

Joanna GOLEC<sup>1</sup>  
Joanna BALICKA-BOM<sup>2</sup>  
Jacek GŁODZIK<sup>3</sup>  
Piotr KRĘŻALEK<sup>3</sup>  
Ewa STRÓJ<sup>4</sup>  
Monika PRZYBYTEK<sup>4</sup>  
Elżbieta SZCZYGIEL<sup>5</sup>  
Waldemar HŁADKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Zakład Rehabilitacji w Traumatologii  
Wydział Rehabilitacji Ruchowej Akademii Wychowania Fizycznego im. Bronisława Czecha w Krakowie  
Kierownik Zakładu:  
dr Elżbieta Ciszek

<sup>2</sup>Zakład Fizjoterapii Klinicznej, Katedra Ortopedii, Traumatologii i Rehabilitacji  
Wydział Lekarski i Nauk o Zdrowiu  
Krakowska Akademia im. Andrzeja Frycza Modrzewskiego w Krakowie  
Kierownik Zakładu:  
dr hab. Joanna Golec, prof. nadzw.

<sup>3</sup>Zakład Medycyny Fizykalnej i Odnowy Biologicznej Wydział Rehabilitacji Ruchowej Akademii Wychowania Fizycznego im. Bronisława Czecha w Krakowie  
Kierownik Zakładu:  
dr med. Jacek Głodzik

<sup>4</sup>Zakład Kinezyterapii i Terapii Manualnej  
Wydział Lekarski i Nauk o Zdrowiu, Krakowska Akademia im. Andrzeja Frycza Modrzewskiego w Krakowie  
Kierownik Zakładu:  
dr Grzegorz Błażejewski

<sup>5</sup>Zakład Rehabilitacji w Ortopedii  
Wydział Rehabilitacji Ruchowej, Akademia Wychowania Fizycznego im. Bronisława Czecha w Krakowie  
Kierownik Zakładu:  
prof. dr hab. n. med. Edward Golec

**Słowa kluczowe:**  
chód, analiza chodu, kinematyka

**Key words:**  
gait, gait analysis, kinematics

Adres do korespondencji:  
Joanna Golec  
joannagolec@wp.pl  
Tel. 696 007 713  
Katedra Rehabilitacji Klinicznej  
Wydział Rehabilitacji Ruchowej  
Akademia Wychowania Fizycznego im. B. Czecha w Krakowie.  
Al. Jana Pawła II 78, Kraków

## Ocena zaburzeń chodu z wykorzystaniem analizy komputerowej BTS-SMART

The assessment of gait disorders using BTS-SMART computer analysis

Autorzy pracy dokonują oceny zmian kątowych w stawach kończyn dolnych podczas chodu z zastosowaniem ortozy stawu kolanowego ograniczającej pełny wyprost i zgięcie. Grupę badaną stanowiło 21 osób, w tym 15 kobiet oraz 6 mężczyzn, w wieku od 21 do 27 roku życia, z jego średnią 24 lata. Do oceny chodu wykorzystano komputerowy system trójwymiarowej analizy ruchu BTS-Smart. Analizie kinematycznej został poddany chód prawidłowy i chód z zastosowaniem ortozy stawu kolanowego z ograniczeniem, gdzie zakres zgięcia mieścił się w przedziale 30 – 90°. Ocenie poddano zmiany wartości kątowych w poszczególnych stawach kończyn dolnych zgodnie z algorytmem zaproponowanym przez Kirtleya, opartym na zdarzeniach charakterystycznych występujących w całym cyklu chodu. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdza się, że do istotnych zmian kątowych podczas chodu dochodzi po stronie kończyny dolnej z ortezą. Zaburzenia te w sposób istotny rzutują na zmianę ruchomości w stawie biodrowym i skokowo-goleniowym w tej samej kończynie dolnej.

### Wstęp

Chód człowieka jest podstawowym sposobem lokomocji, dającym możliwość przemieszczania się w przestrzeni [1]. Definiowany, jako cykliczne sekwencje ruchu kończyn dolnych, dzięki którym możliwe jest przemieszczanie całego ciała, bez utraty równowagi. Jest wynikiem serii interakcji pomiędzy dwiema wielosegmentowymi kończynami dolnymi a całkowitą masą ciała. Zdarzenie charakterystyczne jakim jest kontakt pięty z podłożem (Heel Strike), należy do sekwencji ruchów kończyny dolnej, od którego zaczyna się cały cykl chodu. Cykl kończy się w momencie ponownego zetknięcia się pięty z podłożem tej samej kończyny dolnej [2]. Obserwowane zaburzenia symetrii, długości kroku czy poszczególnych faz chodu mogą stanowić zarówno przyczynę jak i objaw wielu jednostek chorobowych. Patologie te od wielu lat wzbudzają duże zainteresowanie wśród szerokiego grona polskich i zagranicznych badaczy [3]. Analiza chodu wykorzystująca komputerowe systemy rejestracji ruchu, jest coraz częściej stosowaną obiektywną metodą służącą

The authors evaluate the angular changes in the joints of the lower limbs during gait using a knee joint orthosis limiting the full extension and flexion. The study group consisted of 21 people, including 15 women and 6 men, aged from 21 to 27 years, with its mean 24 years. The computer system of three-dimensional BTS-Smart motion analysis was used to assess gait. The kinematics analysis was followed by normal gait and gait using knee joint orthosis with a limitation where the range of knee flexion was 30 - 90°. The changes in angular values in particular joints of the lower limbs were evaluated in accordance with the algorithm proposed by Kirtley, based on characteristic events occurring throughout the gait cycle. Based on the obtained results, it is stated that significant angular changes during walking occur on the side of the lower limb with an orthosis. These disorders significantly affect the mobility of the hip and ankle joints in the same lower limb.

