

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
im. Bronisława Czecha w Krakowie



PRACA DOKTORSKA

Agnieszka Bogunia

**Wpływ ćwiczeń Core First Strategies na kinematykę
i kinetykę chodu w obuwiu na
obcasie oraz bez obuwia, w grupie kobiet**

Promotor
dr hab. Wiesław Chwała, prof. AWF
Instytut Nauk Biomedycznych
Zakład Biomechaniki

Kraków 2023

*Serdeczne podziękowania składam Promotorowi,
bez którego powstanie niniejszej pracy byłoby niemożliwe
Dziękuję za cierpliwość, wyrozumiałość oraz pomoc i cenne uwagi.*

1. Wstęp.....	7
1.1. Metoda Core First Strategies®	11
1.2. Opis eksperymentalnego zestawu ćwiczeń	15
1.3. Praca mięśni w cyklu chodu.....	16
1.4. Przemiany i odzyskiwanie energii podczas chodu	18
1.5. Cel badań.....	19
1.5.1. Pytania badawcze	19
1.5.2. Hipotezy badawcze.....	19
2. Materiał i metody badań.....	21
2.1. Materiał badawczy	21
2.1.1. Kryteria kwalifikacji do badań.....	21
2.1.2. Kryteria wykluczenia	22
2.2. Czas i miejsce badań	22
2.3. Metody badań.....	22
2.4. Etapy opracowania badań.....	26
3. Wyniki.....	29
3.1. Wyniki parametrów czasowo - przestrzennych zarejestrowanych podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie	29
3.2. Zakresy zmian kątów podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie	40
3.3. Zmiany wartości składowych sił reakcji podłoża, podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie	55
3.4. Zmiany energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej OSC podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.....	69
3.5. .. Zmiany wskaźnika odzyskiwania energii podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie	82
4. Dyskusja	87
4.1. Analiza zmian parametrów czasowo - przestrzennych podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie	88

4.2. Analiza zmian wartości kątowych podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie	93
4.3. Analiza zmian składowych sił reakcji podłoża podczas badania chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie	99
4.4. Analiza zmian energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.....	103
4.5. Zmiany wartości wskaźnika odzyskiwania energii podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie	106
5. Wnioski	108
6. Piśmiennictwo	108
Spis tabel	10816
Spis rycin	119
Streszczenie	122
Aneks.....	108

Wykaz używanych skrótów:

- CFS** – Core First Strategies
- PNF** – Proprioceptive Neuromuscular Facilitation
- IC** – initial contact - kontakt z piętą z podłożem
- LR** – loading response – faza amortyzacji
- MST** – mid - stance - faza podporu
- TST** – terminal stance - faza odbicia
- IS** – initial swing – faza przenoszenia
- MSW** – mid-swing - faza przenoszenia
- TSW** – terminal swing - faza przenoszenia
- E** – grupa eksperymentalna
- K** – grupa kontrolna
- B** – bez obuwia
- SZ** – w obuwiu z obcasem
- EBO** – grupa eksperymentalna badana bez obuwia
- KBO** – grupa kontrolna badana bez obuwia
- ESZ** – grupa eksperymentalna badana w obuwiu z obcasem
- KSZ** – grupa kontrolna badana w obuwiu z obcasem
- V** – prędkość chodu
- StrT** – czas cyklu chodu
- StrL** – długość cyklu chodu
- FC** – względny czas kontaktu stopy z podłożem w cyklu chodu
- DSUP** – względny czas podwójnego kontaktu w cyklu chodu
- SSUP** – względny czas pojedynczego kontaktu w cyklu chodu
- CAD** – częstotliwość kroków
- Del_Spn Bend** – zakres ruchu zgięcia kręgosłupa (w płaszczyźnie strzałkowej)
- Del_Spn Tilt** – zakres ruchu pochylenia kręgosłupa (w płaszczyźnie czołowej)
- Del_Spn Rot** – zakres ruchu rotacji kręgosłupa
- Del_Pel Tilt** – zakres ruchu pochylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej
- Del_Pel Obl** – zakres ruchu pochylenia miednicy w płaszczyźnie czołowej
- Del_Pel Rot** – zakres ruchu rotacji miednicy
- Del_Hip FlexExt** – zakres ruchu zgięcia i wyprostowania stawu biodrowego
- Del_HipAbdAdd** – zakres ruchu odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego
- Del_Hip Rot** – zakres ruchu rotacji zewnętrznej i wewnętrznej stawu biodrowego
- Del_Knee FlexExt** – zakres zakresie ruchu zgięcia i wyprostowania stawu kolanowego
- Del_Knee Rot** – zakres ruchu rotacji stawu kolanowego,
- Del_AnkDorPlan** – zakres ruchu zgięcia podszewowego i grzbietowego stawu skokowego,
- Del_Sho FlexExt** – zakres ruchu zgięcia i wyprostowania stawu ramennego
- Del_NeckBend** – zakres ruchu zgięcia szyi (pochylenia głowy w przód)
- Del_Neck Rot** - zakres ruchu rotacji szyi (skręt głowy na boki)
- FX1**- max wartość składowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej w fazie amortyzacji
- FX2** - max wartość składowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej w fazie jednopodporowej
- FX3** – max wartość składowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej w fazie odbicia
- FY1** – max wartość składowej siły reakcji podłoża (przednio – tylna), w fazie amortyzacji
- FY2** – max wartość składowej siły reakcji podłoża (przednio – tylna), w fazie odbicia
- FZ1** – max wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji
- FZ2** – max wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie jednopodporowej

FZ3 – max wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie odbicia
Del_Ekx - zmiany energii kinetycznej ruchu na boki względem osi poprzecznej
Del_Eky - zmiany energii kinetycznej ruchu postępowego ciała względem osi strzałkowej
Del_Ekz – zmiany energii kinetycznej ruchu w górę i w dół względem osi pionowej
Del_Ek – suma składowych energii kinetycznej ciała (F_x , F_y i F_z)
Del_Ep – zmiany energii potencjalnej ciężkości ciała
Del_Etot – zmiany całkowitej energii mechanicznej środka ciężkości ciała (całkowita praca zewnętrzna)
Recov – wskaźnik odzyskiwania energii

1. Wstęp

Chód jest jedną z podstawowych funkcji człowieka i jego naturalnym sposobem przemieszczania się. Jest czynnością cykliczną, która polega na powtarzalnych ruchach tułowia i kończyn w sposób bezpieczny, przy minimalnym wydatku energetycznym (Gage i wsp. 1995).

Z perspektywy kontroli motorycznej, dwunożność sprawia, że chodzenie jest bardzo skomplikowane, ponieważ w części cyklu chodu, tylko jedna stopa znajduje się na podłożu a druga przemieszcza się, więc konieczne jest zarówno odbicie, jak i kontrola równowagi, aby ruch mógł postępować płynnie (Cronin, 2014).

Chodzenie jest czynnością całkowicie naturalną, znaną powszechnie w przyrodzie, ale dla badaczy prawidłowy wzorzec chodu jest uwarunkowany współdziałaniem układu szkieletowego oraz nerwowo-mięśniowego. Pojawienie się zaburzenia w obrębie systemu nerwowo-mięśniowego spowodowanego urazami, uszkodzeniami neurologicznymi, stopniowym zwyrodnieniem lub zmęczeniem, ujawnia braki wiedzy wynikające z wciąż niedoskonałego rozumienia tych niezwykle złożonych mechanizmów biomechaniki oraz kontroli motorycznej (Winter, 1991). Nie sposób pominąć tu zagadnienia odnoszącego się do samych stóp, które są istotnym elementem statyczno-dynamicznym ludzkiego układu ruchu, którego ogólną funkcjonalność determinują czynniki genetyczne, środowiskowe i społeczno-ekonomiczne, a także indywidualny styl życia (M. Barnish i J. Barnish, 2016) (Puszczalowska-Lizis i wsp., 2019). Rodzaj stosowanego obuwia ma istotne znaczenie dla funkcjonowania stóp w sposób prawidłowy lub nieprawidłowy.

Wiele elementów chodu, jest przedmiotem ciągłych badań, np. ocena wzorca chodu w różnych jednostkach chorobowych (Fouasson-Chailloux i wsp. 2018; Nowakowska i wsp. 2014; Okuda i wsp. 2016) lub po zabiegach operacyjnych kończyn dolnych (Ogrodzka, i wsp. 2008; Ruchlewicz i wsp. 2003), badanie aktywności mięśniowej (Głowacka i wsp. 2012), zmian kątowych w stawach kończyn dolnych (Staszkiwicz i wsp., 2012) oraz kręgosłupa, przemieszczanie środka ciężkości oraz innych parametrów chodu. W badaniach chodu często wykorzystuje się analizę kinetyczną, uzyskaną na podstawie rejestracji składowych siły reakcji podłoża. W przypadku różnorodnych dysfunkcji układu ruchu kształt i wartości ekstremalne składowych siły reakcji podłoża ulegają zniekształceniu w porównaniu z krzywymi otrzymywanymi w chodzie fizjologicznym (Shaulian i wsp., 2018). Odbiegająca od prawidłowego wzorca siła reakcji podłoża stwierdzona była również u osób cierpiących na dolegliwości bólowe odcinka lędźwiowego (Farahpour i wsp., 2016).

Nie bez znaczenia jest również wysokość umiejscowienia pięty związana z rodzajem obuwia, a dokładnie wysokością obcasa. Chiu i Wang (2006) podają, że zastosowanie obuwia o wysokości obcasa pomiędzy 1,8 a 3,6 cm powoduje zmniejszenie nacisku na piętę i przesunięcie jej na przodostopie, co może skutkować zmniejszeniem uczucia dyskomfortu w kostce. Również Lindenberg w swoich badaniach przedstawia, iż uniesienie tylnej części obuwia między 1,2 cm a 2,4 cm w sposób znaczący zmienia szczyt siły reakcji podłoża (Lindenberg i Carcia, 2013). Zeng i wsp., (2023) podają, że stosowanie butów na obcasie skutkuje wzrostem sił reakcji podłoża, a więc większym przeciążaniem przodostopia. Analiza uzyskanych wyników umożliwi ocenę efektywności chodu i pozwala wpływać na modyfikację tej efektywności.

W ostatnich latach, duże zainteresowanie budzi ocena chodu u kobiet chodzących w butach na obcasie. Chodzenie w szpilkach, uważane jest za symbol atrakcyjnej aparycji kobiet (Meskó i wsp., 2021). Takie obuwie jest elementem eleganckiego stroju oraz nadaje kobietom wygląd zgodny z poczuciem estetyki kształtowanym przez modę, a także odczuwanej pewności siebie. Dzieje się tak dzięki temu, że buty na obcasie powodują pozorne wyszczuplenie sylwetki oraz sprawiają, iż kobieta wydaje się być wyższa. Wpływ noszenia butów na wysokim obcasie na fizyczne i psychiczne zdrowie kobiet jest traktowany, jako ważny problem badawczy.

