

Karol LANN VEL LACE¹, Michalina BŁAŻKIEWICZ¹

¹Katedra Nauk Przyrodniczych, Zakład Biomechaniki, Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Warszawa

WPLYW BUTA TYPU WALKER Z ZEGAREM NA ZMIANĘ PARAMETRÓW KINEMATYCZNYCH W STAWACH KOŃCZYN DOLNYCH W CHODZIE*

Streszczenie: Celem pracy jest określenie wpływu różnych ustawień ortozy typu Walker na zmianę kątów w stawach kończyn dolnych podczas chodu. W badaniach wzięło udział 10 zdrowych osób. Do badań czterech rodzajów chodu - jeden bez ortozy i trzy w różnych ustawieniach ortozy wykorzystano system Vicon. Udowodniono, że sposób ustawienia ortozy ma istotny wpływ na zmianę kątów w stawie kolanowym i biodrowym kończyny dolnej, na której jest noszona orteza. Bardzo korzystny jest brak wpływu ortozy na kinematykę kończyny wolnej od ortozy.

Słowa kluczowe: orteza, analiza chodu, parametry kinematyczne, biomechanika

1. WSTĘP

Ortezę typu Walker stosuje się u osób, które doświadczyły ostrego urazu stawu skokowego oraz okolicznych tkanek, a także u pacjentów, którzy zostali poddani zabiegowi operacyjnemu w tym obszarze [4]. Jednym z głównych celów rehabilitacji pacjentów z tego typu problemami jest przywrócenie prawidłowego stereotypu chodu, który może być zaburzony i asymetryczny, ze względu na jednostronną obecność urazu. Czynnikiem, które mogą mieć wpływ na wystąpienie asymetrii są między innymi: ból, osłabienie mięśni, ograniczenie zakresu ruchu, zaburzenie propriocepcji, brak możliwości pełnego obciążania [4, 5]. Główną funkcją ortozy jest umożliwienie chodu, odciążenie chorej tkanki, ograniczenie zakresu ruchu w stawie oraz pomoc w zmniejszeniu bólu [3]. W stosunku do klasycznego opatrunku gipsowego - orteza ma wiele zalet: jest lżejsza, ma mniejszy wpływ na biomechanikę chodu i można ją zdjąć w celu zachowania higieny tkanek oraz w celu wykonywania ćwiczeń [2, 6]. Z tego powodu istotne jest określenie, jaki wpływ na biomechanikę chodu ma stosowanie ortozy typu Walker w różnych kątach ustawienia stawu skokowego. Dlatego też, celem niniejszej pracy była ocena parametrów kinematycznych chodu w ortezie typu Walker, dla trzech różnych jej ustawień działających na staw skokowy.