diagnostyce zaburzeń narządu ruchu. Wykorzystywana jest zarówno w badaniach naukowych, jak i klinicznych. Dzięki dostępności systemów Motion Capture dedykowanych dla szpitali klinicznych, poradni specjalistycznych, czy ośrodków naukowych, możliwa jest wnikliwa diagnostyka zaburzeń chodu. [4] Szeroki zakres badań prowadzonych nad lokomocją człowieka pozwala zgłębiać i wyjaśniać wiele zagadnień z zakresu mechaniki chodu, jak również koordynacji nerwowomięśniowej. Takie możliwości pomagają w rozpoznaniu patomechaniki uszkodzeń narządu ruchu, zwłaszcza dysfunkcji w obrębie kończyn dolnych [5]. Analiza zmian wybranych wskaźników chodu uwzględniająca istotne parametry kinematyczne i kinetyczne kończyn dolnych oraz górnych segmentów ciała, pozwala na ocenę zaburzeń wzorców ruchowych. Gromadzone dzięki temu dane, odnoszące się do występowania asymetrii chodu, stereotypu lub wyznaczników i determinantów, mogą mieć duży wpływ na powstawanie i realizację skutecznych programów rehabilitacji wśród chorych z dysfunkcją narządu

ruchu o różnej etiologii [6,7,8]. Niektórzy autorzy podkreślają rolę obiektywnych narzędzi badawczych w aspekcie diagnostyki i wyboru metody leczenia [9].

### Cel pracy

Celem pracy była ocena wpływu zastosowanego ograniczenia ruchomości stawu kolanowego na zmianę wartości kątowych w stawach obu kończyn dolnych podczas chodu.

### Material

Badany materiał stanowiło 21 osób, w tym 15 kobiet (71,43%) i 6 mężczyzn (28,57%) w przedziale wiekowym 21-27 lat (średnia  $24 \pm 1,8$ ). Wiek kobiet mieścił się w przedziale 21-26 lat (średnia  $23,9 \pm 1,7$ ), natomiast mężczyzn 21-27 lat (średnia  $24 \pm 2$ ). Wysokość ciała badanych zawierała się w przedziale 159-183,4 cm (średnia  $170,1 \pm 8,4$ ), w tym wysokość badanych kobiet mieściła się w zakresie od 159 do 180 cm (średnia  $166,3 \pm 6,5$ ), zaś mężczyzn od 175,3 do 183,4 cm (średnia  $179,7 \pm 3,6$ ). Masa ciała osób badanych zawierała się w przedziale 55,4-84,6 kg (średnia  $66,7 \pm 8,3$ ), wśród kobiet mieściła się w przedziale 55,4-70,3 kg (średnia  $63,1 \pm 5,3$ ), natomiast u mężczyzn od 67,5 do 84,6 kg (średnia  $73,9 \pm 7,9$ ). Wszystkie osoby włączone do badania były studentami Akademii Wychowania Fizycznego im. Bronisława Czecha w Krakowie, określały swój stan zdrowia jako dobry. Kryteria wyłączenia stanowiły schorzenia skutkujące zaburzeniami równowagi w warunkach statyki i dynamiki, schorzenia przewlekłe lub uszkodzenia urazowe zaburzające chód.

Badania przeprowadzono w Pracowni Analizy Ruchu w Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie, w terminie kwiecień - czerwiec 2015 roku. Badania wykonano na tej samej aparaturze, w takich samych warunkach laboratoryjnych a procedurę wykonywał ten sam badający. Badanie zaplanowano i przeprowadzono zgodnie z Deklaracją Helsińską. Włączeni do badania zostali poinformowani ustnie i pisemnie na temat wszystkich procedur i wyrazili świadomą zgodę na udział.

### Metoda badań

Do oceny chodu wykorzystano optoelektroniczny system BTS SMART, służący do trójplaszczynowej analizy ruchu człowieka [3].

Początkową procedurę badania stanowił pomiar antropometryczny wykonany w pozycji stojącej badanego.

W protokole badawczym odnotowano następujące pomiary:

- wysokość – pomiar wykonany za pomocą wzrostomierza,
- masa ciała [kg],
- szerokość miednicy [cm] – odległość między dwoma kolcami biodrowymi przednimi górnymi,

- głębokość miednicy [cm] – odległość między kolcem biodrowym przednim górnym a prostą przechodzącą przez środek krętarza większego,
  - szerokość kolana prawego i lewego [cm] – odległość między kłykciami bocznymi kości udowej,
  - szerokość kostki prawej i lewej [cm] – odległość między kostką boczną a przyśrodkową,
  - długość kończyny prawej i lewej [cm] – odległość między kolcem biodrowym przednim górnym a punktem mieszczącym się na środku linii łączącej kostkę boczną i przyśrodkową [9].
- Do pomiarów chodu wykorzystano 22 markery pasywne (fot. 1) wg. postępowania zgodnie z protokołem Davis'a [10,11].



Fot.1 Schemat rozmieszczenia markerów na ciele badanej [12].

Umieszczono markery na poszczególnych punktach antropometrycznych:

Markery sferyczne:

- 3 markery na ramionach: wyrostek kolczysty C7 oraz na wyrostkach barkowych,
- 3 markery na obręczy miedniczej: lewy i prawy kolec biodrowy przedni górny oraz na tylnej części tułowia,
- 3 markery na każdym udzie: krętarz większy, kłykcium bocznym i dźwazek poziomy (umieszczony prostopadle do linii łączącej krętarz większy z kłykcium bocznym kości udowej),
- 3 markery na każdym podudziu: gło-

wa kości strzałkowej, kostka boczna, dźwazek poziomy,

- 1 marker na każdej stopie – piąta kość śródstopia.

Markery półsferyczne:

- 1 marker na każdym guzie piętowym służący do pomiarów w warunkach statyki.

System zawiera platformę dynamometryczną oraz sześć kamer cyfrowych pracujących w zakresie podczerwieni z częstotliwością 70Hz. Rejestracja danych przez wszystkie urządzenia była zsynchronizowana. Kamery zostały umocowane na sztywno za pomocą statywów [10]. Wykorzystywane w badaniu kamery IR emitują promieniowanie podczerwone, skierowane w kierunku markerów umiejscowionych na ciele badanego, dzięki czemu ulegają odbiciu, co umożliwia ich rejestrację i przesłanie obrazu do komputera, a następnie opracowanie go za pomocą właściwego oprogramowania [13].