Dostępne w literaturze wyniki badań przynoszą wiele informacji o analizowanym problemie, ale nie prowadzą one do jednoznacznych konkluzji. Według ankiety American Podiatric Medical Association (2003), w USA 72% kobiet nosi buty na wysokim obcasie, z czego 39% nosi je na co dzień ze względów estetycznych, pomimo, że jest im niewygodnie i odczuwają dolegliwości bólowe (Cronin, 2014). Dane te zmieniły się w 2014 roku podając, że 49% kobiet nosi wysokie obcasy, mimo że 71% z nich skarży się, że noszenie obcasów jest bolesne (Titchenal, R i wsp., 2015; Mueller et al., 2015)

Jak wynika z innych badań, używanie tego rodzaju obuwia, potencjalnie prowadzi do przewlekłego bólu w odcinku szyjnym i lędźwiowym kręgosłupa, a także w stawach kolanowych (Weitkunat i wsp., 2016), (Schroeder i Hollander, 2018), w konsekwencji doprowadzać może do zmian zwyrodnieniowych stawów kolanowych (Rezgui i wsp., 2022), lub dolegliwości ze strony układu mięśniowo szkieletowego (Esenyel i wsp., 2003). Przeprowadzone badania wykazały, że noszenie butów na wysokich obcasach było postrzegane, jako zwiększenie atrakcyjności kobiecego chodu, poprzez zmniejszenie długości kroku i zwiększenie rotacji oraz nachylenia bioder (Morris i wsp., 2013). Te elementy wyglądu

były traktowane, jako mające znaczenie dla postrzeganej przez otoczenie atrakcyjności kobiet (Morris i wsp., 2013; M. Barnish i J. Barnish, 2016; Meskó i wsp., 2021).

Istotnym przedmiotem badań jest wpływ noszenia butów na obcasie, na funkcjonowanie poszczególnych elementów narządu ruchu. Analiza piśmiennictwa pokazuje, iż zmiana naturalnego ustawienia między kostką a stopą, powoduje reakcję łańcuchową (głównie negatywną) w całej kończynie dolnej, a przez to idąc dalej, także w kręgosłupie. Używanie butów na obcasie, może również zmniejszać stabilność pozycji, a tym samym zwiększać ryzyko upadku (Cronin, 2014) oraz urazów przeciążeniowych (Cronin i wsp., 2012). Chien i wsp. (2014) popierają tę hipotezę, iż stabilność jest zaburzona wskutek zmniejszenia powierzchni podparcia stopy. Badania przeglądowe podają, iż u kobiet po długotrwałym noszeniu butów na obcasie występuje zmiana kontroli równowagi (Cronin, 2014), a środek ciężkości ciała przesuwa się do przodu (Puszczałowska-Lizis i wsp., 2019).

Są dostępne badania, pozwalające sądzić, że kobiety decydujące się na noszenie butów na wysokim obcasie stawały przed dylematem, w którym atrakcyjny wygląd musiał być okupiony negatywnymi konsekwencjami zdrowotnymi oraz odczuwanym bieżąco dyskomfortem (Barnish i wsp. 2018).

Badania potwierdzają wzrost aktywności mięśni kończyn dolnych, a tym samym wzrost energii metabolicznej (Cronin, 2014; Simonsen i wsp., 2012), która zwiększa się wraz z wysokością obcasów używanych podczas chodu (Cronin, 2014). Większe siły hamowania podczas noszenia butów na obcasie, powodują spowolnienie przemieszczania środka ciężkości, a to skutkuje koniecznością rekompensowania silniejszym odbiciem, co jest potencjalnym źródłem dolegliwości bólowych kręgosłupa oraz zmian degeneracyjnych w stawach (Cronin, 2014). Badania pilotażowe z zastosowaniem EMG ujawniają różnice w aktywności mięśniowej kończyn dolnych u osób noszących buty na obcasie i chodzących boso, która nie jest istotna, a wręcz może wpłynąć pozytywnie na wyrównanie postawy podczas stania, zwłaszcza po zastosowaniu niewielkiej modyfikacji obuwia (Bae i wsp., 2016).

Analiza wyników badań na temat wpływu noszenia butów na obcasie na poszczególne stawy kończyn dolnych, daje informację między innymi o przenoszeniu nacisku na przednią część stopy podczas chodu. Nacisk ten nie jest równomiernie rozłożony – wzrasta w obrębie pierwszej kości śródstopia, a maleje w obrębie piątej (w porównaniu do obuwia na płaskiej podszwie). Prowadzi to do deformacji stóp, takich jak haluksy (Cong i wsp., 2011; Puszczałowska-Lizis i wsp., 2019; M. Barnish i J. Barnish, 2016). Odmienne doniesienia przedstawiają badania przeprowadzone z udziałem 197 kobiet, z których 95 od co najmniej 5 lat nosiło buty na obcasach. Z badań wynika, iż noszenie obuwia na wysokim obcasie nie

powoduje deformacji stóp, aczkolwiek wywołuje więcej dolegliwości bólowych stóp i rogowacenia naskórka (Borchgrevink i wsp., 2016). Inne badania uwidaczniają, iż stosowanie butów na obcasie prowadzi do zredukowania długości ścięgna Achillesa (Franklin i wsp., 2015; Simonsen i wsp., 2012), zwiększenia jego sztywności oraz skrócenie mięśnia brzuchatego łydki (Cronin i wsp., 2012) lub jak podają inne badania mięśnia brzuchatego łydki oraz płaszczkowatego (Zeng i wsp., 2023) . Istnieją również prace badawcze, których wyniki wskazują na skrócenie (poprzez utratę sarkomerów) mięśnia brzuchatego łydki, podczas gdy ścięgno Achillesa zostaje nienaruszone (Zöllner i wsp., 2015).

Badanie EMG wykazuje, że używanie butów na obcasie powoduje wzrost sił działających na staw kolanowy głównie podczas prostowania, kolana (Mika i wsp., 2012b; Simonsen i wsp., 2012). Jest to prawdopodobna przyczyna częstszego występowania stanów zapalnych w obrębie stawów kolanowych, częściej u kobiet niż u mężczyzn (Simonsen i wsp., 2012) i może prowadzić do występujących wcześniej zmian zwyrodnieniowych tegoż stawu (Barnamehei i wsp., 2017; Nguyen et al., 2021). Jednocześnie staw kolanowy podczas chodu w obuwiu na obcasach, pozostaje w większym zgięciu zarówno podczas kontaktu pięty z podłożem, jak i podczas reszty fazy podporu (Mika i wsp., 2012b). Zwiększenie zgięcia w stawie kolanowym w pierwszej połowie fazy podporowej przedstawia również Simonsen (Simonsen i wsp., 2012). Jest to sprzeczne z wynikami badań, jakie przeprowadził Esenyel i wsp., (2003).

Niewiele badań wykazuje zmiany w obrębie stawu biodrowego podczas używania obuwia na obcasie, a jeśli są one zarejestrowane, to określone jako nieznaczące (Simonsen i wsp., 2012, Cronin, 2014, Zeng i wsp., 2023). Odmienne wyniki przedstawiają Esenyel i wsp., (2003), podając, że zwiększa się aktywność zginaczy stawu biodrowego, aby umożliwić oderwanie palców od podłoża w obliczu zmniejszonej efektywności pracy zginaczy podeszwowych stopy.

Stosowanie butów na obcasie w pozycji stojącej, u niektórych badanych wywołuje zwiększenie lordozy szyjnej, w celu przystosowania do przesuniętego środka ciężkości. Nie powoduje natomiast znaczącej zmiany w lordozie lędźwiowej (Weitkunat i wsp., 2016). Inny pogląd prezentują Baaklini i wsp., (2017) przedstawiając, iż podczas chodzenia na obcasie zmniejsza się zarówno lordoza lędźwiowa jak i kifoza piersiowa. Badania te, przeprowadzone z wykorzystaniem dwóch wysokości obcasa 4 i 10 cm, wykazały, że wysokość obcasa nie ma istotnego wpływu na zmianę wartości kątowych odcinka lędźwiowego oraz piersiowego. Mika i wsp., (2012a) w swoich badaniach przedstawiają, że kąt lordozy zależy jest od wieku, gdzie

osoby młodsze charakteryzują się większym kątem przodopochylenia miednicy i zwiększeniem lordozy lędźwiowej, a osoby starsze wykazują odwrotne tendencje.

Globalne EMG, poza wzmożoną aktywnością mięśni kończyn dolnych (Puszczałowska-Lizis i wsp., 2019) wykazało wzmożoną pracę mięśni tułowia (Simonsen i wsp., 2012; Rezgui i wsp., 2022). Długotrwałe utrzymywanie tego wzmożonego napięcia, może zwiększyć kompresję kręgosłupa i doprowadzić do zmęczenia mięśni, a w konsekwencji do wystąpienia dolegliwości bólowych (Mika i wsp., 2011, 2012a), Rezgui i wsp., 2022).

Znaczna część badań przedstawiających wyniki ustawienia lordozy lędźwiowej, przeprowadzana była w pozycji stojącej (Cronin, 2014; Russell, 2010), stąd ocena wpływu noszenia butów na obcasie podczas chodu wymaga dalszych badań, uwzględniających oddziaływanie innych czynników w obszarze dynamicznej stabilizacji ciała.

Ostatnie badania, podają również korzystne oddziaływanie noszenia butów na obcasie na narząd ruchu. Ciekawym jest badanie wskazujące, iż noszenie butów na obcasie o wysokości obcasa 3-5 cm, wpływa korzystnie na funkcjonowanie mięśni dna miednicy (Wang i wsp., 2021).

Istotnym czynnikiem wpływającym na stabilność postawy również podczas chodu, ma zarówno kąt nachylenia klatki piersiowej, jak i jej ustawienie względem obręczy biodrowej (Collins i wsp., 2016). Ten obszar zależności między różnymi parametrami chodu kobiet noszących buty na obcasie, również musi być traktowany, jako zbiór problemów poddawanych dalszej eksploracji.

1.1. Metoda Core First Strategies®

CFS jest częścią Funkcjonalnej Terapii Manualnej (Functional Manual Therapy™), która wywodzi się z metody PNF (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation). Amerykańscy fizjoterapeuci Gregory i Vicki Johnson, twórcy metody, rozwijają ją od 1978 r. (Saliba - Johnson, 2019). Swoją edukację po ukończeniu studiów, kontynuowali w Valejo w Kalifornii, w pierwszej szkole PNF na świecie. W efekcie Viki Johnson opracowała metodę Stabilizacji i Optymalizacji Ruchu (Core First Strategies), CFS to edukacja i trening ochrony kręgosłupa oparty na tonicznej stabilizacji mięśniowej. Jest to program dla pacjentów, sportowców, osób aktywnych chcących cieszyć się dobrym funkcjonowaniem narządu ruchu.

Jego celem jest polepszenie funkcji motorycznych kręgosłupa oraz osiągnięcie optymalnej pozycji ciała w czasie czynności dnia codziennego i wszelkich aktywności rekreacyjnych i sportowych.