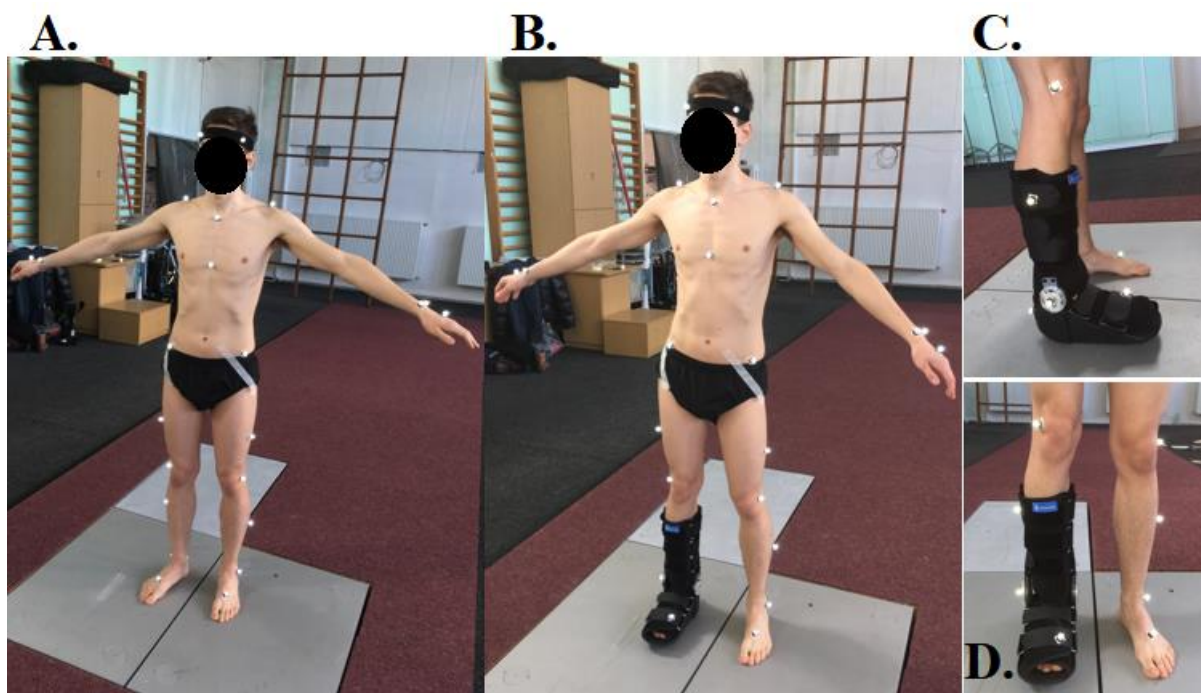
2. MATERIAŁ I METODY

Badaniami objęto grupę 10 zdrowych osób, których charakterystyka znajduje się w Tabeli 1. Osoby uczestniczące w badaniach, nie miały żadnych zaburzeń chodu, oraz nie przebyły żadnych urazów kończyn dolnych, które mogłyby negatywnie wpłynąć na sposób wykonania zadania.

Tabela 1. Charakterystyka grupy badanej

Grupa	Masa ciała [kg]	Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]	BMI [kg*m ⁻²]
(n = 10)	65.1 ± 4.25	20.8 ± 1.62	171.3 ± 6.77	22.25 ± 1.98

Dane kinematyczne i dynamiczne chodu zostały zebrane przy pomocy systemu Vicon Mx (Vicon Motion Systems Ltd, UK), w skład którego wchodziło 9 kamer z detektorami podczerwieni o częstotliwości próbkowania ustawionej na 100Hz. System ten był zsynchronizowany z trzema platformami firmy Kistler (Kistler Holding AG, CHE), które wyposażone są w czujniki piezoelektryczne i pozwalają na zbieranie wartości sił reakcji podłoża. Na ciele każdego z badanych umieszczono 34 markery zgodnie ze standardem Plug-In-Gait (Rys. 1).



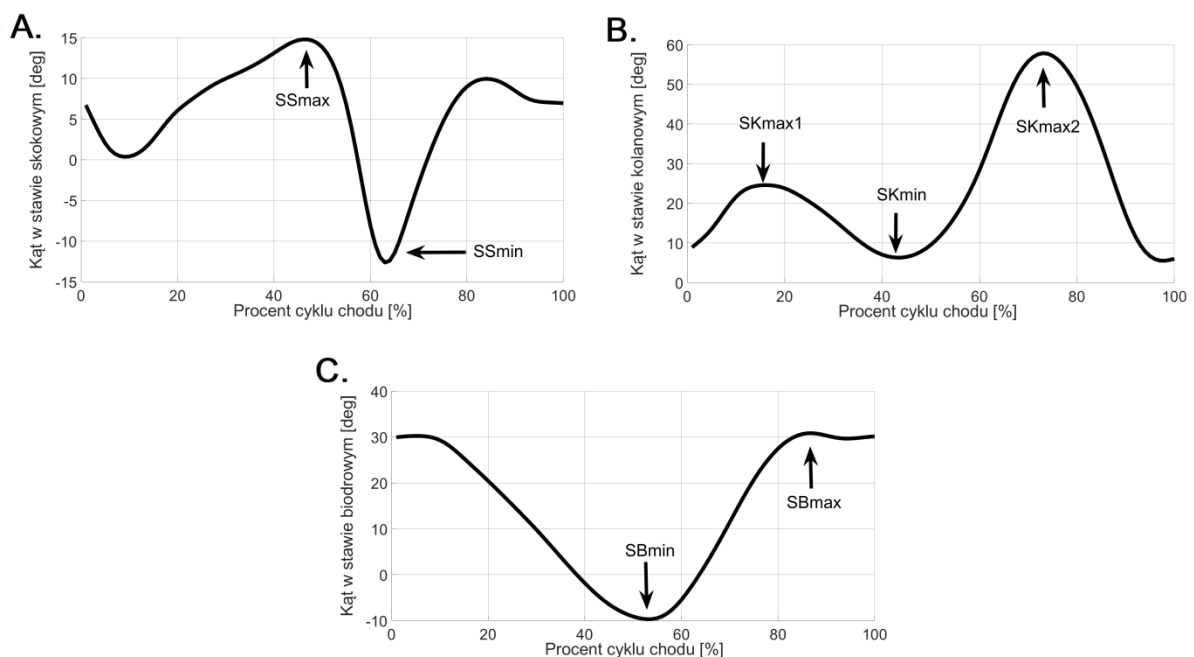
Rys. 1. Schemat ustawienia markerów: A. podczas próby bez ortezy, B. podczas próby z ortezą, C. widok z boku, D. widok z przodu