Przystępując do każdorazowego pomiaru za pomocą systemu BTS Smart, przeprowadzano kalibrację statyczną i dynamiczną przestrzeni w polu widzenia kamer, po którym poruszał się badany model. Dzięki kalibracji statycznej możliwe było uzyskanie informacji o położeniu i orientacji w przestrzeni układu współrzędnych. Kalibracja dynamiczna pozwalała na prawidłową ocenę odległości między poszczególnymi markerami w badanej przestrzeni [14].

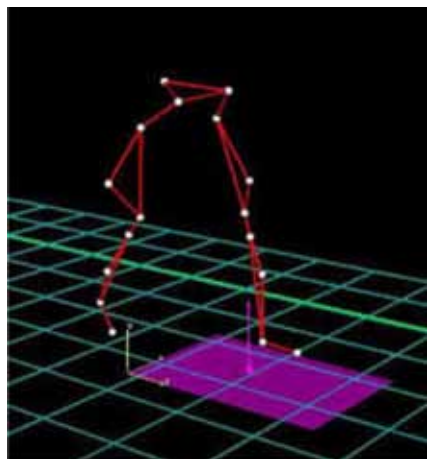
### Procedura badania

I etap pomiaru: Badanie rozpoczęło się od pomiaru statycznego, dzięki czemu uzyskiwano informacje dotyczące poszczególnych segmentów ciała w przestrzeni. Zadaniem badanego było kilkakrotne pokonanie długości ścieżki, mające na celu osiągnięcie naturalnego rytmu chodu. Następnie dokonano rejestracji ok. 10 przejść, podczas których badany miał się poruszać z dowolną prędkością, pokonując dystans 8 metrów. Do analizy wykorzystywano 6 ostatnich poprawnie zarejestrowanych przebiegów chodu w celu wyliczenia przebiegów średnich.

II etap pomiaru: Procedura ta była powtarzana, po zamontowaniu ortozy stawu kolanowego prawego Össur GII REHAB CONT AIR LIGHT u wszystkich badanych, gdzie zakres zgięcia mieścił się w przedziale 30 – 90°. Modyfikacja ta wymagała jednocześnie zmiany mocowania markerów. Markery zamieszczone wokół stawu kolanowego zostały przemieszczone na ramiona ortozy, następnie ponownie dokonano pomiaru szerokości kończyny dolnej nad i pod stawem kolanowym. W tak zmienionych warunkach anatomicznych kończyny dolnej, znów zarejestrowano parametry statyczne i dynamiczne podczas chodu w ortezie.

Uzyskane na drodze rejestracji dane były następnie poddane obróbce w programie BTS Tracker.

Markery znajdujące się na ciele badanego i zarejestrowane w przestrzeni przez kamery, zostały następnie oznaczone w systemie wg. ich odpowiedników zgodnie z protokołem Davis'a (fot. 2). Kolejno zastosowano identyfikację zdarzeń charakterystycznych, takich jak kontakt pięty z podłożem (Heel Strike) i oderwania palców (Toe Off). Tę procedurę powtarzano dla 6 cykli dla każdej kończyny dolnej [12].



Fot.2 Schemat modelu 3D w pakiecie Smart Tracker [15].

Dla wszystkich zmiennych wartości kątowych wg klasyfikacji Kirtley'a, obliczono podstawowe charakterystyki statystyczne, czyli średnią arytmetyczną ( $\bar{x}$ ), odchylenie standardowe (SD), podano wynik minimalny (Min), maksymalny (Max) i medianę.

W programie SMART Analyser wykorzystując pomiar statyczny, 6 zapisów chodu i dane antropometryczne osoby badanej, możliwe było automatyczne wygenerowanie danych przy użyciu odpowiedniego protokołu chodu. Sporządzenie raportów z wynikami możliwe było dzięki danym normatywnym, uzyskanym w wyżej opisanej procedurze [12].

Na podstawie przeprowadzonych badań, wygenerowano raporty dla każdego badanego. Zawierały one dane z uśrednionych wyników 6 cykli chodu dla każdej z kończyn podczas chodu prawidłowego i z zastosowaniem ortezy stawu kolanowego prawego. Uzyskane w ten sposób dane dotyczące zmian kątowych stawu biodrowego, kolanowego oraz skokowo-goleniowego posłużyły do oceny chodu badanych. Algorytm zapisu został opracowany przez Chrisa Kirtley'a [15], który dzieli chód na poszczególne zdarzenia charakterystyczne lub fazy chodu. Na podstawie zaproponowanego podziału dokonano analizy średnich wartości kątowych w czasie chodu prawidłowego i z ortezą, jak również opracowania statystycznego uzyskanych danych.

Uzyskane wyniki badania poddano analizie statystycznej przeprowadzonej z wykorzystaniem programu statystycznego Statistica. Przy pomocy testu Sha-

piro-Wilka zbadano zgodność rozkładu zmiennych z rozkładem normalnym, natomiast przy pomocy testu Levene'a zbadano homogeniczność wariancji w grupach.

W zależności od wyników testu normalności rozkładu do oceny statystycznej istotności różnic wartości danego parametru między grupami stosowano test t Studenta dla prób niezależnych, bądź test U Manna-Whitney'a. Zastosowane testy pozwoliły na zweryfikowanie hipotezy zerowej ( $H_0$ ) zakładającej brak różnic w poziomie danego parametru ze względu na grupę, wobec hipotezy alternatywnej ( $H_1$ ), że różnice te występują. Poziom istotności w całej analizie, przyjęto  $p < 0,05$ .

### Wyniki

U wszystkich włączonych do badania uzyskano wyniki pomiarów kątów stawowych w określonych zdarzeniach charakterystycznych dla kończyny dolnej lewej i prawej w chodzie prawidłowym i z ortezą (Tab. I).

Z porównania odchyleń standardowych wartości kątów stawowych w zdarzeniach charakterystycznych dla kończyny dolnej lewej (Tab.II) wynikało, że rozrzut wyników zarówno dla chodu bez ortezy, jak i z ortezą jest zbliżony.