Wielu z nas nigdy nie miało „dobrej postawy” ani nie poruszało się w optymalny sposób. Pełna rehabilitacja w przypadku pacjentów ale również profilaktyka, wymagają treningu optymalnej postawy, która jest wspierana przez strategię CoreFirst® w codziennych czynnościach. Ten trening, znany jako uczenie motoryczne, pomaga zapewnić skuteczną kontrolę motoryczną - to znaczy zdolność mózgu do automatycznego (bez myśli i wysiłku) kontrolowania wszelkich aktywności fizycznych i czynności życia codziennego.

Efektywne uczenie motoryczne obserwuje się, gdy poszczególne elementy składowe danej aktywności są wyodrębnione w celu ich powtarzania i wzmocnienia kinestetycznego. Kiedy dany element jest już przeniesiony do poziomu automatycznego, poszczególne elementy są reintegrowane w całościowe zadanie ruchowe i od tej pory powtarzany jest cały ruch.

Szczególny nacisk położony jest na stworzenie optymalnego ustawienia miednicy i kręgosłupa w każdej pozycji ciała w celu zapewnienia maksymalnej sprawności układu ruchu, a tym samym zmniejszenie ilości energii potrzebnej do wykonania danej aktywności.

Do prawidłowego i efektywnego działania układu ruchu niezbędna jest odpowiednia elastyczność oraz siła mięśni. Stan optymalnej funkcji uwarunkowany jest również poprzez dynamiczną aktywację mięśni tonicznych użytych we właściwej sekwencji. Aby narząd ruchu pracował optymalnie, czyli w sposób najbardziej efektywny, konieczna jest również prawidłowa kontrola nerwowo – mięśniowa. Ból lub uraz zaburza ją automatycznie, ale ciało nie jest w stanie automatycznie jej wyłączyć. Aby przywrócić koordynację nerwowo – mięśniową należy podzielić cały ruch na mniejsze jego elementy a następnie stopniowo łączyć w całość. Istota ćwiczeń w tej metodzie polega w pierwszej kolejności na aktywowaniu mięśni w odpowiedniej sekwencji podczas ruchu, a dopiero później na wzmacnianiu ich siły i wytrzymałości (Hodges, 2004).

W prawidłowych warunkach mięśnie toniczne powinny kurczyć się przed aktywacją mięśni fazowych w celu przygotowania danego obszaru ciała do efektywnego ruchu (Richardson i wsp., 2004). Do mięśni tonicznych zaliczane są: m. wielodzielny, głębokie włókna m. lędźwiowego, m. czworoboczny lędźwi (kontrolują one stabilizację segmentów kręgosłupa oraz ruchomość odcinka lędźwiowego) a także mięśnie dna miednicy i przepona.

Badania pokazują, że w przypadku bólu lub dysfunkcji, mięsień wielodzielny ulega hamowaniu i nie kurczy się zgodnie z prawidłową kolejnością ruchu (Richardson i wsp., 2004). To powoduje konieczność użycia przez system nerwowy mięśni fazowych w celu wykonania zadania ruchowego. Rekrutacja mięśni tułowia może być zmienione u pacjentów z bólem krzyża, aby zrekompensować zmniejszoną stabilność kręgosłupa (Van Dieën i wsp., 2003).

Deficyt mięśnia wielodzielnego został zidentyfikowany u pacjentów z ostrym bólem kręgosłupa lędźwiowego i nie ustępuje samoistnie po ustąpieniu bolesnych objawów i wznowieniu normalnej aktywności (Cagnie i wsp, 2015).

CFS proponuje progresywny program ćwiczeń wpływający na poprawę elastyczności tkanek, zwiększenie siły i wytrzymałości, aktywizując w pierwszej kolejności napięcie toniczne, a tym samym zwiększając efektywność wykonywanego ruchu.

Strategia CoreFirst® wykorzystuje pięć zasad podczas procesu nauczania efektywnego ruchu.

Pierwszą z nich jest pole podporu, które zależy od proporcji i ustawienia struktur powyżej stóp. Pole to powinno być takie, aby zapewnić dogodny transfer ciężaru ciała i ruchomości powyższych struktur. Pole podporu powinno również służyć, jako inicjator ruchu i źródło generowania siły (Saliba - Johnson, 2019).

Kolejną zasadą jest osiowe ustawienie ciała. Optymalne ustawienie zapewnia zbalansowane pozycjonowanie każdego segmentu ciała w stosunku do pola podparcia. Optymalne ustawienie osiowe ciała umożliwia efektywne pionowe przenoszenie obciążenia do pola podparcia. Takie ustawienie wymaga też najmniejszej pracy mięśniowej, dla utrzymania danej postawy. Dodatkowo pozwala na optymalną aktywację nerwowo – mięśniową (Saliba - Johnson, 2019).

Twórczyni metody na podstawie swoich wieloletnich obserwacji i doświadczeń, określiła 5 typów postawy, z których tylko jedna jest efektywna, a cztery pozostałe układają się w konkretne schematy. Wszystkie, razem z funkcjonalnymi metodami ich oceny zostały opisane w systemie klasyfikacji posturalnej (Collins i wsp., 2016).

Podczas treningu przyjmowania optymalnego ustawienia ciała z optymalnym polem podporu, ważne jest, aby podkreślić koncepcję zrelaksowania i „wtopienia” w pole podparcia, aby wyłączyć mięśnie fazowe – globalne.

Trzecia zasada mówi o automatyzmie tonicznym, który jest podstawą CoreFirst®. Ten automatyzm powinien zawsze być aktywny zarówno, jako mechanizm chroniący i reaktywny w odpowiedzi na zmieniające się otaczające nas środowisko. Według Hodgesa, „the feed forward mechanizm” naszego centralnego układu nerwowego, ustala proksymalną stabilność, jako przygotowanie do wszelkich działań ruchowych (Hodges, 2004). To przygotowanie – aktywacja core – to synergistyczna aktywacja mięśni rozpoznawanych, jako stabilizatory toniczne, inaczej stabilizatory tułowia i okolicznych segmentów (Saliba - Johnson, 2019).

Następna zasada to przenoszenie ciężaru ciała. Transfer ciężaru ciała dotyczy częściowego lub całkowitego odciążenia jednego punktu pola podporu. Podczas przenoszenia ciężaru ciała, powinno być utrzymane optymalne ustawienie osiowe ciała.

Ostatnią zasadą strategii CoreFirst® jest przejście ciężaru ciała. Jest to moment, w którym następuje kompletne przeniesienie i akceptacja ciężaru ciała w nowym punkcie pola podporu. Ten nowy punkt musi być stabilny, aby przyjąć ciężar ciała i umożliwić utrzymanie balansu i ustawienia osiowego (Saliba - Johnson, 2019). Ten stan balansu pozwala na automatyczną, reaktywną aktywację mięśni tonicznych.

Współczesna rehabilitacja kładzie nacisk na aspekt kognytywny, wolicjonalny oraz izolowane skurcze mięśni w celu reedukacji i treningu w usprawnianiu pacjentów.

Pomimo tego, że świadoma aktywacja mięśni pomaga w stabilizacji kręgosłupa, najnowsze badania dowodzą, że gdy pacjent jest odpowiednio ustawiony na efektywnym polu podparcia, mięśnie toniczne tułowia będą reagowały automatycznie w celu stabilizacji jeśli przyłożona jest siła zewnętrzna (automatyzm toniczny) (Saliba - Johnson, 2019).

Z kolei klinicznie obserwuje się, że pacjent używający do stabilizacji nieefektywnego wzorca aktywacji mięśni, na który składa się aktywność głównie mięśni fazowych, będzie używał mięśni fazowych w reakcji na przyłożoną siłę zewnętrzną, w skutek czego hamowana będzie aktywność systemu tonicznego (Saliba - Johnson, 2019).



<https://instituteofphysicalart.com/scheduled-courses/cfs-corefirst-strategies/>

Ryc. 1.2.1 Ćwiczenie poprawy stabilności tułowia w pozycji siedzącej



<https://ipa.physio/corefirst-strategies-access-your-strength/>

Ryc. 1.2.2 Ćwiczenie przyjmowania obciążenia ciężaru ciała

Ćwiczenia wybrane do grupy eksperymentalnej, pomagają uzyskać neutralne ustawienie miednicy oraz aktywować i wzmocnić napięcie toniczne i choć wiele badań wskazuje na skuteczność terapii ukierunkowanej w pierwszej kolejności na wzmacnianie tułowia, to istnieją również takie, które zachęcają do dalszych badań zasiewając pewne wątpliwości (Lederman, 2010).

1.2. Opis eksperymentalnego zestawu ćwiczeń

Wybrane ćwiczenia są bazowymi dla poprawnego funkcjonowania narządu ruchu podczas chodu i innych czynności życia codziennego. Dla potrzeb eksperymentu, zadania dla całej grupy wykonującej ćwiczenia są takie same. W warunkach klinicznych, w usprawnianiu leczniczym lub treningu sportowym, nie każda osoba potrzebuje dokładnie takiego samego zestawu ćwiczeń, gdyż każda jednostka może mieć odrębne problemy funkcjonalne i w takiej sytuacji, zestaw ćwiczeń dobierany jest indywidualnie. Kluczowymi jednak są ćwiczenia aktywujące mechanizm ochrony lędźwi, a następnie stopniowe zwiększanie siły i wytrzymałości mięśni odpowiedzialnych za funkcjonowanie mechanizmu obrony lędźwi. W przypadku poniższego zestawu ćwiczeń jest to ćwiczenie pierwsze (aktywacja gorsetu dolnej części tułowia) oraz piąte (ćwiczenie kontroli systemu tonicznego).

Zestaw ćwiczeń zastosowany w grupie eksperymentalnej, wraz z rysunkami oraz instrukcją do ich wykonywania, został przedstawiony w załączniku nr 1.

- **Aktywacja gorsetu dolnej części tułowia (Abdominal Series)**

Pierwsze ćwiczenie zaproponowane z treningu Core First, ma na celu torowanie mięśni tułowia. Opór aplikowany jest powoli, a celem jest aktywacja i wzmocnienie mięśni tonicznych odpowiedzialnych za stabilizację kręgosłupa i stawów proksymalnych.

(Ćwiczenie nr 1 z załącznika nr 1)

- **Aktywne rozciąganie m. czworogłowego uda**

Mobilność przedniego aspektu uda, do którego zaliczany jest mięsień czworogłowy, jest bardzo istotna ze względu na możliwość neutralnego ustawienia obręczy miednicznej. Jeśli przedni aspekt uda nie ma odpowiedniej mobilności, obręcz miedniczna pociągana jest do przodopochylenia a taka pozycja uniemożliwia automatyczną aktywację mięśni tonicznych. Mięsień ten, oddziałuje na staw biodrowy i kolanowy.