Do badań wykorzystano ortezę wysoką typu Walker U08202 z zegarem w rozmiarze M (Thusne, PL) (Rys. 2). Orteza w części goleniowej posiada dwa metalowe wzmocnienia po bokach oraz trzy pasy velcro stabilizujące podudzie. Stabilizację stopy zapewniają dwa pasy velcro. Orteza wyposażona jest w dwa zegary - po jednym po stronie bocznej i przyśrodkowej. Każdy z zegarów można regulować co 7.5° w zakresie 45° zgięcia i 30° wyprost. Każdy z badanych miał za zadanie wykonać 3 próby chodu swobodnego bez ortezy wzdłuż 10m ścieżki oraz w każdym z trzech ustawień ortezy (Rys. 2A-D): chód zero – zakresu ruchu ortezy zablokowany w 0° zgięcia i wyprost, chód piętnaście – blokada ortezy w 15° wyprost, chód neutralny – orteza nie była zablokowana - pełny zakres ruchu ortezy.



Rys. 2. Orteza i sposoby jej ustawienia podczas chodu. A. chód zero, B. chód piętnaście, C - D. chód neutralny

Orteza była zawsze zakładana na prawą kończynę dolną, natomiast lewa pozostawała bosa. Zanim zostały wykonane próby właściwe, osoby badane miały czas, żeby wykonać kilka przejść próbnych i przyzwyczać się do ortezy w danym ustawieniu. Do analizy wybrano jedno przejście z każdego ustawienia, pozbawione błędów losowych. W celu przeprowadzenia dalszej analizy dokonano parametryzacji przebiegów kątowych w stawie biodrowym i kolanowym obu kończyn dolnych, oraz w stawie skokowym kończyny wolnej od ortezy (Rys. 3). Parametryzacja polegała na wybraniu charakterystycznych punktów, będących lokalnymi ekstremami dla każdej krzywej. W stawie biodrowym wartość minimalną (SBmin) określano w fazie Pre Swing (45 - 60% cyklu chodu), a maksymalną (SBmax) w pozostałych fazach. W stawie kolanowym, wyznaczano dwie lokalne wartości maksymalne – pierwszą (SKmax1), która sytuowała się w przedziale faz Loading Response i Mid Stance (5 - 30% cyklu chodu), a drugą (SKmax2), która wypadła w przedziale 60-80% cyklu chodu. Wartość minimalna w stawie kolanowym (SKmin) wypadła na przejściu fazy Mid Stance w Terminal Stance (15 - 45% cyklu chodu). W stawie skokowym, minimum (SSmin) wyznaczano w fazie Initial Swing (60 - 80% cyklu chodu), a maksymalną (SSmax) na pograniczu fazy Terminal Stance i Pre Swing, czyli około 45% cyklu chodu.



Rys. 3. Przykład parametryzacji dla kątów w stawach kończyny dolnej: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy

