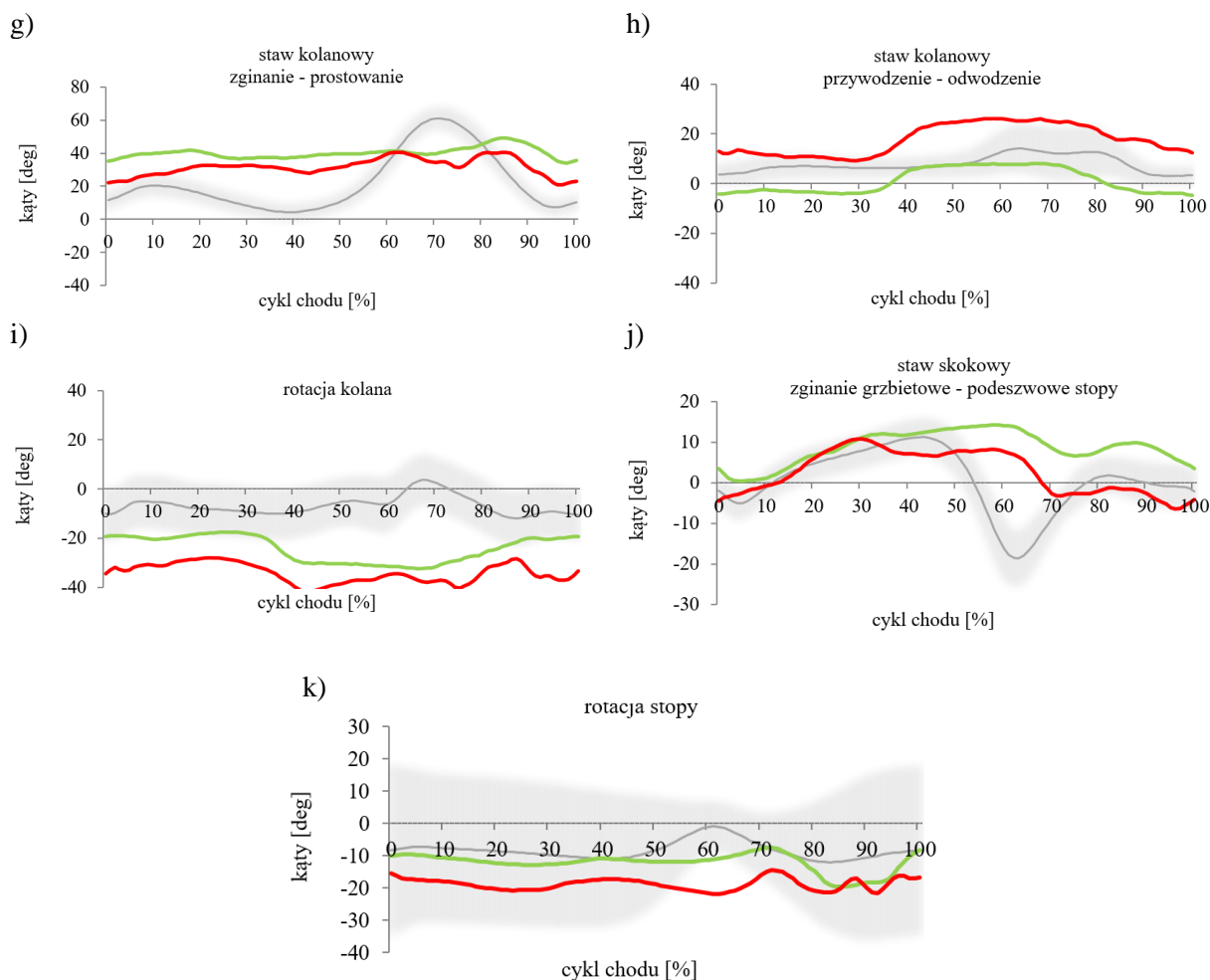
Suma średniej wartości zmian energii potencjalnej i wypadkowej energii kinetycznej środka ciężkości ciała daje średnią wartość zmian energii całkowitej ciała w cyklu chodu.

$$\Delta E_c = \Delta E_p + \Delta E_k \quad [J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}] \quad (3)$$