(Ćwiczenie nr 2 z załącznika nr 1)

- **Aktywne rozciąganie grupy kulszowo – goleniowej w leżeniu na plecach**

Mobilność tylnego aspektu uda, w którym znajduje się grupa mięśni kulszowo-goleniowych, ma również istotne znaczenie dla neutralnego ustawienia obręczy miednicznej. Grupa kulszowo – goleniowa a więc zarówno mięsień półścięgnisty, półbłoniasty jak i dwugłowy uda, oddziałują zarówno na staw biodrowy jak i kolanowy.

(Ćwiczenie nr 3 z załącznika nr 1)

- **Aktywne rozciąganie mięśni łydki w obciążeniu.**

Mięsień trójgłowy łydki, oddziałuje zarówno na staw kolanowy jak i skokowy. Razem ze zginaczem długim palucha, (który jest również mobilizowany podczas tego ćwiczenia) pełni ważną rolę podczas propulsji.

(Ćwiczenie nr 4 z załącznika nr 1)

- **Ćwiczenie kontroli systemu tonicznego (high stepping).**

Ćwiczenie to ma na celu aktywację oraz rozwój dynamicznej zdolności do aktywacji mechanizmu ochrony lędźwi i poprawy siły mięśni tułowia oraz kończyn dolnych w pozycji obciążania.

(Ćwiczenie nr 5 z załącznika nr 1)

1.3. Praca mięśni w cyklu chodu

Aktywność mięśniowa podczas chodu powoduje w dużej mierze stabilizację, albo wyhamowanie segmentów ciała. Zginacze i prostowniki tułowia pracują przez cały czas cyklu chodu, stabilizując tułów oraz dając bezpieczną podstawę dla pracy mięśni działających na staw biodrowy. Mięśnie brzucha i mięśnie grzbietu stabilizują tułów we wszystkich płaszczyznach.

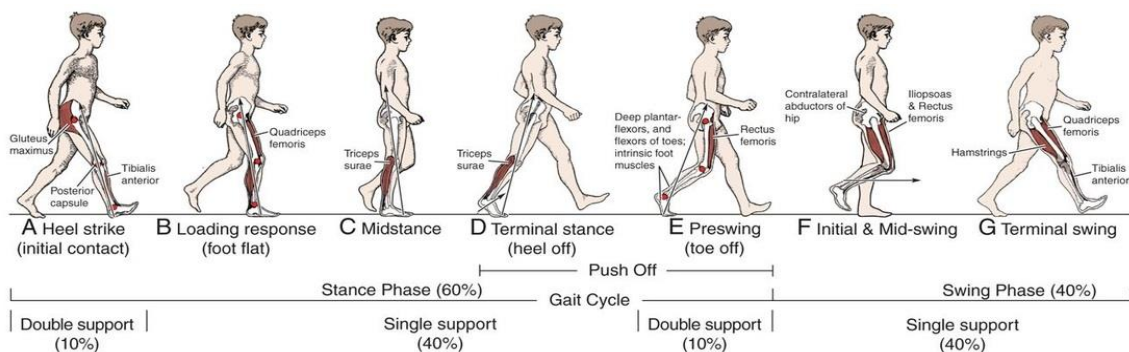
Mięśnie prostujące tułów najbardziej aktywizują się po kontakcie pięty z podłożem, aby ustabilizować tułów podczas przejmowania ciężaru ciała. Mięśnie brzucha pomagają w rozpoczęciu fazy przeniesienia (Perry, 1992). Prostowniki biodra aktywizują się najmocniej pod koniec fazy przenoszenia (TSW) aby wyhamować przemieszczającą się kończynę. Ich aktywność trwa podczas kontaktu z pięty z podłożem (IC), ustaje podczas fazy podporu (MST) i pojawia się ponownie w końcowej fazie odbicia (TST).

Aktywność mięśni odwodzących jest konieczna dla utrzymania stabilności miednicy w płaszczyźnie czołowej (zapobiega nadmiernemu opadaniu miednicy po stronie, na której odbywa się faza przenoszenia). Mięsień czworogłowy uda i mięśnie kulszowo – goleniowe rozpoczynają swoją aktywność pod koniec fazy przenoszenia i kontynuują pracę na początku fazy podporowej. Mięśnie kulszowo – goleniowe ulegają skróceniu, aby pomóc w zgięciu kolana na końcu fazy podporowej i wyhamować podudzie na końcu fazy przenoszenia. Pomagają również w wyproście stawu biodrowego współdziałając z m. pośladkowym wielkim.

Mięsień czworogłowy uda (brzusce jednostawowe) jest aktywny przez całą fazę amortyzacji (LR) przeciwdziałając nadmiernemu zgięciu stawu kolanowego. Mięsień prosty uda współdziała z mięśniem biodrowo- lędźwiowym w zapoczątkowaniu fazy przenoszenia

(IS). Mięsień czworogłowy uda i mięśnie kulszowo – goleniowe nie są aktywne podczas fazy podporu (MST). Kontrola kolana w tej fazie jest możliwa dzięki aktywności mięśni łydki i goleni. Zginacze grzbietowe stopy pracują koncentrycznie podczas fazy przenoszenia (ISW, MSW, TSW) podnosząc stopę do pozycji neutralnej a następnie kontrolują ustawienie stopy w wymachu, przygotowując ją do przejścia ciężaru ciała w momencie postawienia pięty na podłożu (IC).

Zginacze podeszwowe zaczynają pracować w momencie pełnego kontaktu stopy z podłożem. Mięsień płaszczkowaty kontroluje ruch piszczeli w przód. Kontrola piszczeli zapewnia pasywny wyprost stawu kolanowego i pomaga w wyproście stawu biodrowego. Podczas kontynuacji ruchu do przodu, kiedy ciało znajduje się nad stopą rozpoczyna się praca mięśnia brzuchatego łydki. Pod koniec fazy podporowej aktywne są wszystkie zginacze podeszwowe stopy stabilizując staw skokowy i pozwalając na oderwanie pięty od podłoża (Adler, Susan i wsp., 2008).



Źródło://www.google.com/search?q=gait+analysis&source=lnmsitbm=ischisa=Xived=0ahUKEwiEtpnd37DcAhW0x6YKHWgbAskQ_AUICigBibiw=1366ibih=613#imgrc=X-Ny-Xfd-l-hmM:

Ryc. 1.3.1 Ilustracja cyklu chodu z podziałem na poszczególne fazy

Aby zapewnić optymalny ruch (najbardziej wydajny i najmniej obciążający) dla narządu ruchu), potrzebna jest odpowiednia elastyczność tkanek, odpowiednia siła i ich wytrzymałość, zatem aby uzyskać te optymalne warunki ruchu podczas chodu, zasadnym wydaje się być uwzględnienie ćwiczeń zwiększających elastyczność tkanek miękkich tułowia i kończyn dolnych, poprawę ich siły i wytrzymałości.

Jak wynika z powyższych doniesień jedną z ważniejszych aktywności mięśniowych podczas chodu jest aktywność mięśni tułowia, dlatego zestaw zadań dla grupy eksperymentalnej, będzie zawierał ćwiczenia aktywizacji mięśni tonicznych dolnej części tułowia (m. wielodzielny, głębokie włókna m. lędźwiowego, m. czworoboczny lędźwi),

ćwiczenia aktywnego rozciągania mięśni pośladkowych, przedniej i tylnej grupy mięśni ud, mięśnia trójgłowego łydki, oraz zginaczy podszwowych stopy.

1.4. Przemiany i odzyskiwanie energii podczas chodu

Dzięki energii, która generowana jest w mięśniach, możliwe jest wykonanie pracy mechanicznej. Pracę tę można określić, jako pracę wewnętrzną oraz pracę zewnętrzną (Winter, 2009). Praca wewnętrzna utożsamia się z takim rodzajem pracy układu ruchu (mięśni i elementów łącznotkankowych), który umożliwia przemieszczanie segmentów ciała w odniesieniu do środka ciężkości, nie powodując bezpośrednio jego przemieszczenia (Chwała, 2013).

Bardzo ciekawym aspektem wydaje się być zwrócenie uwagi na pracę zewnętrzną, wykonywaną podczas chodu. Praca zewnętrzna określana jest, jako całkowita ilość pracy, która jest konieczna do rozpędzenia i uniesienia środka ciężkości ciała podczas chodu. Jest ona związana ze współdziałaniem sił mięśniowych i sił zewnętrznych podczas chodu (Chwała, 2013).

Podczas chodu, przemiany energii zachodzą w dwojaki sposób: jako transfer energii potencjalnej w kinetyczną (i odwrotnie) oraz jej przekazywania pomiędzy poruszającymi się segmentami. Najwyraźniej można to zaobserwować podczas ruchów tułowia (Levine i wsp. 2012). W fazie podwójnego podparcia środek ciężkości znajduje się najniżej i przemieszcza się do przodu z największą prędkością. Na początku fazy pojedynczego podporu następuje uniesienie tułowia dzięki kończynie podporowej. W tym momencie następuje zamiana części energii kinetycznej w potencjalną poprzez stopniowo zmniejszającą się prędkość. Zamiany takie mogą odbywać się w różnych płaszczyznach. Rotacje obręczy barkowej i miednicy, które podczas chodu fizjologicznego skierowane są w przeciwnych kierunkach, poprzez rozciąganie tkanek powodują gromadzenie się energii potencjalnej, która przekształcana jest w energię kinetyczną podczas zapoczątkowania rotacji tułowia i ponownie w potencjalną podczas zapoczątkowania rotacji tułowia w stronę przeciwną (Levine i wsp., 2012).

Jak podaje Chwała (Chwała, 2013) o efektywności chodu decyduje w znacznej mierze również poziom odzyskiwania energii podczas chodu, związany ze zjawiskiem wzajemnej wymiany jej rodzajów w poszczególnych jego fazach. Zamiany energii kinetycznej i potencjalnej w mechanizmie odwróconego wahadła opisanym przez Cavagna i wsp., (2002)

pozwalają na obniżenie energii pracy mięśni, a tym samym na oszczędzanie energii podczas chodu.

1.5. Cel badań

Zasadniczym celem przeprowadzonych badań było określenie wpływu ćwiczeń CFS (Core First Strategies) na zmiany kinematycznego i kinetycznego stereotypu chodu w obszarze parametrów czasowo-przestrzennych, zakresów zmian kątów intersegmentarnych, składowych siły reakcji podłoża, zakresów zmian składowych energii OSC, wartości całkowitej pracy zewnętrznej oraz wskaźnika odzyskiwania energii, w grupie kobiet chodzących bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie, na tle wyników grupy kontrolnej. Kolejnym celem było wskazanie różnic pomiędzy obiema stereotypami chodu w obu badanych grupach.

1.5.1. Pytania badawcze

Aby określić wpływ metody CFS na kinematykę i kinetykę chodu, kobiet chodzących w obuwiu na obcasie i bez obuwia oraz różnic w obrębie obu form lokomocji postawiono pytania badawcze.