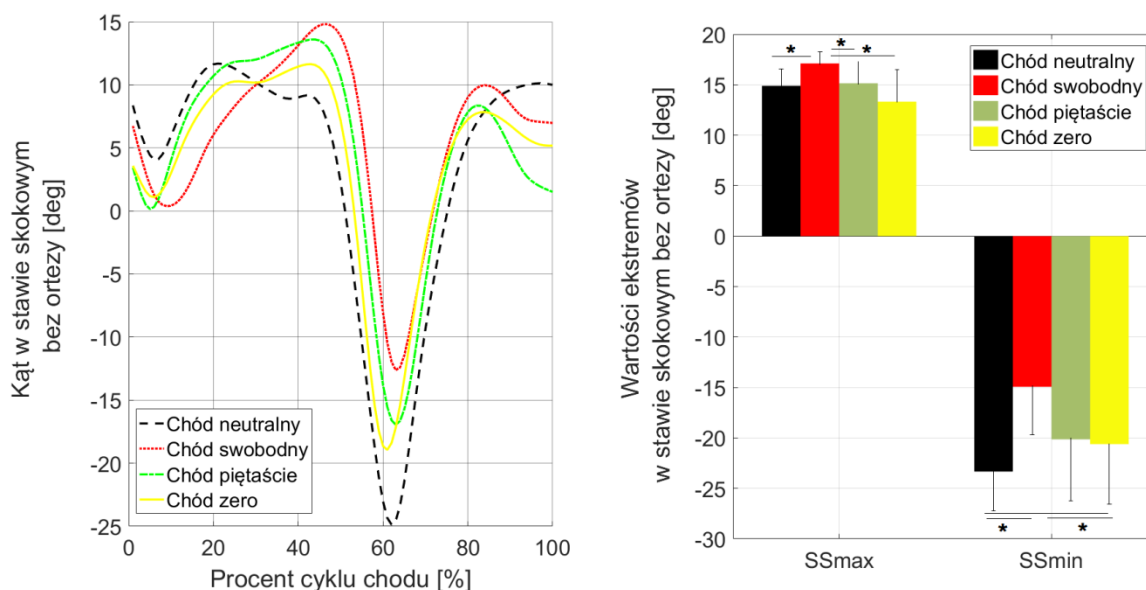
Analiza statystyczna została wykonana w programie Statistica v.13.3 (StatSoft, USA), dla poziomu istotności $p \leq 0.05$. Normalność rozkładu analizowanych parametrów sprawdzono przy pomocy testu Shapiro-Wilka. Następnie, w celu znalezienia różnic istotnych statystycznie między poszczególnymi typami chodów dla parametrów, które miały rozkład normalny posłużono się testem t-Studenta dla prób zależnych. Do znalezienia różnic między parametrami, które nie miały rozkładu normalnego posłużono się testem Wilcoxon.

3. WYNIKI

Rozkład różny od normalnego dla kończyny dolnej poruszającej się bez ortezy miały tylko dwa parametry w chodzie swobodnym: jeden dla stawu skokowego (SSmin) a drugi dla kolanowego (SKmax1). Natomiast dla kończyny dolnej w ortezie, rozkład różny od normalnego był tylko dla stawu kolanowego – parametr SKmax1. Dalsza analiza wpływu różnych ustawień ortezy na poszczególne stawy została omówiona w osobnych podrozdziałach.

3.1. Staw skokowy

Dla stawu skokowego, wolnego od ortezy, najwyższe średnie wartości wyprostu (SSmax) osiągnięto w chodzie swobodnym a najniższe w chodzie zero. Różnica między tymi wartościami wynosiła średnio 4° . Dodatkowo, wartość ta w chodzie swobodnym istotnie różniła się od tych uzyskiwanych w każdym innym typie chodu ($p < 0.05$) (Rys. 4B).