### 3. WYNIKI I DYSKUSJA

Uzyskane w ramach przeprowadzonych badań weterana wojennego wyniki zestawiono z wartościami osób zdrowych (Tabela 4). Analizie poddano 5 przejść żołnierza po ścieżce pomiarowej, uzyskane zmienne z wszystkich przejść uśredniono. W porównaniu z grupą kontrolną żołnierz poruszał się znacznie wolniej (średnia prędkość dla normy wyniosła  $1,33 \pm 0,06$  m/s, a dla weterana wojennego  $0,28 \pm 0,03$  m/s). Średnia długość kroku weterana wojennego wyniosła odpowiednio:  $0,49 \pm 0,01$  m dla kończyny prawej oraz  $0,39 \pm 0,03$  m dla kończyny lewej. Częstotliwość stawiania kroków mężczyzny wyniosła  $35,1 \pm 3,06$  kr/min (dla normy:  $114 \pm 4$  kr/min). Czas trwania fazy podporowej chodu dla weterana wojennego trwał średnio  $76,5 \pm 4,17$  % dla cyklu prawej kończyny dolnej i  $72,5 \pm 0,83$  % dla cyklu lewej kończyny dolnej (norma:  $59,45 \pm 1,50$  %). Odnotowano także dwukrotnie dłuższy czas trwania fazy dwupodporowej dla chodu żołnierza ( $21,6 \pm 1,69$  % w cyklu prawej kończyny dolnej,  $29,7 \pm 9,39$  %) w stosunku do normy ( $10,85 \pm 0,85$  %). Rysunki 1a-k przedstawiają zmianę ułożenia miednicy oraz kątów stawach kończyn dolnych w cyklu chodu otrzymane dla weterana wojennego, przedstawione na tle zakresów normatywnych.





**Rys. 1. Zmiana ułożenia miednicy oraz kątów stawach kończyn dolnych w cyklu chodu otrzymane dla weterana wojennego, przedstawione na tle zakresów normatywnych: przodopochylenie miednicy (a), ruchy boczne miednicy (b), rotacja miednicy (c), zginanie-prostowanie w stawie biodrowym (d), przywodzenie-odwodzenie w stawie biodrowym (e), rotacja biodra (f), zginanie-prostowanie w stawie kolanowym (g), przywodzenie-odwodzenie w stawie kolanowym (h), rotacja kolana (i), zginanie grzbietowe-podeszwowe stopy w stawie skokowym (j), rotacja stopy (k),  
(zielony - prawa kończyna dolna, czerwony – lewa kończyna dolna)**

Analizując przebieg ułożenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej (Rys. 1a) zanotowano, iż jest ona naprzemiennie pochylana w przód i w tył, co skutkuje znacznym zwiększeniem jej zakresu ruchu. Podobne zjawisko zaobserwowano w ruchach bocznych miednicy (Rys. 1b): miednica jest nadmiernie kierowana ku dołowi między 25% a 55% cyklu chodu prawej kończyny dolnej. Ponadto w cyklu lewej kończyny dolnej miednica jest nadmiernie unoszona w fazie wymachowej chodu. W przebiegu rotacji miednicy (Rys. 1c) w czasie fazy podporowej jest ona rotowana do wewnątrz, a następnie w czasie fazy wymachowej występuje silna rotacja do zewnątrz. W obrębie stawu biodrowego zarówno podczas zginania i prostowania (Rys. 1d), jak i dla ruchu odwodzenia i przywodzenia (Rys. 1e) widoczny jest zaburzony charakter ruchów. Zaobserwować można zwiększone zgięcie, przy jednoczesnym zmniejszonym zakresie ruchu w płaszczyźnie czołowej (kończyny dolne nie są przywodzone na początku fazy podporowej). Rotacja w stawie biodrowym (Rys. 1f) podobnie jak rotacja stopy (Rys. 1k) dla cyklu prawej kończyny dolnej mieści się w granicach normy. W lewym stawie biodrowym widoczna jest zwiększona rotacja wewnętrzną w całym cyklu chodu, natomiast lewa stopa jest wyraźnie zbyt późno rotowana do wewnątrz. Z kolei w obu stawach kolanowych zaobserwowano zwiększoną rotację zewnętrzną (Rys. 1i). Ruch

zginania oraz prostowania w stawie kolanowym dla weterana wojennego charakteryzuje się znacznie mniejszym zakresem ruchu względem normy. Kończyny dolne pozostają w stałej wartości zgięcia niemal przez cały cykl chodu (Rys. 1g). Ruch przywodzenia-odwodzenia w prawym stawie kolanowym jest bliski normy (Rys. 1h), dla kończyny lewej zaobserwowano zwiększone przywodzenie w stawie kolanowym niemal w całym cyklu chodu. Zmniejszony zakres ruchu w stawach skokowych obu kończyn (Rys. 1j) wynika z braku zgięcia podszwowego na początku fazy wymachowej chodu.