### A

Kończyna dolna lewa Wybrane wskaźniki kątowe	Chód prawidłowy		Chód z ortezą		Różnica	p
	Kąt	SD	Kąt	SD		
Ankle (HS)	1,78°	2,65°	1,92°	2,95°	0,14°	<b>0,87</b>
Ankle (TO)	-12,95°	4,56°	-11,94°	5,57°	-1,01°	<b>0,52</b>
Knee (HS)	6,05°	5,40°	5,30°	5,70°	0,35°	<b>0,75</b>
Knee (Stance Max Flex.)	18,79°	5,80°	20,78°	6,01°	-1,99°	<b>0,28</b>
Knee (Swing Max Flex.)	57,13°	5,57°	57,26°	5,41°	-0,13°	<b>0,94</b>
Hip (Terminal Stance Max Ext.)	-7,82°	7,40°	-7,12°	7,43°	-0,7°	<b>0,76</b>

### B

Kończyna dolna prawa Wybrane wskaźniki kątowe	Chód prawidłowy		Chód z ortezą		Różnica	p
	Kąt	SD	Kąt	SD		
Ankle (HS)	0,99°	3,07°	5,42°	2,69°	-4,43°	<b>0,00</b>
Ankle (TO)	-11,41°	7,21°	-6,93°	8,58°	-4,48°	<b>0,02</b>
Knee (HS)	4,72°	4,20°	18,01°	19,90°	-13,29°	<b>0,00</b>
Knee (Stance Max Flex.)	18,33°	5,49°	24,20°	4,55°	-5,87°	<b>0,00</b>
Knee (Swing Max Flex.)	57,43°	5,87°	53,85°	5,29°	3,58°	<b>0,04</b>
Hip (Terminal Stance Max Ext.)	-7,99°	7,03°	-1,99°	6,42°	6°	<b>0,01</b>

Tab. I.

Uśrednione wartości kątów w określonych zdarzeniach charakterystycznych dla kończyny dolnej lewej (A) i prawej (B) w chodzie prawidłowym i z ortezą. Średnie wartości kątów podano wraz z odchyleniami standardowymi, różnicami i uzyskanymi z testu statystycznego wartościami p.

Średnie wartości kąta w stawie skokowym podczas zdarzenia Heel Strike (Wyk. 1) w kończynie dolnej lewej zarówno podczas chodu prawidłowego i z ortezą były do siebie zbliżone i wyniosły ok. 2°. Dla prawej kończyny dolnej podczas chodu z ortezą zaobserwowano znacznie większe średnie wartości kąta od wartości podczas chodu prawidłowego i wyniosły ok. 6°.

Średnie wartości kąta w stawie skokowym podczas zdarzenia Toe Off (Wyk. 2) w kończynie dolnej lewej zarówno podczas chodu prawidłowego i z ortezą były do siebie zbliżone i wyniosły ok. -12°. W przypadku prawej kończyny dolnej podczas chodu z ortezą zaobserwowano znacznie mniejsze średnie wartości kąta i wyniosły ok. -7°.

Średnie wartości kąta w stawie kolanowym podczas zdarzenia Heel Strike (Wyk. 3) w kończynie dolnej lewej i prawej podczas chodu prawidłowego i z ortezą były do siebie zbliżone i wyniosły ok. 5°. W przypadku prawej kończyny dolnej podczas chodu z ortezą odnotowano znacznie większe średnie wartości kąta i wyniosły ok. 18°, zaobserwowano bardzo duży rozrzut danych.

Średnie wartości kąta w stawie kolanowym podczas fazy Stance (Wyk. 4) w kończynie dolnej lewej i prawej podczas prawidłowego chodu były zbliżone i wyniosły ok. 18°. Dla prawej kończyny dolnej podczas chodu z ortezą odnotowano znacznie większe średnie wartości kąta i wyniosły ok. 24°.

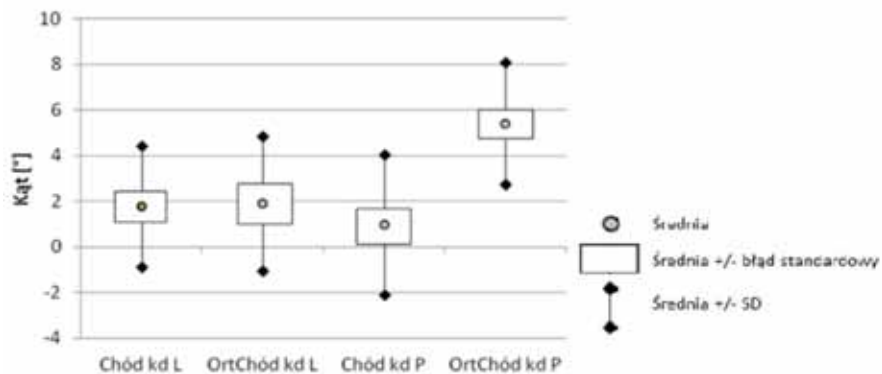
Średnie wartości kąta w stawie kolanowym podczas fazy Swing (Wyk. 5) w kończynie dolnej lewej i prawej podczas chodu prawidłowego i z ortezą, jak również w kończynie lewej podczas chodu z ortezą były do siebie zbliżone i wyniosły ok. 57°. W przypadku prawej kończyny dolnej podczas chodu z ortezą odnotowano nieco mniejsze średnie wartości kąta i wyniosły ok. 54°.

Średnie wartości kąta w stawie kolanowym podczas fazy Terminal Stance (Wyk. 6) w kończynie dolnej lewej i prawej podczas chodu prawidłowego i z ortezą, jak również w kończynie lewej podczas chodu z ortezą były do siebie zbliżone i wyniosły ok. -7°.

W przypadku prawej kończyny dolnej podczas chodu z ortezą zaobserwowano mniejsze średnie wartości kąta od pozostałych i wyniosły ok. -2°.