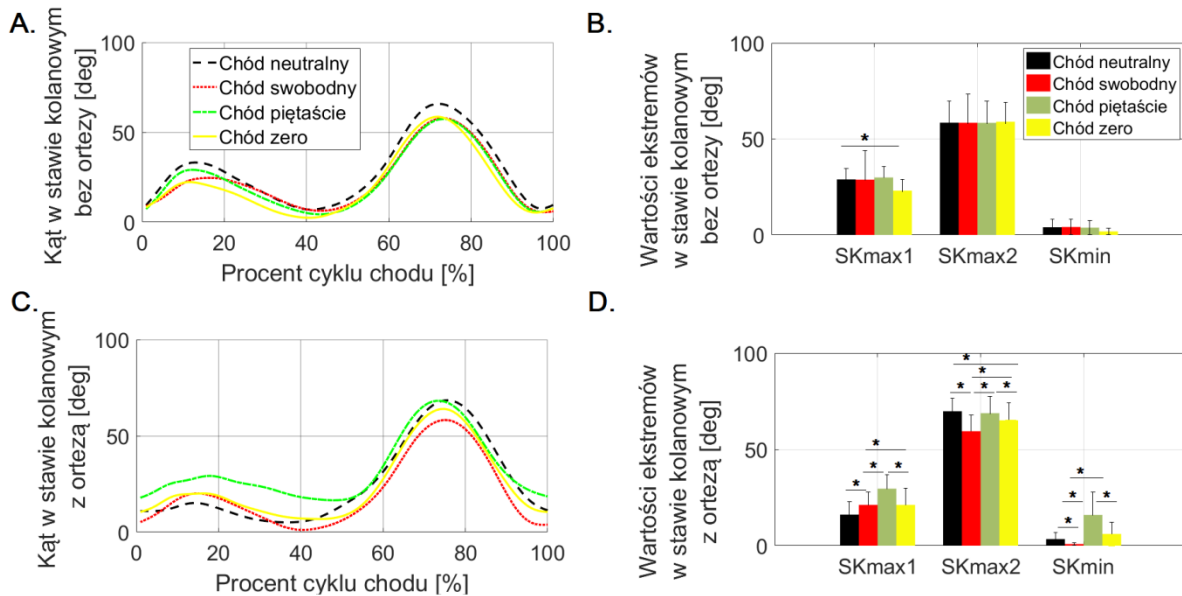


Rys. 4. Staw skokowy bez ortezy: A. wykresy kątów w dziedzinie cyklu chodu, B. Średnie i odchylenia standardowe ekstremów lokalnych, gdzie: * - różnice istotne statystycznie ($p \leq 0.05$)

Najniższe średnie wartości zgięcia (SSmin) osiągnięto w chodzie neutralnym a największą w chodzie swobodnym. Różnica między tymi wartościami była rzędu 8.5° ($p = 0.0001$). Dodatkowo, istotne różnice zaobserwowano między chodem neutralnym a chodem zero ($p = 0.0284$) oraz między chodem swobodnym a chodem zero ($p = 0.0021$) (Rys. 4B).

3.2. Staw kolanowy

W stawie kolanowym wolnym od ortezy, średnie przebiegi kątów były do siebie bardzo zbliżone, nie zależnie od typu chodu (Rys. 5A). Istotnie większą ($p = 0.0069$) wartość zgięcia uzyskano w fazie podporu (SKmax1) w chodzie piętnaście, w stosunku do chodu zero (Rys. 4B). Średnia różnica sięgała 7° .

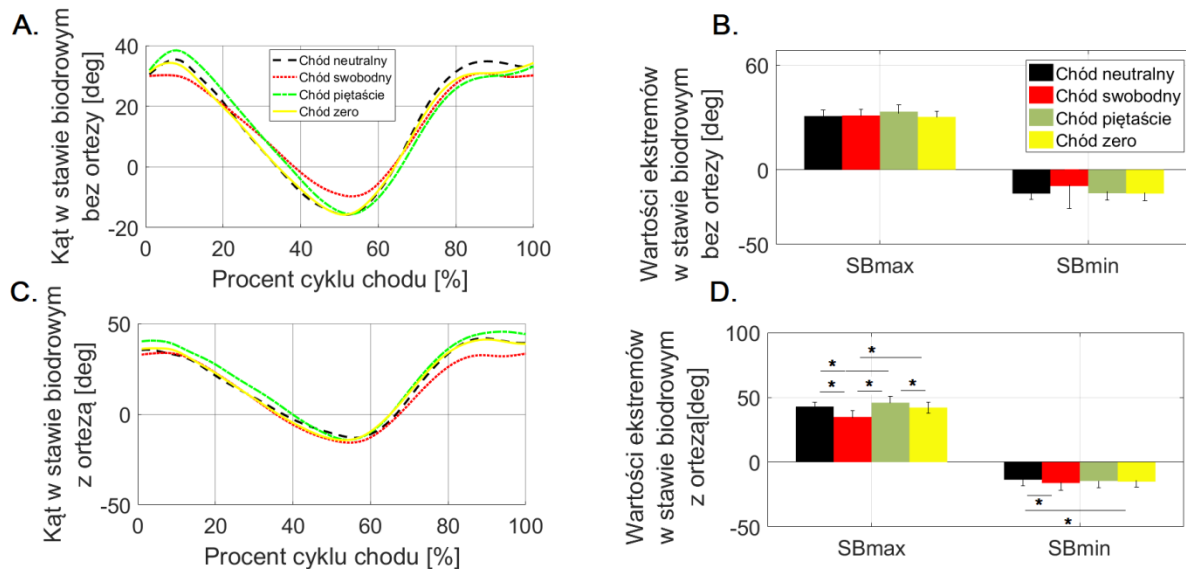


Rys. 5. Staw kolanowy dla kończyny dolnej bez ortezy i w ortezie. A., C. wykresy kątów w dziedzinie cyklu chodu, B., D. Średnie i odchylenia standardowe ekstremów lokalnych, gdzie: * - różnice istotne statystycznie ($p \leq 0.05$)