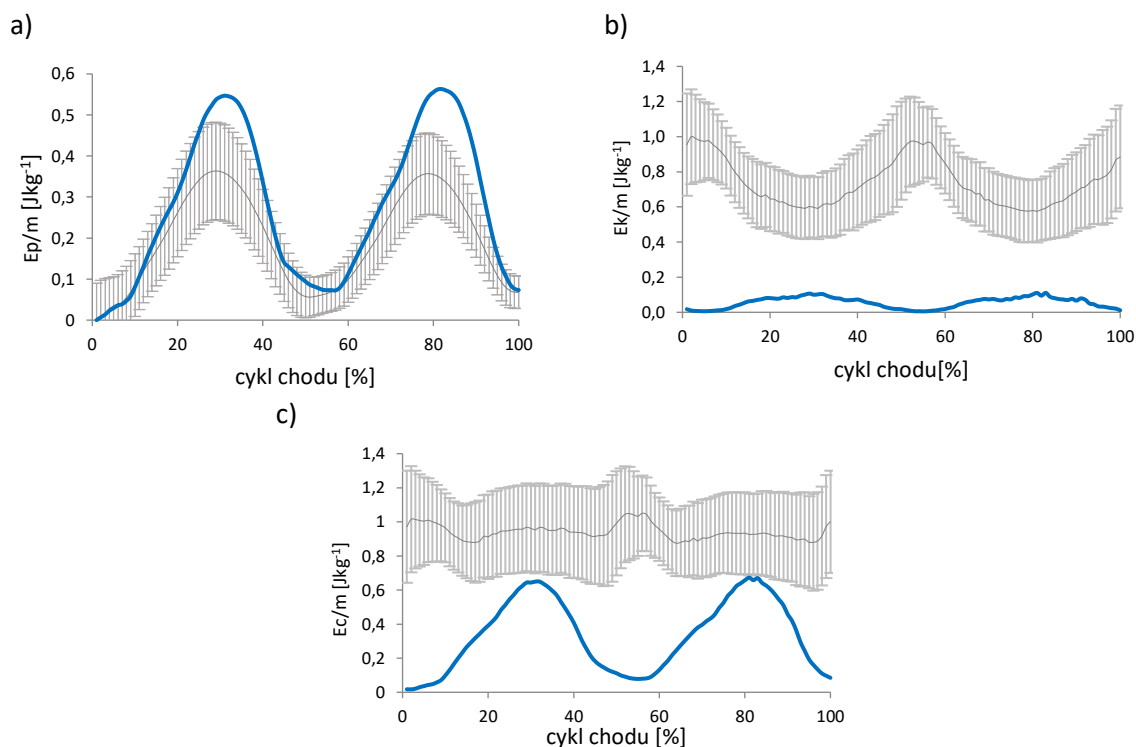
Pacjent nie posiada prawidłowego wzorca ruchu w zakresie prostowania oraz zginania stawu kolanowego. Poważne zaburzenia lokomocji mężczyzny są bezpośrednią konsekwencją przebytych urazów. Występujące obecnie dolegliwości o charakterze przeczulicy obejmują prawą połowę klatki piersiowej, brzuch oraz kończyny dolne, a w szczególności stopy. Zaobserwowana zależność tłumaczy występowanie zmniejszonego zakres ruchu w jej obrębie.

Analizie poddano również średnie wartości zmian energii potencjalnej, kinetycznej oraz całkowitej w cyklu chodu (Tabela 3). Wartość wydatkowanej przez żołnierza energii całkowitej przewyższa średnią wyznaczoną w ramach normy dla zdrowych osób dorosłych o 0.37 Jkg<sup>-1</sup>m<sup>-1</sup>. Tak znaczna różnica świadczy o dużych trudnościach w poruszaniu się pacjenta, co potwierdzają jego wyniki badań kinematyki (Rys. 1). Najmniejsze różnice wyników żołnierza w stosunku do normy zaobserwowano dla średnich wartości zmian energii kinetycznej. Średnia wartość energii potencjalnej weterana wojennego jest ponad dwukrotnie wyższa niż u osób zdrowych.