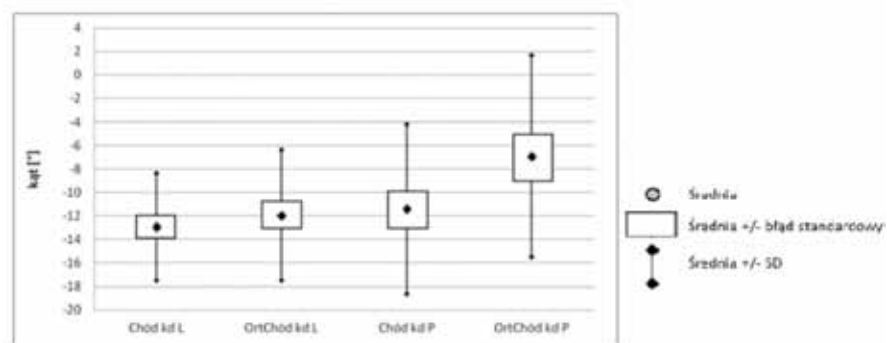
### Dyskusja

Ruch kończyn w czasie lokomocji ze stałą, ustaloną prędkością wymaga złożonych interakcji między poszczególnymi segmentami ciała, jak również interakcji między kończynami dolnymi podczas prawidłowego i zaburzonego chodu [16]. W celu osiągnięcia prawidłowego chodu istotną rolę odgrywa symetria długości kończyn dolnych, prawidłowa pozycja ciała oraz wydolne mięśnie stabilizujące stawy [17]. Symetryczne obciążanie stóp wpływa na właściwą postawę ciała oraz funkcjonowanie



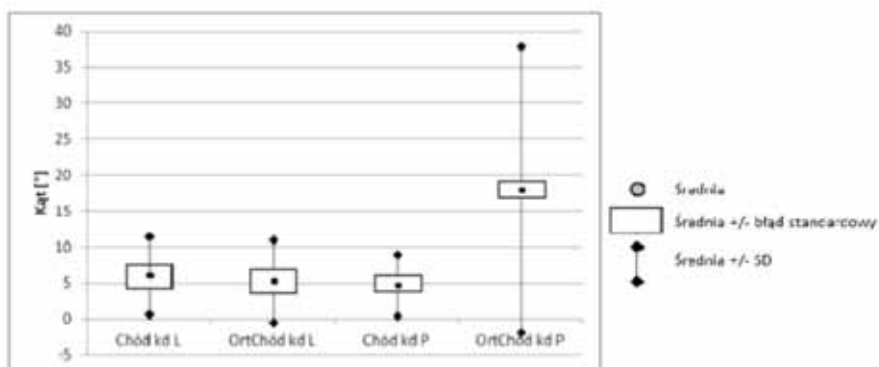
Wyk. 1

Średnie wartości kąta w stawie skokowym podczas zdarzenia Heel Strike dla chodu prawidłowego i z ortezą.



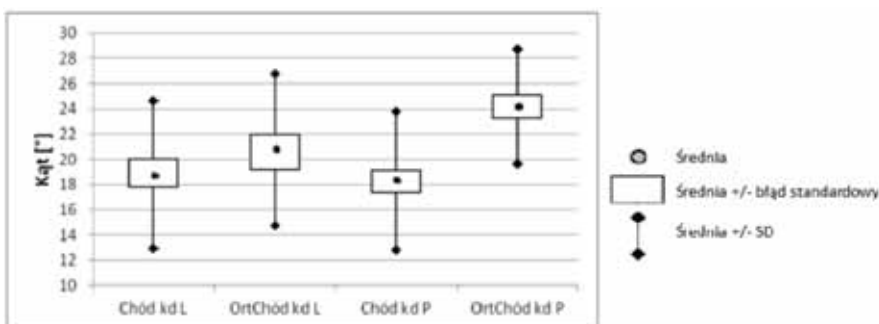
Wyk. 2

Średnie wartości kąta w stawie skokowym podczas zdarzenia Toe Off dla chodu prawidłowego i z ortezą.



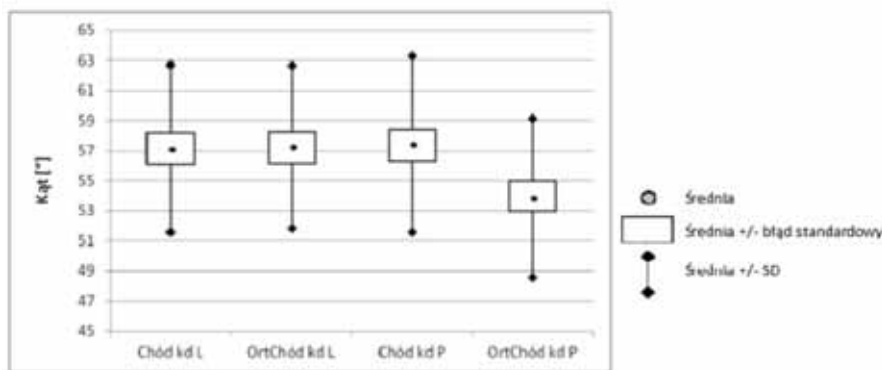
Wyk. 3

Średnie wartości kąta w stawie kolanowym podczas zdarzenia Heel Strike dla chodu prawidłowego i z ortezą.

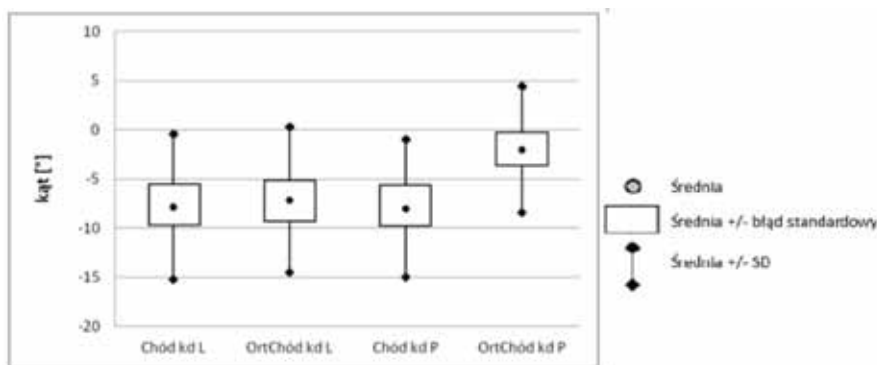


Wyk. 4

Średnie wartości kąta w stawie kolanowym w fazie Stance dla chodu prawidłowego i z ortezą.