1. Czy kinematyczne i kinetyczne stereotypy chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie o wysokości 8 cm różnią się między sobą w wynikach obu badań, w grupie eksperymentalnej i kontrolnej?
2. Czy trening CFS zastosowany w grupie eksperymentalnej wywołuje zmiany w badaniu kontrolnym, w zakresie kinematycznego i kinetycznego schematu chodu bez obuwia i w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm?
3. Czy trening CFS zastosowany w grupie eksperymentalnej wpłynął na zwiększenie różnic pomiędzy analogicznymi, zmiennymi kinematycznymi i kinetycznymi w obu analizowanych schematach chodu, w porównaniach grupy eksperymentalnej z kontrolną?

1.5.2. Hipotezy badawcze

Biorąc pod uwagę cel badań i odpowiedzi na postawione pytania badawcze, sformułowano trzy hipotezy.

1. Kinematyczne i kinetyczne stereotypy chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie o wysokości 8 cm różnią się między sobą w wynikach obu badań, w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.

2. Trening CFS zastosowany w grupie eksperymentalnej wywołuje zmiany w badaniu kontrolnym, w zakresie kinematycznego i kinetycznego schematu chodu bez obuwia i w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm.
3. Trening CFS zastosowany w grupie eksperymentalnej wpływa na zwiększenie różnic pomiędzy analogicznymi, zmiennymi kinematycznymi i kinetycznymi w obu analizowanych schematach chodu, w porównaniach grupy eksperymentalnej z kontrolną.

2. Materiał i metody badań

2.1. Materiał badawczy

W badaniu wzięło udział łącznie 67 kobiet w wieku między 18 a 40 lat (średnia wieku wynosiła 25,13), w tym 61 zostało przebadanych dwukrotnie a 6 z nich nie zgłosiło się na drugie badanie. Z grupy osób, które nie zgłosiły się na badanie kontrolne, 3 kobiety pomimo wcześniejszego potwierdzenia badania nie stawiały się na nie, nie odbierały telefonu i nie odpisywały na wiadomości, 1 osoba badana doznała urazu zerwania więzadła stawu kolanowego podczas zajęć sportowych, a kolejne 2 kobiety nie stawiały się z przyczyn związanych z nadejściem pandemii Covid – 19. Jedna osoba z grupy kontrolnej nie została w niej wzięta pod uwagę przy obliczeniach z powodu trudności podczas technicznego opracowywania badania na etapie przetwarzania oznaczonych markerów podczas cykli chodu. Finalnie do analizy zostały wzięte badania 60 osób: 30 kobiet z grupy eksperymentalnej oraz 30 kobiet z grupy kontrolnej.

Osoby badane, zostały podzielone losowo na grupę eksperymentalną i grupę kontrolną. Obie grupy zostały wyodrębnione po pierwszym etapie rejestracji chodu bez obuwia oraz w obuwiu z obcasem, oraz poinformowane o przynależności do grupy po wykonaniu pierwszego badania.

Kobiety badane, miały za zadanie kilkukrotne przejście po wyznaczonej ścieżce chodu z naturalną, niekontrolowaną prędkością najpierw bez obuwia, a następnie w obuwiu na obcasie o wysokości 8 cm. Długość ścieżki chodu wynosiła 20 metrów, a w jej połowie zamontowane zostały dwie platformy dynamometryczne badające siły reakcji podłoża. Przed rejestracją chodu, osoby badane miały czas na adaptację układu ruchu do chodzenia w obuwiu z obcasem poprzez trzykrotne pokonanie dystansu ścieżki chodu (ok. 60 metrów).

Osoby zakwalifikowane do grupy eksperymentalnej, przez miesiąc codziennie miały wykonywać zestaw ćwiczeń CFS, wg. ściśle określonego schematu opisanego w metodologii badań.

2.1.1. Kryteria kwalifikacji do badań

Do badań zakwalifikowane zostały kobiety w wieku 18 – 40 lat (średnia wieku 25,1), używające obuwiu z obcasem okazjonalnie. Jako kryterium brzegowe przyjęty został czas nieprzekraczający 5 godzin chodzenia w obuwiu z obcasem tygodniowo. W trakcie trwania eksperymentu osoby deklarowały, że nie zwiększą objętości czasowej chodzenia w obuwiu

z obcasem, ani nie będą zmieniać swojej codziennej aktywności ruchowej. Kwalifikacja do grupy badanych, odbyła się na podstawie ankiety weryfikującej doznane w przeszłości urazy, dolegliwości bólowe, potencjalnie występujące schorzenia neurologiczne lub ortopedyczne, które mogłyby mieć wpływ na schemat chodu, oraz badania ortopedycznego przeprowadzonego przez lekarza. Ankieta przedstawiona została w załączniku. Każda z osób badanych w ramach eksperymentu, używała dopasowanego do własnych potrzeb obuwia tego samego producenta, o wysokości obcasa równej 8 cm.

2.1.2. Kryteria wykluczenia

Do badań nie zostały zakwalifikowane kobiety deklarujące wiek poniżej 18 roku życia oraz badane powyżej 40 roku życia, kobiety, które używały obuwia na obcasie powyżej 5 godzin tygodniowo, osoby u których stwierdzone zostały choroby neurologiczne lub ortopedyczne, kontuzje narządu ruchu, dolegliwości bólowe kręgosłupa w stanie ostrym w dniu badania, które mogłyby istotnie wpłynąć na wzorzec chodu.

2.1.3. Czas i miejsce badań

Badania lokomocji przeprowadzone zostały w latach 2019 – 2021 w Pracowni Biokinetyki Katedry Antropomotoryki Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie, po uzyskaniu pozytywnej opinii Komisji Bioetycznej, działającej przy Regionalnej Izbie Lekarskiej w Krakowie (nr zgody: 240/KBL/OIL/2018 z dnia 11 grudnia 2018r).

2.2. Metody badań

Do badań wykorzystany został system Vicon 250, służący do rejestracji przestrzennej analizy ruchu, dzięki wykorzystaniu pięciu kamer pracujących na pograniczu podczerwieni i światłą widzialnego. System ten, został sprzężony z platformami dynamometrycznymi badającymi siły reakcji podłoża. Do zarejestrowania danych w systemie, konieczne było umiejscowienie na ciele biernych markerów dzięki którym istnieje możliwość odtworzenia modelu kośćca w przestrzeni z zachowanymi punktami kostnymi i osiami stawów. Każda z badanych kobiet była przygotowywana do badania w ten sam sposób. Po wyrażeniu pisemnej zgody na udział w badaniu, następowało wyznaczenie na skórze punktów anatomicznych, na których zostały umiejscowione markery. Do wizualizacji położenia poszczególnych punktów anatomicznych użytych zostało 36 markerów po 25 mm. średnicy.

Markery umieszczane były; obustronnie na czole i potylicy, wyrostku kruczym łopatki, w 1/3 dystalnej ramienia, wyrostku łokciowym kości łokciowej, pomiędzy kością łokciową i promieniową w 1/3 części dystalnej przedramienia, dwa markery zamocowane na końcach poprzeczki umieszczonej w osi zginania i prostowania stawu promieniowo – nadgarstkowego umieszczonej po jego stronie grzbietowej, oraz głowie III kości śródreza po stronie prawej i lewej, na wysokości C7, Th10, wcięcia szyjnego rękojeści mostka, wyrostka mieczykowatego mostka, kości krzyżowej (marker umiejscowiony na plastikowej podkładce z zamontowanym wysięgnikiem o długości 5 cm. w połowie odległości pomiędzy kolcami biodrowymi tylnymi górnymi) a także na kolcu biodrowym przednim górnym, szparze stawu kolanowego, kostce bocznej, tylnej części kości piętowej, w okolicy V kości śródstopia, paluchu po stronie prawej i lewej.

Do naklejania markerów stosowano taśmę dwustronną a do lepszej stabilizacji markera z wysięgnikiem umiejscowionego na kości krzyżowej, taśmy do kinesiotapingu. Dzięki umieszczeniu biernych markerów na wybranych punktach na ciele możliwe było odtworzenie w przestrzeni modelu kośćca, z zachowanymi punktami kostnymi i osiami stawów, oraz dokonanie pomiarów antropometrycznych. Po umieszczeniu markerów na wybranych punktach anatomicznych, zawsze następowało sprawdzenie poprawności ich umiejscowienia na ciele. Przed rozpoczęciem rejestracji chodu zarówno bez obuwia jak i w obuwiu na obcasie, osoby badane miały czas na adaptację do chodu po wyznaczonej ścieżce w nowych warunkach oraz w taki sposób aby podczas przejścia wyznaczonej do badania ścieżki trafić stopą na platformę dynamometryczną nie skracając, ani nie wydłużając swojego naturalnego kroku. Każda z osób badanych wybierała indywidualnie naturalną dla siebie prędkość chodu.

System Vicon 250 utworzy jest z 5 kamer z zespołem diod luminescencyjnych oraz stacją danych co pozwoliło na trójwymiarową rejestrację ruchu. Zarejestrowany, dwuwymiarowy obraz z jednej z kamer przesyłany był następnie do stacji danych, gdzie w połączeniu z obrazami z pozostałych kamer utworzony został przestrzenny obraz markerów. Stację danych stanowił wyspecjalizowany komputer, który gromadził i przetwarzał dane zarejestrowane przez kamery. Po zarejestrowaniu ruchu, poszczególnym markerom przyporządkowywane były odpowiednie nazwy w celu ich precyzyjnej identyfikacji.

Tabela 2.2.1 Zestaw i lokalizacja użytych w badaniach markerów

Symbol	Nazwa markera	Lokalizacja markera
RFHD	Prawy przód głowy	Okolice nadskroniowa
LFHD	Lewy przód głowy	Jak wyżej
RBHD	Prawy tył głowy	Tył głowy, płaszczyzna pozioma z RFHD
LBHD	Lewy tył głowy	Jak wyżej
CLAV	Wcięcie szyjne rękoności mostka	Jak w nazwie
TH10	Wyrostek kolczysty dziesiątego kręgu piersiowego	Jak w nazwie
STRN	Wyrostek mieczykowaty mostka	Jak w nazwie
RSHO	Prawy bark	Ponad ośią stawu barkowo-obończykowego po stronie prawej
RUPA	Prawe ramię	Boczna powierzchnia ramienia w ok. 1/3 dystalnej ramienia
RELB	Prawy łokieć	Nadkłykieć boczny kości ramiennej
RFRA	Prawe przedramię	Boczna powierzchnia przedramienia w ok. 1/3 dystalnej przedramienia.
RWRA	Staw promieniowo-nadgarstkowy po stronie kciuka	Poprzeczka umieszczona w osi zginania i prostowania prawego stawu promieniowo-nadgarstkowego. Na końcu poprzeczki przymocowanej symetrycznie na stronie grzbietowej nadgarstka w osi stawu promieniowo-nadgarstkowego.
RWRB	Staw promieniowo-nadgarstkowy po stronie palca małego	Jak wyżej
RFIN	Palec prawej ręki	Ponad ośią stawu śródrečno-paliczkowego III palca po stronie grzbietowej, po stronie prawej
LSHO	Lewy bark	Ponad ośią stawu barkowo-obończykowego po stronie lewej
LUPA	Lewe ramię	Boczna powierzchnia ramienia w ok. 1/3 dystalnej ramienia
LELB	Lewy łokieć	Nadkłykieć boczny kości ramiennej
LFRA	Lewe przedramię	Boczna powierzchnia przedramienia w ok. 1/3 dystalnej przedramienia
LWRA	Lewy staw promieniowo-nadgarstkowy po stronie kciuka	Poprzeczka umieszczona w osi zginania i prostowania lewego stawu promieniowo-nadgarstkowego. Na końcu poprzeczki przymocowanej symetrycznie na stronie grzbietowej nadgarstka w osi stawu promieniowo-nadgarstkowego.