**Tabela 4. Wartości średnie, minimalne, maksymalne oraz mediana zmian składowych energii kinetycznej, energii potencjalnej oraz całkowitej środka ciężkości w cyklu chodu, standaryzowane względem masy ciała oraz przebitego dystansu, dla grupy kontrolnej oraz pacjenta – weterana wojennego**

	Dane statystyczne	$\Delta E_p$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	$\Delta E_k$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	$\Delta E_c$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]
Norma	Średnia ± SD	0,33 ± 0,06	0,13 ± 0,09	0,45 ± 0,1
	Mediana	0,32	0,1	0,44
	Min ± max	0,19 ± 0,57	0,03 ± 0,67	0,26 ± 0,89
Weteran wojenny	Średnia ± SD	0,69 ± 0,08	0,16 ± 0,04	0,82 ± 0,13
	Mediana	0,66	0,15	0,76
	Min ± max	0,6 ± 0,8	0,13 ± 0,24	0,69 ± 1,02

Rysunek 2 przedstawia chwilowe wartości energii potencjalnej, wypadkowej energii kinetycznej oraz energii całkowitej otrzymane dla weterana wojennego na tle przebiegów otrzymanych dla grupy kontrolnej.



**Rys. 2. Chwilowe wartości energii potencjalnej (a), wypadkowej energii kinetycznej (b) oraz energii całkowitej (c) dla grupą kontrolnej (szary zakres) i weterana wojennego (kolor niebieski)**

Analizując przebiegi zauważyć można, iż chwilowe wartości energii potencjalnej otrzymane dla żołnierza (Rys. 2a) w swych minimach mieszczą się w normie. Wartości maksymalne natomiast odbiegają od zakresu wyznaczonego dla osób zdrowych o  $0,1 \text{ Jkg}^{-1}$ . Z kolei przebieg wypadkowej energii kinetycznej dla żołnierza (Rys. 2b) znacznie bardziej różni się od przebiegu normatywnego, wyznaczonego dla osób zdrowych. Chwilowe wartości energii kinetycznej weterana nie przekraczają  $0,2 \text{ Jkg}^{-1}$ , podczas gdy zakres normatywny w maksimach dla grupy kontrolnej osiąga wartość powyżej  $1,2 \text{ Jkg}^{-1}$ . Na tak duże rozbieżności wpływ w głównej mierze będzie miała niska prędkość chodu pacjenta ( $0,28 \text{ m/s}$ ), znacznie niższa od średniej prędkości wyznaczonej dla grupy kontrolnej ( $1,19 \text{ m/s}$ ). Przebieg zmian energii całkowitej w cyklu chodu weterana wojennego również znacznie odbiega od normy (Rys. 2c). Przebieg ma zupełnie inny charakter: zanotowano tylko 2 maksima, przyjmujące najwyższą wartość w 32% i 82% cyklu chodu, w czasie, gdy dla przebiegu normy odnotowano wartości minimalne. Wartość energii całkowitej wydatkowanej przez weterana wojennego w trakcie chodu jest znacznie mniejsza od średniej normatywnej. Wnioskować można, iż różnica ta wynika z niskich wartości składowej kinetycznej energii, czyli bardzo niskiej prędkości chodu weterana, ponad 4-krotnie niższej od średniej prędkości wypadkowej osób z grupy kontrolnej.

Przedstawiona tematyka pracy porusza bardzo istotny problem zaburzeń ruchu weteranów wojennych. Podobna problematyka jest niezwykle rzadko poruszana w literaturze. Wskazane byłoby przeprowadzenie badań funkcji lokomocyjnych na większej grupie weteranów wojennych. Uzyskane wyniki przeprowadzonych analiz można w przyszłości skorelować z obrażeniami poniesionymi podczas misji stabilizacyjnych i pełnionymi obowiązkami zawodowymi.

#### 4. WNIOSKI

W niniejszej pracy dokonano biomechanicznej oceny chodu weterana wojennego, który poniósł obrażenia podczas misji wojskowych w Afganistanie na skutek wybuchu improwizowanego urządzenia wybuchowego. Przeprowadzone badania kinematyki chodu umożliwiły ilościowe wskazania odstępstw od wzorców chodu prawidłowego oraz pozwoliły na wnioskowanie o zaburzeniu funkcji lokomocyjnych. Wyniki parametrów czasowo-przestrzennych i kinematycznych chodu oraz wydatkowanej energii otrzymane dla analizowanego stadium przypadku znacznie odbiegały od wartości/zakresów normatywnych. Na podstawie uzyskanych wyników można wnioskować, iż w wyniku doznanych obrażeń aparat ruchu żołnierza został trwale uszkodzony, a jego chód jest niesymetryczny.