Zupełnie inna sytuacja dotyczy stawu kolanowego kończyny dolnej, na której była założona orteza (Rys. 5). Chód w ortezie ustawionej na 15° wyprostów spowodował, że staw kolanowy był w ciągłym zgięciu. Zakres ruchomości w chodzie piętnaście wynosił średnio 53° i był istotnie niższy ($p = 0.0128$) w porównaniu do innych typów chodu: 58° (chód swobodny), 59° (chód zero), 66° (chód neutralny) (Rys. 5D).

3.3. Staw biodrowy

Dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, nie znaleziono istotnych różnic w zakresie osiągniętych wartości zgięcia jaki i wyprostów w różnych typach chodu (Rys. 6A-B).



Rys. 6. Staw biodrowy dla kończyny dolnej bez ortezy i w ortezie. A., C. wykresy kątów w dziedzinie cyklu chodu, B., D. Średnie i odchylenia standardowe ekstremów lokalnych, gdzie: * - różnice istotne statystycznie ($p \leq 0.05$)

Natomiast w stawie biodrowym, na kończynie poruszającej się w ortezie wykazano, że wartość wyprostu w stawie biodrowym (SBmin) była istotnie ($p = 0.0064$) wyższa dla chodu swobodnego w stosunku do chodu neutralnego (Rys. 6D). Natomiast wartości zgięcia (SBmax) w chodzie swobodnym były istotnie niższe w porównaniu z pozostałymi typami chodów. Średnia różnica między zgięciem dla innych chodów a tym chodzie swobodnym wynosiła $8.7 \pm 1.9^\circ$.

4. DYSKUSJA

Celem niniejszej pracy była ocena parametrów kinematycznych chodu w ortezie typu Walker, dla trzech różnych jej ustawień działających na staw skokowy. Buty typu Walker bez zegara są zdecydowanie częściej stosowane niż te z zegarem [2, 3]. Wymuszają one ustawienie stawu skokowego w pozycji 0° . Pomiarów zakresów ruchu w stawach podczas chodu w ortezie tego typu dokonali Zhang et al. (2006) [6] i udowodnili, że maksymalny zakres zgięcia w stawie kolanowym kończyny w ortezie był istotnie różny od maksymalnego zgięcia podczas chodu swobodnego. Taki sam wynik udało się uzyskać w naszej pracy.

W badaniach Gulgin et al. (2018) [1] osoby badane wykonywały próby chodu bez obuwia oraz w ortezie typu Walker bez zegara założonej na prawą kończynę dolną, podczas gdy lewa pozostawała bez obuwia. W tym typie ortezy staw skokowy jest ustawiony w pozycji zera stopni zgięcia i wyprostu, czyli w tej samej pozycji co w chodzie zero w naszym badaniu. Gulgin et al. (2018) [1] wykazali, że maksymalne zgięcia stawu biodrowego i kolanowego kończyny w ortezie były istotnie wyższe w porównaniu do tych uzyskanych w chodzie swobodnym, te wyniki są również tożsame z naszymi. Jednakże nasze wyniki nie pokrywają się całkowicie. Gulgin et al. (2018) [1] wykazali, że istnieją istotne różnice między maksymalnym zgięciem w lewym stawie kolanowym i biodrowym podczas chodu bez ortezy w stosunku do chodu w ortezie. Takie wyniki są sprzeczne z naszymi, ponieważ nie uzyskaliśmy istotnych statystycznie różnic w tym zakresie. Brak różnic w stawie biodrowym prawym dla piku (SBmin) między chodem swobodnym a pozostałymi typami chodu wynikających z ustawienia ortezy jest korzystny. Oznacza to, że orteza nie wymusza skrajnego wyprostu w stawie biodrowym w żadnym ustawieniu. Istotnie większe zakresy zgięcia stawu biodrowego (SBmax) prawego podczas chodu we wszystkich badanych

ustawieniach ortozy w stosunku do chodu swobodnego w fazie Mid Swing i Terminal Swing prawdopodobnie wynikają z rozmiaru ortozy i jej grubszej podeszwy. Badany, aby nie zahaczyć o podłoże musiał wykonać większe zgięcie stawu biodrowego.