cd. tab. 2.2.1

LWRB	Lewy staw promieniowo-nadgarstkowy po stronie palca małego	Jak wyżej
LFIN	Palec lewej ręki	Ponad osią stawu śródrečno- paliczkowego III palca po stronie grzbietowej, po stronie lewej
SACR	Kość krzyżowa	W połowie odległości między kolcami biodrowymi tylnymi górnymi, 5 cm. od powierzchni ciała (marker na wysięgniku)
RASI	Kolec biodrowy przedni górny prawy	Środek kolca biodrowego przedniego górnego po stronie prawej
RKNE	Prawe kolano	W osi stawu kolanowego po str. prawej
RANK	Prawa kostka boczna	Szczyt kostki bocznej
RHEE	Prawa pięta	Guz piętowy, na tej samej wysokości od podłoża co RTOE
RTOE	Prawe przodostopie	Nad głową II kości śródstopia po str. prawej
RMT5	V kość śródstopia po str. prawej	Nad głową V kości śródstopia
LASI	Kolec biodrowy przedni górny lewy	Środek kolca biodrowego przedniego górnego po stronie lewej
LKNE	Lewe kolano	W osi stawu kolanowego po str. lewej
LANK	Lewa kostka boczna	Szczyt kostki bocznej
LHEE	Lewa pięta	Guz piętowy, na tej samej wysokości od podłoża co LTOE
LTOE	Lewe przodostopie	Nad głową II kości śródstopia po str. lewej
LMT5	V kość śródstopia po str. lewej	Nad głową V kości śródstopia

Uzyskane informacje przedstawiane są w postaci prezentacji, do której wykorzystany był program „Polygon”. Stworzył on raport multimedialny zawierający:

- obraz graficzny w postaci wykresów: w płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej, zmian prędkości kątowej i przyspieszenia kątowego w poszczególnych stawach,
- dane opisowe, które określają zmiany wartości czasowo-przestrzennych: prędkości, częstotliwości i długości kroków, czasu trwania poszczególnych faz chodu, wartości kątowych w stawach odpowiadających wybranym momentom czasowym,

- animację szkieletu w statyce oraz poruszającego się w przestrzeni trójwymiarowej.

Do badania użyte zostały dwie platformy dynamograficzne AMTI Gen 5 version 1.2, o wymiarach 40x60 cm. dzięki, którym został dokonany pomiar sił reakcji podłoża podczas badań chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie. Każda z płyt wmontowana została w ścieżkę chodu. Platforma zawiera sześciokanałowy kondycjoner sygnału, wzmacniacz oraz wieloskładnikowe przetworniki siły i momentu obrotowego. Kondycjoner sygnału jest integralną częścią systemu służącego do pomiaru zmiennego w czasie obciążenia mechanicznego przykładanego do płytki siłowej lub przetwornika AMT. Przyłożenie obciążenia (poprzez przejście przez platformę) rozkłada się na sześć składowych, trzy ortogonalne momenty i momenty obrotowe. Gen 5 to sześciokanałowe urządzenie do kondycjonowania sygnału, w którym każdy kanał odpowiada jednemu z tych sześciu komponentów.

Dla każdego kanału Gen 5 dostarcza napięcie wzbudzenia do zestawu mostków tensometrycznych osadzonych w platformie siłowej. Dane wyjściowe są wzmacniane oraz filtrowane. Uzyskane dane cyfrowe są wykorzystywane do tworzenia danych cyfrowych i analogowych. Z sześciu cyfrowych kanałów danych, trzy służą do uzyskiwania wartości przyłożonej siły (F_x , F_y , F_z) a trzy do momentów (M_x , M_y , M_z) w statyce i dynamice.

Platforma AMTI Gen 5, posiada również sześć kanałów analogowych, z których każdy ma własny, niezależny 16-bitowy przetwornik cyfrowo – analogowy. Częstotliwość próbkowania wynosi min; 10 Hz/kanał , max; 2000 Hz/kanał.

2.3. Etapy opracowania badań

Pierwszą, niezbędną do opracowania wyników badań czynnością było opracowanie źródłowych danych pomiarowych uzyskanych za pomocą systemu Vicon. Na ich podstawie został określony uśredniony indywidualny schemat chodu z naturalną prędkością bez obuwia i w obuwiu z obcasem. Obliczone zostały pionowe oraz boczne zmiany położenia środka ciężkości. Uzyskane wyniki umożliwiły porównanie oscylacji środka ciężkości u osób chodzących bez obuwia i w obuwiu na obcasie oraz określenie, czy zastosowany schemat ćwiczeń CFS wpłynął na zmiany oscylacji środka ciężkości a tym samym na indywidualny schemat chodu. Dane mierzalne zostały standaryzowane według kryteriów wzrostu, długości kończyn dolnych oraz długości kroku. Na podstawie uzyskanych danych obliczono również energię potencjalną, kinetyczną oraz będąca ich sumą energię całkowitą odpowiadającą całkowitej pracy zewnętrznej. Ich standaryzacja odbyła się względem kilograma masy ciała

oraz metra przebytego dystansu. Dzięki powyższym danym, możliwe było obliczenie wskaźnika odzyskiwania energii, w celu oceny efektywności przemian energii pomiędzy energią kinetyczną a potencjalną z zastosowaniem wzoru:

$$\text{Recovery} = \frac{(\Delta PE + \Delta KE) - \Delta(PE + KE)}{(\Delta PE + \Delta KE)}$$

gdzie ΔKE to maksymalna zmiana energii kinetycznej, ΔPE to maksymalna zmiana energii potencjalnej, a $\Delta(PE + KE)$ jest maksymalną zmianą sumy dwóch energii (Anwar i wsp., 2023)

Dzięki danym zbieranym za pomocą systemu Vicon, możliwe było również określenie wartości kątowych w poszczególnych stawach kończyn górnych, dolnych, tułowia oraz szyi podczas chodu bez obuwia i w obuwiu z obcasem. System ten, umożliwił również uzyskanie wyników dla parametrów czasowo – przestrzennych chodu. Dzięki wbudowanej w ścieżce chodu platformie dynamometrycznej, możliwe było również zebranie danych dla sił reakcji podłoża.

Po zakończeniu pomiarów wyniki były opracowywane i przetwarzane w systemie „Polygon”, skąd zostały zaimportowane a następnie, jako wartości liczbowe wprowadzone były do arkusza kalkulacyjnego Excel, gdzie nastąpiła ich selekcja. Następnie zostały wybrane zmienne do dalszej analizy oraz nastąpiło opracowanie statystyczne uzyskanych danych. Wybrane wartości zmiennych zaimportowano do programu Statistica v.12.

Przeprowadzona została analiza podstawowych miar statystycznych: średniej, odchylenia standardowego, współczynnika zmienności, maximum i minimum (w przypadku normalnego rozkładu zmiennej losowej) lub mediany i odchylenia ćwiartkowego przypadku braku normalności rozkładu zmiennych.

Dla wszystkich zmiennych posiadających rozkład normalny przeprowadzono testowanie równości wariancji w grupach za pomocą testu Levene’a.

Dla porównań międzygrupowych, pośród zmiennych, które nosiły cechy rozkładu normalnego zastosowano jednoczynnikową analizę wariancji Anova, natomiast pośród zmiennych z brakiem normalności rozkładu zastosowano test Kruskala - Wallisa.

Dla porównań wewnątrzgrupowych, pośród zmiennych z rozkładem normalnym, zastosowano t-test dla prób zależnych, natomiast pośród zmiennych z brakiem rozkładu normalnego wyników, zastosowano test kolejności par Wilcoxon.

Badania przeprowadzone były dwukrotnie: przed rozpoczęciem ćwiczeń oraz po miesiącu ich systematycznego wykonywania dla osób z grupy eksperymentalnej, oraz dla grupy kontrolnej w takim samym odstępie czasu. Osoby z grupy eksperymentalnej codziennie przez miesiąc miały wykonywać ćwiczenia CFS według ściśle określonego planu, a pomocą do ich

precyzyjnego wykonywania był nagrany specjalnie dla potrzeb badania film instruktażowy. Podczas badania kontrolnego w obu grupach, badania antropometryczne uwzględniały tylko pomiar masy ciała. Pozostałe pomiary rejestracji danych, odbyły się według analogicznego schematu jak podczas badania pierwszego bez obuwia i w obuwiu z obcasem zarówno w statyce, jak i w dynamice. Po badaniu kontrolnym, każda z osób badanych wypełniała ankietę końcową (ankietę przedstawiono w załączniku nr 1).

Każde pierwszorazowe badanie składało się z następujących etapów; badania statycznego boso, badania chodu z naturalną prędkością na wyznaczonej ścieżce z wmontowanymi platformami dynamometrycznymi boso, badania statycznego w obuwiu na obcasie, badania chodu z naturalną prędkością na wyznaczonej ścieżce w obuwiu na obcasie oraz zebraniu pomiarów antropometrycznych takich jak masa ciała, wysokość ciała, długość bezwzględna kończyn dolnych oraz szerokość stawów kończyn górnych i kończyn dolnych.

Badanie statyczne miało na celu precyzyjne określenie odległości między markerami, usytuowanymi na poszczególnych segmentach ciała. Było to niezbędne do wykonania kalibracji, dzięki której możliwe jest rozpoznanie położenia markerów podczas chodu. Rejestracja ruchu polegała na zarejestrowaniu z częstotliwością 120 Hz kilkunastu przejść z naturalną prędkością zarówno boso jak i w obuwiu na obcasie. Każda z badanych kobiet dobierała prędkość indywidualnie, według schematu używanego na co dzień. Podczas każdego przejścia rejestrowano kilka cykli chodu. Do analizy wyników każdej z osób badanych, wybrano trzy przejścia, w których opracowano minimum 2 a najczęściej 3 pełne cykle chodu. Na podstawie tych danych opracowany został uśredniony indywidualny schemat kinematyczny i kinetyczny chodu bez obuwia i w obuwiu z obcasem dla grupy eksperymentalnej i kontrolnej.

3. Wyniki

3.1 Wyniki parametrów czasowo - przestrzennych zarejestrowanych podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

Parametry czasowo-przestrzenne zostały uzyskane podczas chodu z naturalną prędkością, bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie w grupie eksperymentalnej i kontrolnej, podczas dwóch badań wykonanych w odstępie miesiąca.