**Przedstawione badania są częścią prac zrealizowanych w ramach projektu DOBR-BIO4/022/131449/2013 „Poprawa bezpieczeństwa i ochrona żołnierzy na misjach poprzez działanie w obszarach wojskowo-medycznym i technicznym” wspieranym i finansowanym przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju.**

#### LITERATURA

1. Attwells R.L., Birrell S.A., Hooper R.H., Mansfield N.J.: Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*, vol. 49(15), 2006, p.27-37.
2. Adams III A.A.: Effects of extremity armor on metabolic cost and gait biomechanics acknowledgements. 2010.
3. Bastien G.J., Heglund N.C., Schepens B.: The double contact phase in walking children, *J.Exp. Biol.*, vol. 206, 2003, p. 2967-2978.
4. Cavagna G.A., Thys H., Zamboni A.: The sources of external work in level walking and running. *J. Physiol.*, vol. 262, 1976, p. 639-657.
5. Cavagna G. A., Willems P.A., Legramandi M. A., Heglund N. C.: Pendular energy transduction within the step in human walking. *The Journal of Experimental Biology*, vol. 205, 2002, p. 3413–3422.
6. Chciałowski A, Gielerak G, Małachowski J, Wojskowy Instytut Medyczny. Bezpieczeństwo wojsk w aspekcie zagrożeń technicznych i medycznych wynikających z użycia improwizowanych urządzeń wybuchowych (IED). WIM 2017.
7. Chwała W.: Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym, wyd. AWF Kraków, 2013.
8. Chwała W., Klimek A., Mirek W.: Changes in Energy Cost and Total External Work of Muscles in Elite Race Walkers Walking at Different Speeds. *Journal of Human Kinetics*, vol. 44, 2014, p. 126-136.
9. DeJager D., Willems P.A., Heglund N.C.: The energy cost of walking in children. *Pflugers Arch.*, vol. 441, 2010, p. 538-543.
10. Dziuba A.K., Tylkowska M., Jaroszczuk S.: Index of mechanical work in gait of children with cerebral palsy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 16(3), 2014, p.77 – 87.
11. Hartley J. Gait and the Soldier: Importance of Gait in the Prevention and Cure of Foot Strain and in the Treatment of Symptomatic Flat Feet. *Mil Med*, vol. 96, 1945, p.177–82.
12. Morlock M., Schneider E., Bluhm A., Vollmer M.A., Bergmann G., Muller V., Honl M.: Duration and frequency of everyday activities in total hip patients, *Journal of Biomechanics*, vol. 34, Issue 7, 2001, p. 873-881.



13. Michnik R., Nowakowska K., Jurkojć J., Jochymczyk-Woźniak K., Kopyta I.: Motor functions assessment method based on energy changes in gait cycle. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 19, no. 4, 2017, p. 63-75.
14. Nowakowska K., Michnika R., Jochymczyk-Woźniak K., Jurkojć J., Mandera M., Kopyta I.: Application of gait index assessment to monitor the treatment progress in patients with cerebral palsy, *Advances in Intelligent Systems and Computing, Springer Innovation in Medicine*, vol. 472, 2016, p. 75-85.
15. Park J-I, Yu MK, Lee J-W, Yoo S-H. Analysis of the Gait Characteristics of Soldier between the Normal and Loaded Gait. vol. 10, no. 7, 2016.
16. RTO Technical Report TR - HJN - 090 TECHNICAL REPORT TR-HFM-090 Test Methodology for Protection of Vehicle Occupants against Anti-Vehicular Land-mine Effects.
17. Sacha E.: Metody trójwymiarowej analizy ruchu człowieka, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, Zeszyt nr 2, 2008, s. 141-146.
18. Schnall B.L., Baum B.S., Andrews A.M.: Gait Characteristics of a Soldier With a Traumatic Hip Disarticulation. *Phys Ther*, vol. 88, 2008, p.1568–77.
19. Syczewska M.: Badanie ruchu kręgosłupa człowieka podczas chodu. *Rozprawa habilitacyjna*, 2010.
20. Van de Walle P., Desloovere K., Truijen S., Gosselink R., Aerts P., Hallemans A.: Age-related changes in mechanical and metabolic energy during typical gait. *Gait & Posture*, vol. 31, 2010, p. 495-501.

## **BIOMECHANICAL ANALYSIS OF WAR VETERAN GAIT - CASE ANALYSIS**

**Abstract:** In the work the biomechanical evaluation of locomotion functions of a war veteran was made. The results of the quantitative gait analysis obtained for a war veteran were compared with the values obtained for a group of 56 healthy adults without locomotor disorders. Experimental studies were carried out using the BTS Smart optoelectronic system. The spatiotemporal and kinematic parameters of gait as well as changes in total energy, potential energy, kinetic energy and its components during gait were subjected to comparative analysis. The results obtained for a war veteran differed significantly from normative values / ranges, indicating significant injuries to the apparatus, which he suffered during the explosion of the improvised explosive device.