Wyk. 5 Średnie wartości kąta w stawie kolanowym w fazie Swing dla chodu prawidłowego i z ortezą.



Wyk. 6 Średnie wartości kąta w stawie biodrowym w fazie Terminal Stance dla chodu prawidłowego i z ortezą.

ludzkiego organizmu [18]. W zapobieganiu i ograniczeniu skutków dysfunkcji w obrębie narządu ruchu bardzo pomocnym narzędziem staje się ilościowa, obiektywna analiza chodu. Możliwość diagnozowania zaburzeń i nieprawidłowości służy wielu klinicytom w ich codziennej pracy z pacjentami [19]. Wpływem zastosowanego usztywnienia stawu kolanowego za pomocą ortez na symetrię chodu zajmowali się Shorter i wsp. [20]. Zaobserwowali oni największe zmiany we wszystkich stawach kończyny dolnej po stronie ortezy, wpływające na asymetrię podczas chodu. Autorzy dowiedli, że unieruchomienie jednego stawu kolanowego wywołuje zaburzenia w obrębie stawu biodrowego i skokowo-goleniowego w fazie Stance i Swing po tej samej stronie. Po stronie przeciwnej, w stawie biodrowym zaobserwowali zwiększenie zakresu zgięcia w płaszczyźnie strzałkowej w fazie Stance o 4.5°. Można wnioskować, że kompensację, jakie zaszły w obu stawach są wynikiem ograniczonego zakresu ruchu w stawie kolanowym i wpływają niekorzystnie na ruchomość obydwu kończyn. W obrębie stawu skokowo-goleniowego doszło do niewielkich asymetrii w kończynie dolnej bez ortezy w porównaniu do kończyny przeciwnej obserwowane w fazie Terminal Stance. W prezentowanych badaniach własnych podjęto również próbę weryfikacji zmian kompensacyjnych w obrębie

stawów kończyn dolnych po zastosowaniu ograniczenia ruchu w stawie kolanowym prawym za pomocą ortezy. Na podstawie kątowej analizy ruchu wykonanej za pomocą systemu kamer działających w podczerwieni kompatybilnych z systemem BTS Smart do trójwymiarowej analizy chodu, udało się zarejestrować zmiany w poszczególnych stawach kończyn dolnych w porównaniu do analizy chodu prawidłowego. Zdecydowanie większe różnice wartości kątów w poszczególnych stawach wg. klasyfikacji Kirtleya [15] uzyskano w kończynie dolnej prawej podczas chodu z ortezą. Zbieżnie do badań Shorter i wsp. [20] wyniki własnej analizy chodu wskazywały istotne statystycznie zmiany w stawie skokowo-goleniowym w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu z ortezą. W wyniku przeprowadzonego eksperymentu zaobserwowano zwiększenie zgięcia grzbietowego podczas fazy Stance w zdarzeniu Heel Strike i zmniejszenie zgięcia podszewowego w fazie Swing w zdarzeniu Toe Off. Zmiany te być może wynikały ze zmniejszenia długości kroku.

Wiele schorzeń przebiegających z zaburzeniami narządu ruchu, w tym z ograniczeniem ruchomości w stawach, staje się przyczyną zaburzeń biomechaniki chodu. Zmniejszenie zakresu ruchu w stawach kończyn dolnych najczęściej obecne są w chorobie zwyrodnieniowej obserwowanej w wieku starszym. U tych chorych dochodzi do uszkodzenia struktur stawowych, powodujących

dysfunkcję stawu, którym towarzyszą również silne dolegliwości bólowe. Dysfunkcje układu kostno-stawowego obniżają komfort ich życia, co należy postrzegać w kategoriach poważnego problemu społecznego i ekonomicznego, zwłaszcza w starzejącym się społeczeństwie [21,22]. Wykorzystanie analizy chodu, pozwalającej na przeprowadzenie biomechanicznych i elektromiograficznych analiz, umożliwia diagnozowanie nieprawidłowości w mechanice ruchu, a tym samym pozwala ocenić wpływ urazu lub choroby na zdolność poruszania się [23]. Wielu autorów prowadzących badania kliniczne biomechaniki chodu u pacjentów z OA, zaobserwowali, że zmiany zwyrodnieniowe stawów rozwijają się zgodnie z postępowaniem choroby. Ponadto zaobserwowali zmiany siły mięśni i zakresu ruchu (ROM), które mogą również wykazywać odmienną kinematykę ruchu zgodnie z etapem i zaawansowaniem choroby [24,25]. Zależność pomiędzy zaawansowaniem zmian patologicznych a zmianami kinematycznymi w stawie kolanowym u pacjentów z OA podczas chodu opisują Astephen i wsp. [26], Mundermann i wsp. [27], Zeni i wsp. [28]. Nagano i wsp. [29] analizowali zmiany kinematycznych parametrów chodu w stawie kolanowym u pacjentów z OA zależne od zaawansowania choroby. U badanych we wczesnym stadium choroby wykazywali zmniejszoną osiową rotację piszczeli, podczas gdy ruch zgięcia i wyprostu w stawie nie odbiegał od wyników osób zdrowych. U pacjentów w umiarkowanym stadium OA, obserwowano zmniejszenie zgięcia w stawie podczas kontaktu pięty z podłożem (Heel Strike) i podczas 50% fazy Stance odnotowano zmniejszony ruch zgięcia stawu kolanowego. Natomiast zwiększone przywiedzenie stawu kolanowego obserwowano w ciężkim stadium OA. Wyniki wskazują, że uzyskane wartości parametrów kinematycznych w stawie kolanowym podczas chodu zależne są od zaawansowania zmian patologicznych. Przeprowadzone badania własne stanowią rodzaj symulacji omawianych zaburzeń w obrębie stawu kolanowego. Zastosowanie ortez ograniczającej ruchomość stawu, pozwoliło na rejestrację parametrów kinematycznych i zaobserwowanie zaburzeń i występujących kompensacji w obrębie stawu kolanowego w kończynie dolnej prawej (z ortezą). W wyniku zablokowania ruchu wyprostu od 30° do 0°, podczas zdarzenia Heel Strike, zakres ruchu w stawie kolanowym prawym podczas chodu z ortezą był większy niż podczas chodu prawidłowego średnio o 13,3°, a podczas zdarzenia Stance Max Flexion średnio o 5,9°.