Orteza ustawiona w piętnastu stopniach wyprostowania wymusza chód podobny do tego w bucie narciarskim, który ustawiony jest w około 17° wyprostowania, w zależności od rodzaju buta. Takie ustawienie ortozy istotnie wpływa na zmianę wszystkich kątów w stawie kolanowym wymuszając jego większe zgięcie podczas całego cyklu chodu. W przypadku kończyny dolnej lewej, występuje istotnie większa wartość piku SSmin podczas chodu swobodnego, w stosunku do chodu w każdym badanym ustawieniu ortozy. Taka różnica prawdopodobnie wynika z większej długości kończyny w ortezie. Przyjęcie obciążenia na kończynie prawej wymagało większego zakresu zgięcia w lewym stawie skokowym podczas odbicia i później.

Podsumowując, w niniejszej pracy, określono wpływ ortozy typu Walker z zegarem na zmiany kątów w stawach kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej. Stwierdzono, że sposób ustawienia ortozy ma istotny wpływ na zmianę kątów w stawach kończyny dolnej, na której jest ona noszona. Największe zmiany odnotowano w stawie kolanowym i biodrowym. Bardzo korzystny jest brak wpływu ortozy na zmianę parametrów w stawie biodrowym i kolanowym, kończyny wolnej od ortozy. Różnice między chodem swobodnym a chodem w każdym z badanych ustawień ortozy w kontekście stawu skokowego wolnego od ortozy najprawdopodobniej wynikają z różnic w długości kończyn. Badany musiał kompensować tę różnicę poprzez zwiększenie zakresu ruchu w lewym stawie skokowym. Zatem, zalecane byłoby wyrównanie długości kończyn przez noszenie obuwi na kończynie bez ortozy lub zmniejszenie grubości podeszwy ortozy. Oznacza to, że zmiany wywoływane przez ortezę ograniczają się głównie do kończyny, na której jest ona noszona. Oczywiście, fakt umieszczenia markerów na ortezie mógł spowodować pewnego rodzaju błędy pomiarowe. Aczkolwiek wydaje się, że analizowane w niniejszej pracy kąty w płaszczyźnie strzałkowej nie były obciążone dużymi błędami pomiarowymi, które mogłyby być większe w pozostałych płaszczyznach.

LITERATURA

- [1] Gulgin H., Hall K., Luzadre A., Kayfish E.: 3D gait analysis with and without an orthopedic walking boot. *Gait & Posture*, vol. 59, 2018, p.76-82.
- [2] Karkhanis S., Mumtaz H., Kurdy N.: Functional management of Achilles tendon rupture: A viable option for non-operative management. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, vol. 16, 2010, p.81–86.
- [3] Keene D.J., Willett K., Lamb S.E.: The effects of ankle supports on gait in adults: A randomized cross-over study. *Vol. 25, n. 6*, 2015, p.973-981.
- [4] Lin C.W., Hiller C.E., de Bie R.A.: Evidence-based treatment for ankle injuries: a clinical perspective. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, vol.18, 2010, p.22–28.
- [5] O'Connor S.R., Bleakley C.M., Tully M.A., McDonough S.M.: Predicting Functional Recovery after Acute Ankle Sprain. *PLOS ONE*, vol. 8, 2013, e72124.
- [6] Zhang S., Clowers K.G., Powell D.: Ground reaction force and 3D biomechanical characteristics of walking in short-leg walkers. *Gait & Posture*, vol. 24, 2006, p.487–492.

THE INFLUENCE OF ROM WALKER ON LOWER LIMB KINEMATICS DURING GAIT

Abstract: The aim of the work is to determine the effect of various settings of Walker type orthosis on lower limb kinematics parameters during walking. 10 healthy people participated in the study. The Vicon system was used to test four types of the gait - one without an orthosis and three in different orthosis settings. It has been proven that the way the orthosis is positioned has a significant impact on changing the angles in the knee and hip joints of the lower limb, on which the orthosis is worn. The absence of the orthotic effect on the kinematics of the limb free from orthosis is very beneficial.

* Praca realizowana w ramach projektu DM.-71 Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Rehabilitacji