Tabela 3.1.1 i Tabela 3.1.2 przedstawiają wyniki testowania normalności rozkładu dla parametrów czasowo – przestrzennych, przeprowadzonego za pomocą testu Shapiro–Wilka we wszystkich badanych grupach osób.

Tabela 3.1.1 Wyniki testowania normalności rozkładu testem Shapiro-Wilka parametrów czasowo – przestrzennych, podczas chodu bez obuwia (BO,) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

Zmienna	I badanie		II badanie	
	W	P	W	P
EBO_V	0,9826	0,8906	0,9674	0,4699
EBO_StrT	0,9546	0,2239	0,9690	0,5126
EBO_StrL	0,9743	0,6618	0,9359	0,0707
EBO_FC	0,9858	0,9503	0,9430	0,1097
EBO_DSUP	0,9776	0,7584	0,9501	0,1702
EBO_SSUP	0,9696	0,5272	0,9574	0,2657
EBO_CAD	0,9493	0,1623	0,9605	0,3194
KBO_V	0,9772	0,7470	0,9774	0,7539
KBO_StrT	0,9574	0,2647	0,9704	0,5506
KBO_StrL	0,9672	0,4664	0,9837	0,9135
KBO_FC	0,9818	0,8715	0,9765	0,7256
KBO_DSUP	0,9655	0,4246	0,9805	0,8391
KBO_SSUP	0,9603	0,3144	0,9811	0,8531
KBO_CAD	0,9726	0,6134	0,9791	0,8001

V – prędkość chodu, **StrT** – czas cyklu chodu, **StrL** – długość cyklu chodu, **FC** – względny czas kontaktu stopy z podłożem w cyklu chodu, **DSUP** – względny czas podwójnego kontaktu stóp z podłożem w cyklu chodu, **SSUP** – względny czas pojedynczego kontaktu stóp z podłożem w cyklu chodu, **CAD** – częstotliwość kroków

Analiza normalności rozkładu indywidualnych wyników parametrów czasowo-przestrzennych wykazała, że wszystkie analizowane parametry charakteryzowały się normalnym rozkładem wyników indywidualnych w badanych grupach.

W kolejnym etapie analizy, dla wszystkich parametrów charakteryzujących się rozkładem normalnym przeprowadzono testowanie równości wariancji w grupach za pomocą

testu Levene'a. Dla wszystkich zmiennych odnotowano brak podstaw do odrzucenia hipotezy o równości wariancji.

Tabela 3.1.2 Wyniki testowania normalności rozkładu testem Shapiro-Wilka parametrów czasowo – przestrzennych, podczas chodu w obuwiu na obcasie (SZ), w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

Zmienna/Grupa	I badanie		II badanie	
	W	p	W	p
ESZ_V	0,9412	0,0978	0,9838	0,9154
ESZ_StrT	0,9614	0,3360	0,9681	0,4879
ESZ_StrL	0,9440	0,1169	0,9702	0,5437
ESZ_FC	0,9665	0,4487	0,9690	0,5130
ESZ_DSUP	0,9598	0,3070	0,9774	0,7517
ESZ_SSUP	0,9601	0,3109	0,9687	0,5041
ESZO_CAD	0,9513	0,1833	0,9537	0,2119
KSZ_V	0,9623	0,3532	0,9869	0,9647
KSZ_StrT	0,9760	0,7121	0,9737	0,6436
KSZ_StrL	0,9707	0,5577	0,9835	0,9087
KSZ_FC	0,9726	0,6112	0,9600	0,3102
KSZ_DSUP	0,9773	0,7510	0,9655	0,4241
KSZ_SSUP	0,9558	0,2408	0,9767	0,7326
KSZ_CAD	0,9817	0,8683	0,9609	0,3267

W tabelach od Tabela 3.1.3. do 3.1.6 przedstawiono podstawowe miary statystyczne parametrów czasowo – przestrzennych, uzyskane w poszczególnych grupach osób, biorących udział w eksperymencie.

Tabela 3.1.3. Statystyka opisowa parametrów czasowo - przestrzennych, uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej(E), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V [%]
EBO_1	V [m/s]	1,30	0,15	1,3	0,11	1,0	1,6	12
EBO_1	StrT [s]	1,04	0,07	1,0	0,06	0,9	1,2	6
EBO_1	StrL [m]	1,35	0,09	1,3	0,06	1,1	1,5	7
EBO_1	FC [%]	60,2	1,3	60,2	0,9	57,8	62,9	2
EBO_1	DSUP [%]	20,4	2,6	19,9	1,6	15,8	26,1	13
EBO_1	SSUP [%]	39,9	1,2	40,0	0,7	37,2	42,1	3
EBO_1	CAD [Hz]	1,93	0,12	1,9	0,11	1,7	2,1	6
EBO_2	V [m/s]	1,38	0,13	1,4	0,10	1,2	1,6	9
EBO_2	StrT [s]	1,01	0,06	1,0	0,04	0,9	1,1	6
EBO_2	StrL [m]	1,39	0,07	1,4	0,06	1,2	1,5	5

Tabela 3.1.3. cd.

EBO_2	FC [%]	59,8	1,2	59,5	0,9	57,9	62,2	2
EBO_2	DSUP [%]	19,5	2,5	18,9	2,0	15,7	24,6	13
EBO_2	SSUP [%]	40,3	1,3	40,6	0,9	37,1	42,3	3
EBO_2	CAD [Hz]	1,98	0,10	2,0	0,07	1,8	2,2	5

Tabela 3.1.4. Statystyka opisowa parametrów czasowo - przestrzennych, uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej (K), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V [%]
KBO_1	V [m/s]	1,29	0,13	1,3	0,10	1,0	1,5	10
KBO_1	StrT [s]	1,04	0,08	1,1	0,05	0,9	1,2	8
KBO_1	StrL [m]	1,35	0,08	1,4	0,07	1,2	1,5	6
KBO_1	FC [%]	60,4	1,4	60,6	0,9	57,3	63,1	2
KBO_1	DSUP [%]	20,6	3,0	21,4	2,1	14,7	25,7	15
KBO_1	SSUP [%]	39,6	1,5	39,2	1,1	37,4	42,7	4
KBO_1	CAD [Hz]	1,92	0,14	1,9	0,10	1,6	2,2	8
KBO_2	V [m/s]	1,34	0,11	1,3	0,08	1,1	1,6	8
KBO_2	StrT [s]	1,02	0,05	1,0	0,03	0,9	1,1	5
KBO_2	StrL [m]	1,37	0,09	1,4	0,06	1,2	1,6	7
KBO_2	FC [%]	59,9	1,4	60,1	1,0	57,4	62,8	2
KBO_2	DSUP [%]	19,7	2,8	20,1	2,1	14,4	25,4	14
KBO_2	SSUP [%]	40,2	1,4	40,1	1,1	37,4	43,0	4
KBO_2	CAD [Hz]	1,97	0,10	2,0	0,07	1,7	2,2	5

Tabela 3.1.5. Statystyka opisowa parametrów czasowo - przestrzennych, uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej (E), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V [%]
ESZ_1	V [m/s]	1,26	0,14	1,3	0,12	1,1	1,5	11
ESZ_1	StrT [s]	1,07	0,07	1,1	0,04	0,9	1,2	6
ESZ_1	StrL [m]	1,34	0,09	1,3	0,08	1,2	1,5	7
ESZ_1	FC [%]	60,2	1,5	60,1	1,4	57,7	63,0	2
ESZ_1	DSUP [%]	20,4	2,9	20,2	2,8	15,5	25,9	14
ESZ_1	SSUP [%]	39,8	1,4	39,8	1,2	36,9	42,1	4
ESZ_1	CAD [Hz]	1,87	0,11	1,9	0,07	1,7	2,1	6
ESZ_2	V [m/s]	1,33	0,11	1,3	0,08	1,1	1,6	8
ESZ_2	StrT [s]	1,04	0,05	1,0	0,04	0,9	1,1	5
ESZ_2	StrL [m]	1,37	0,07	1,4	0,04	1,2	1,5	5
ESZ_2	FC [%]	59,7	1,1	59,6	0,6	57,6	61,7	2
ESZ_2	DSUP [%]	19,5	2,5	19,1	1,9	14,0	24,2	13
ESZ_2	SSUP [%]	40,3	1,2	40,5	0,8	37,8	42,7	3
ESZ_2	CAD [Hz]	1,93	0,10	1,9	0,07	1,8	2,2	5

Tabela 3.1.6. Statystyka opisowa parametrów czasowo - przestrzennych, uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej(K), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V [%]
KSZ_1	V [m/s]	1,27	0,13	1,3	0,09	1,1	1,6	10
KSZ_1	StrT [s]	1,05	0,06	1,1	0,04	0,9	1,2	6
KSZ_1	StrL [m]	1,35	0,09	1,3	0,06	1,1	1,6	7
KSZ_1	FC [%]	60,5	1,1	60,6	0,7	58,7	62,5	2
KSZ_1	DSUP [%]	20,9	2,2	21,0	1,6	16,7	25,0	11
KSZ_1	SSUP [%]	39,5	1,2	39,7	0,9	37,6	42,0	3
KSZ_1	CAD [Hz]	1,92	0,11	1,9	0,08	1,7	2,1	6
KSZ_2	V [m/s]	1,28	0,09	1,3	0,07	1,1	1,5	7
KSZ_2	StrT [s]	1,05	0,05	1,1	0,03	0,9	1,1	5
KSZ_2	StrL [m]	1,36	0,09	1,4	0,06	1,2	1,5	6
KSZ_2	FC [%]	60,3	1,0	60,5	0,7	58,3	62,4	2
KSZ_2	DSUP [%]	20,6	1,7	20,8	1,0	16,9	23,5	8
KSZ_2	SSUP [%]	39,7	0,9	39,7	0,5	37,8	41,5	2
KSZ_2	CAD [Hz]	1,91	0,09	1,9	0,06	1,7	2,1	5

W tabeli 3.1.7. przedstawiono wyniki analizy testowania istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami analizowanych parametrów czasowo – przestrzennych za pomocą analizy wariancji Anova (F) i testu post-hoc Tukeya, w porównaniach międzygrupowych, uzyskane w obu badaniach, podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Przeprowadzona analiza wariancji wykazała brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami parametrów czasowo – przestrzennych, w porównaniach międzygrupowych w pierwszym badaniu, a względne wartości odnotowanych różnic zawierały się w granicach ok 1-3%.

Analiza wariancji i testowanie post-hoc przeprowadzone w obrębie parametrów czasowo – przestrzenne zarejestrowanych podczas drugiego badania, wykazało występowanie istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupą eksperymentalną badaną podczas chodu bez obuwia (EBO) i grupą kontrolną badaną podczas chodu w obuwiu na obcasie (KSZ).