Ze względu na sztucznie unieruchomiony staw kolanowy w zgięciu i brak możliwości wyprostu stawu w fazie Stance, doszło do kompensacji w stawie biodrowym i skokowo-goleniowym w celu pozornego wydłużenia kończyny.

System BTS Smart służy do obiektywnej trójwymiarowej oceny chodu i jest często wykorzystywany, jako rzetelne i powtarzalne urządzenie przez wielu badaczy. Gaasbeek i wsp. [30] ocenili wpływ zastosowanej ortozy u chorych ze zmianami zwyrodnieniowymi w obrębie przedziału przysródkowego stawu kolanowego, na parametry chodu.

Ortezę stosowali przez okres 6 tygodni w celu korekcji szpotawego ustawienia kończyny dolnej. Badanie przeprowadzono przed i po 6 tygodniach. Na podstawie przeprowadzonej analizy porównawczej uzyskano wyniki świadczące o zmniejszeniu zakresu ruchu w płaszczyźnie strzałkowej po stronie ortozy. W prezentowanych badaniach zaobserwowano skrócenie fazy Swing, co można tłumaczyć zmniejszoną długością kroku. Wnioski te są zbieżne z analizą chodu Davidsona [31], który również wykazał, że zastosowanie ortozy redukującej szpotawość kończyny dolnej, zmienia warunki biokinematyczne w stawie kolanowym obserwowane w fazie Swing. W badaniach własnych, w stawie biodrowym zarejestrowano znaczne zmniejszenie wyprostu w płaszczyźnie strzałkowej po stronie kończyny z ortezą, które może być spowodowane pozornym jej skróceniem, wywołanym ograniczeniem. Podobne zmiany zaobserwował w swoich badaniach Toriyama [32] u pacjentów ze zmianami zwyrodnieniowymi w obrębie przysródkowego przedziału stawu kolanowego. Dodatkowo zaobserwowali oni zwiększenie ruchu odwiedzenia w fazie Swing, a tym samym zmniejszenia odwiedzenia w fazie Stance. W płaszczyźnie poprzecznej kończyna dolna ustawiona była w rotacji zewnętrznej przez większą część cyklu chodu, jednakże odnotowano wzrost rotacji wewnętrznej na końcu fazy Stance i na początku fazy Swing.

Autorzy sugerują, że może to być podyktowane zwiększeniem momentu bezwładności całej prawej kończyny dolnej. W badaniach Ogrodzkiej i wsp. [33] dotyczących wpływu usztywnienia prawego stawu skokowego na funkcję stawu biodrowego i kolanowego również wykazano, że największe zmiany zachodzą w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej w stawie kolanowym, a w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej i poprzecznej. Zbieżny pogląd prezentuje Chwała i wsp. [34]. Autorzy zwrócili uwagę na brak naturalnego przeprostu w stawach biodrowych podczas zdarzenia Toe Off i zmniejszenie przywiedzenia w fazie Swing. Stawy biodrowe uległy ponad normatywnej rotacji zewnętrznej, która stanowi rodzaj kompensacji po usztywnieniu stawu skokowego. Aby zminimalizować ten efekt pacjentom zalecono noszenie obuwia na podwyższonym obcasie. Thomas i wsp. [35] również wykazali, ograniczenie wyprostu w stawie biodrowym, w pozostałych płaszczyznach a w stereotypie ruchu stawu kolanowego nie zaobserwowano

istotnych statystycznie zmian. Przedstawione wyniki badań własnych i innych badaczy wyraźnie wskazują, że zmiany w biomechanice jednego stawu kończyny dolnej zaburzają kinematykę pozostałych stawów kończyny. Największe kompensacje były obserwowane w kończynie dolnej z ortezą.

Ten eksperyment miał na celu zbadanie zmian spowodowanych zaburzeniem ruchomości w jednym stawie jak również wykorzystania obiektywnych metod badawczych. Zastosowanie obiektywnych narzędzi oceniających chód daje możliwość dokładnej analizy wywołanych zaburzeń wzorców chodu. Wyniki uzyskane na podstawie symulowanych doświadczeń w warunkach laboratoryjnych są wyjątkowo wartościowe w celu określenia czynników zaburzających prawidłowy chód. Ponadto trójwymiarowa analiza chodu pozwala na analizę zmiany wzorca chodu przed i po zastosowaniu interwencji. Daje to możliwość oceny i weryfikacji skuteczności podejmowanych działań terapeutycznych i ciągłego ich udoskonalania [19,36].

### Wnioski

Na podstawie uzyskanych wyników sformułowano następujące wnioski: Zastosowanie ortozy stawu kolanowego ma istotny wpływ na zmiany kątowe w stawach podczas chodu po stronie kończyny dolnej z ortezą. W stawie skokowo-goleniowym podczas zdarzenia Heel Strike obserwuje się nadmierne zgięcie grzbietowe i zmniejszenie zgięcia podeszwowego podczas zdarzenia Toe Off. W stawie biodrowym podczas fazy Terminal Stance dochodzi do znacznego zmniejszenia wyprostu w tym stawie. Zastosowana orteza stawu kolanowego nie wpływa istotnie na wybrane parametry chodu po stronie przeciwnej kończyny dolnej.

### Piśmiennictwo

1. Pietraszewski B, Winiarski S, Jaroszczyk S. Three-dimensional human gait pattern – reference data for normal men. *Acta Bioeng Biomech* 2012;14(3):9-10.
2. Perry J, Burnfield M. Gait analysis. Normal and pathological function. *J Sport Sci Med* 2010;9(2):353.
3. Drużbicki M, Szymczyk D, Snela S, Dudek J, Chuchla M. Obiektywne, ilościowe metody analizy chodu w praktyce klinicznej. *Prz Med Univ Rzesz* 2009;4:356-362.
4. Michnik R, Nowakowska K, Jurkojć J, Jochymczyk-Woźniak K, Kopyta I. Motor functions assessment method based on energy changes in gait cycle. *Acta Bioeng Biomech* 2017;19(4):63-75.
5. Ch SH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech* 2004;19(2):145-152.

6. Gouwanda D, Senanayake A. Identifying gait asymmetry using gyroscopes-a cross-correlation and normalized symmetry index approach. *J Biomech* 2011;44:972-978.

7. Pauk J. Computerized analysis and modelling of patients with deformities of lower limbs. *Acta Bioeng Biomech* 2009;11(1):47-51.

8. Nowakowska K, Michnik 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. [w:] Piętko E, Badura P, Kawa J, Wieclawek W. (Eds.) *Information Technologies in Medicine, Vol. 2, Advances in Intelligent System and Computing* 2016;472:75-85.

9. Jurkojć J, Wodarski P, Michnik R, Nowakowska K, Bieniek A, Gzik M. The Upper Limb Motion Deviation Index: A new comprehensive index of upper limb motion pathology. *Acta Bioeng Biomech* 2017;19(2):175-185.

10. Alberto L. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture* 2007;26(4):560-571.

11. Kania E, Głowacka-Kwiecień A, Jochymczyk K, Jureczko P. Badania doświadczalne chodu dzieci zdrowych. *Akt Probl Biomech* 2008;2:87-92.

12. Cygoń K. Instrukcja używania Protokołu Davisa w systemie Smart. Gliwice 2011: PHU Technomex Sp. z o.o.

13. Zostawa P, Uścińowicz N, Klich S, Zostawa J. Kinematyczna analiza chodu kobiet chodzących w obuwiu na wysokim obcasie. *Prz Med Univ Rzesz Inst Leków* 2014;3: 216-223.

14. [www.btsbioengineering.com](http://www.btsbioengineering.com), dostęp: 30.07.2018 r.

15. [www.clinicalgaitanalysis.com](http://www.clinicalgaitanalysis.com) dostęp: 30.07.2018 r.

16. Sadeghi H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait Posture* 2003;17:197-203.

17. Zifchock RA, Davis I, Higginson J, Royer T. The symmetry angle: a novel, robust method of quantifying asymmetry. *Gait Posture* 2008;27:622-627.

18. Klich S, Zostawa P, Uścińowicz N. Analiza parametrów antropometrycznych u kobiet często chodzących w obuwiu na wysokim obcasie. W: Przyjemnska L, Rajchel-Chyla B. *Obuwie, bezpieczeństwo i funkcjonalność*. Instytut Przemysłu Skórzanego, Kraków 2012:238-248.

19. Kania E, Głowacka-Kwiecień A, Jochymczyk K, Jureczko P. Badania doświadczalne chodu dzieci zdrowych. *Akt Probl Biomech* 2008;2:87-92.

20. Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS, Hsiao-Weckler ET. A new approach to detecting asymmetries. *Clin Biomech* 2008;23:459-467.

21. **Klimiuk PA, Kuryliszyn-Moskal A.** Choroba zwyrodnieniowa stawów. *Reumatologia* 2012;50(2):162-165.
22. **Marczyński W, Bialecki J.** Analiza biologicznych możliwości „ochrony” chrząstki stawowej. *Ortop Traumatol Rehab* 2013;15(5):509–515.
23. **Rutherford D, Baker M, Wong I, Stanish W.** The effect of age and knee osteoarthritis on muscle activation patterns and knee joint biomechanics during dual belt treadmill gait. *J Electromyogr Kines* 2017;34:58–64.
24. **Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R, Helmick CG, Jordan JM, Kington RS, Lane NE, Nevitt MC, Zhang YM, Sowers M, McAlindon T, Spector TD, Poole AR, Yanovski SZ, Ateshian G, Sharma L, Buckwalter JA, Brandt KD, Fries JF.** Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med* 2000;133:635–646.
25. **Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN.** Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 2001;34:907–915.
26. **Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ.** Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res* 2008;26:332-341.
27. **Mundermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP.** Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum Us* 2005;52:2835-2844.
28. **Zeni Jr JA, Higginson JS.** Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009;24:372–378.
29. **Nagano Y, Naito K, Saho Y, Torii S, Ogata T, Nakazawa K, Akai M, Fukubayashi T.** Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis. *Knee* 2012;19:628-632.
30. **Gaasbek R, Groen B, Hampsink B, van Heerwaarden R, Duysens J.** Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of knee. A gait analysis study of new brace. *Gait Posture* 2007;26:3-10.
31. **Davidson PL, Sanderson DJ, Loomer RL.** Kinematics of valgus bracing for medial gonarthrosis: technical report. *Clin Biomech (Bristol Avon)* 1998;13:414–419.
32. **Toriyama M, Deie M, Shimada N, Otani T, Shidahara H, Maejima H.** Effects of unloading bracing on knee and hip joints for patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2011;26:497–503.
33. **Ogrodzka K, Żuka K, Niedźwiecki T.** Wpływ usztywnienia stawu skokowego na funkcjonowanie stawów kolanowych i biodrowych w trakcie chodu z naturalną prędkością. *Rehabil Med* 2007;11(3):15-20.
34. **Chwała W, Serafin W, Marchewka A.** Biomechaniczna analiza zaburzeń chodu u osoby poddanej alloplastyce stawu biodrowego. *Fizjoter Pol* 2007;7, 2(4):185-197.
35. **Thomas R, Daniels T, Parker K.** Gait analysis and functional outcomes following ankle arthrodesis for isolated ankle arthritis. *Gait & Posture* 2006; 88-A(3):526-535.
36. **Ogrodzka K, Żuka K, Niedźwiedzki T.** Kinematyka stawu skokowego w trakcie chodu u pacjentów po operacyjnym usztywnieniu stawu. *Rehabil Med* 2007;11(3):9-13.