Biorąc pod uwagę średnie wartości prędkości chodu (V), można stwierdzić, że istotnie statystycznie wyższe rezultaty odnotowano w grupie eksperymentalnej badanej bez obuwia (EBO), w stosunku do osób z grupy kontrolnej poruszających się w obuwiu na obcasie (KSZ) ($p < 0,005$). Średnie wartości prędkości chodu w grupie eksperymentalnej były wyższe w tym przypadku o ok. 7%.

Znamienne różnice dla czasu cyklu (StrT) wystąpiły również między tymi samymi grupami ($p < 0,05$), gdzie statystycznie istotnie wyższą wartość odnotowano w grupie kontrolnej, a poziom różnic względnych wynosił ok. 4%.

Tabela 3.1.7. Wyniki analizy wariancji Anova (F) parametrów czasowo - przestrzennych; podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ), w pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

I						
Zmienna / grupa	EBO vs. KBO	EBO vs. ESZ	EBO vs. KSZ	KBO vs. ESZ	KBO vs. KSZ	ESZ vs. KSZ
V [m/s]	0,6987 ^A					
StrT [s]	0,3632 ^A					
StrL [m]	0,9606 ^A					
FC [%]	0,7170 ^A					
DSUP [%]	0,8637 ^A					
SSUP [%]	0,6652 ^A					
CAD [Hz]	0,1824 ^A					
II						
V [m/s]	0,3653 ^A	0,2361 ^A	0,0032^A ***	0,9936 ^A	0,2282 ^A	0,3551 ^A
StrT [s]	0,7474 ^A	0,1380 ^A	0,0204^A *	0,6498 ^A	0,2184 ^A	0,8672 ^A
StrL [m]	0,5090 ^A					
FC [%]	0,1743 ^A					
DSUP [%]	0,2219 ^A					
SSUP [%]	0,2008 ^A					
CAD [Hz]	0,9068 ^A	0,2386 ^A	0,0425^A *	0,6188 ^A	0,1953 ^A	0,8626 ^A

* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,05$),

** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,01$),

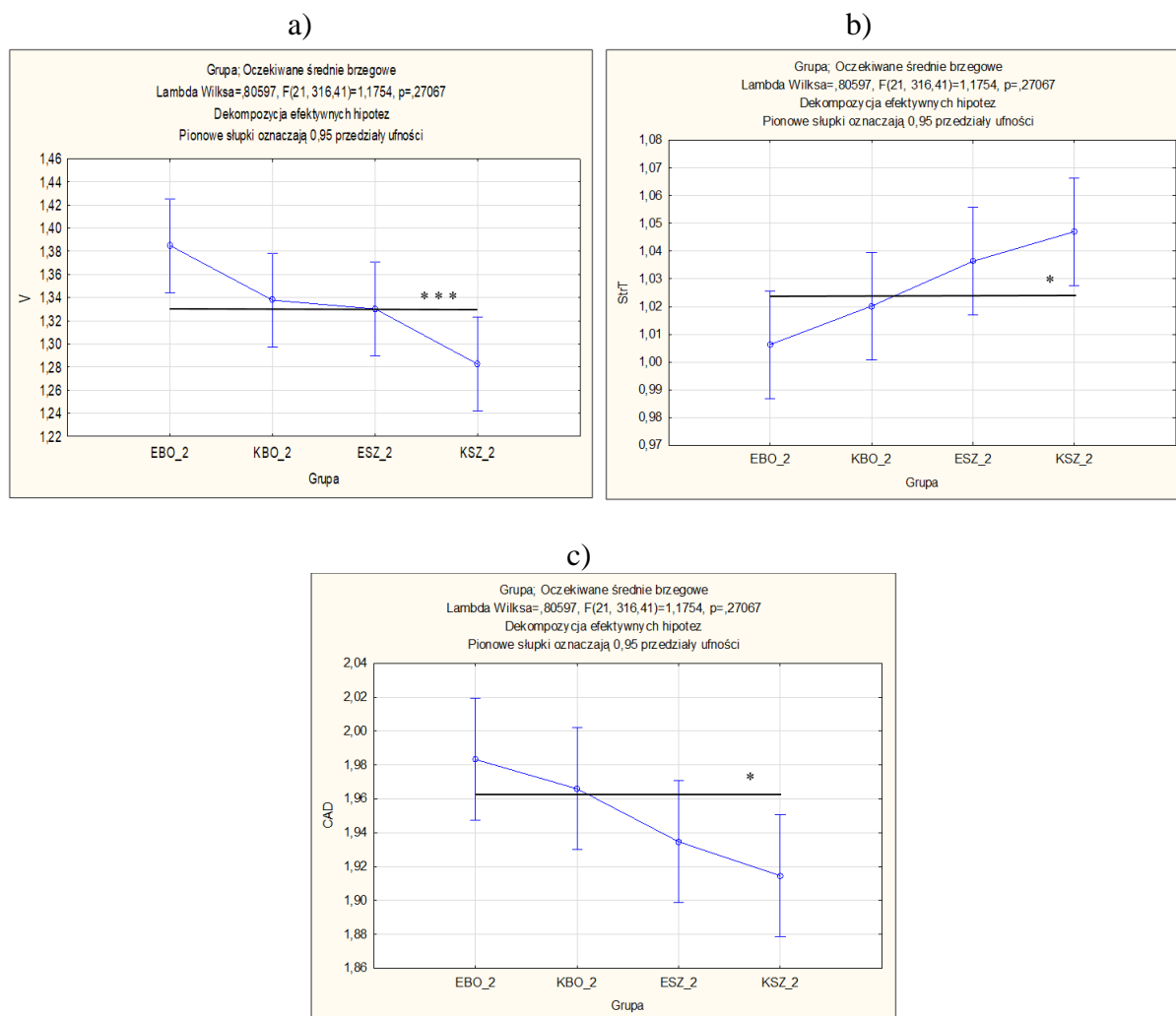
*** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,005$)

**** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,001$)

A - ocena istotności różnic przeprowadzona testem Anova (F) oraz post-hoc Tukeya

Analizując częstotliwość kroków (CAD), należy stwierdzić, że istotnie statycznie wyższe rezultaty ($p < 0,05$) odnotowano w grupie eksperymentalnej badanej bez obuwia (EBO), w porównaniu z grupą kontrolną testowaną w obuwiu na obcasie (KSZ). Różnice pomiędzy średnimi lokowały się na poziomie ok. 3%.

Ryciny 3.1.1. a – c, prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic parametrów czasowo – przestrzennych chodu, w których wystąpiły istotne statystycznie różnice pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bez obuwia i kontrolną przemieszczającą się w obuwiu na obcasie.



Ryc. 3.1.1 Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic w teście Anova (F) dla parametrów czasowo – przestrzennych, podczas chodu bez obuwia, (BO) w grupie eksperymentalnej (E) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie kontrolnej(K)

W Tabeli 3.1.8. zamieszczono wyniki analizy statystycznej istotności różnic parametrów czasowo – przestrzennych, wykonanych za pomocą testu t-Studenta dla grup zależnych, w porównaniach wewnątrzgrupowych, pomiędzy pierwszym i drugim badaniem, podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Uzyskane rezultaty dokonanych porównań wskazują na znaczną liczbę par, w których wystąpiły znamienne różnice pomiędzy średnimi wartościami w pierwszym i drugim badaniu ($p < 0,05$).

Biorąc pod uwagę poszczególne zmienne w grupach eksperymentalnej i kontrolnej pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, obserwujemy zmiany istotne statystycznie w obu grupach badanych bez obuwia oraz w grupie eksperymentalnej badanej podczas chodu w obuwiu z obcasem. W grupie kontrolnej badanej podczas chodu w obuwiu z obcasem nie

zarejestrowano żadnej istotnej statystycznie różnicy pomiędzy parami zmiennych, a różnice względne były niewielkie i zawierały się w granicach między 1 a 2 %.

Tabela 3.1.8. Wyniki testowania istotności różnic testem *t*-Studenta, pomiędzy analogicznymi zmiennymi parametrów czasowo – przestrzennych w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu bez obuwia, (BO) i w obuwiu z obcasem (SZ)

Zmienna/Grupa	EBO1 vs. EBO2	KBO1 vs. KBO2	ESZ1 vs. ESZ2	KSZ1 vs. KSZ2
V [m/s]	p=0,001 ***	p=0,0184 *	p=0,0056 **	p=0,5554
StrT [s]	p=0,0005 ****	p=0,0158 *	p=0,0016 ***	p=0,9360
StrL [m]	p=0,0102 *	p=0,1537	p=0,0247 *	p=0,3281
FC [%]	p=0,0378*	p=0,0122 *	p=0,0251 *	p=0,2073
DSUP [%]	p=0,0303 *	p=0,0311 *	p=0,0439 *	p=0,3491
SSUP [%]	p=0,0967	p=0,0087 **	p=0,0176 *	p=0,4120
CAD [Hz]	p=0,0035 ***	p=0,0208 *	p=0,0015 ***	p=0,9318

Analizując statystyczną istotność różnic w porównaniach grupy eksperymentalnej badanej podczas chodu bez obuwia pomiędzy pierwszym i drugim badaniem, obserwujemy występowanie znamienych różnic w wartościach: prędkości (V), czasu cyklu chodu (StrT), długości cyklu chodu (Str L), względnego czasu kontaktu pięty z podłożem (FC), względnego czasu podwójnego kontaktu (DSUP) oraz częstotliwości kroków (CAD). Biorąc pod uwagę wartość prędkości (V) można stwierdzić, że istotnie statycznie wyższe rezultaty ($p < 0,005$) odnotowano w drugim badaniu, a różnice względne pomiędzy średnimi wartościami wynosiły ok. 7%. Znamienne wyższe wartości ($p < 0,001$) względnego czasu cyklu chodu, odnotowano w pierwszym badaniu, a poziom różnic względnych wynosił ok 3%. Długość cyklu chodu zwiększyła się w drugim badaniu w sposób istotny statystycznie na poziomie $p < 0,05$, o ok. 3%. Analizując analogiczne różnice względnego czasu podwójnego kontaktu stóp z podłożem DSUP, obserwujemy istotnie dłuższy czas zarejestrowany podczas pierwszego badania ($p < 0,05$), a poziom różnic względnych wyniósł ok. 4%. W porównaniach wewnątrzgrupowych częstotliwości kroków można stwierdzić, że parametr ten zwiększył się istotnie statystycznie ($p < 0,005$) podczas drugiego badania, a różnice względne lokowały się na poziomie ok. 3%. Porównując wartości średnie ostatniej z analizowanych zmiennych – względnego czasu pojedynczego kontaktu, należy stwierdzić, że nie odnotowano w tym przypadku znamienych różnic na poziomie $p < 0,05$.

Analizując różnice zarejestrowane w grupie kontrolnej podczas chodu bez obuwia między pierwszym i drugim badaniem, obserwujemy różnice istotne statystycznie w wartościach: prędkości (V), względnego czasu cyklu chodu (StrT), względnego czasu kontaktu stóp

z podłożem (FC), względnego czasu podwójnego kontaktu (DSUP), względnego czasu pojedynczego kontaktu (SSUP) oraz częstotliwości kroków (CAD).

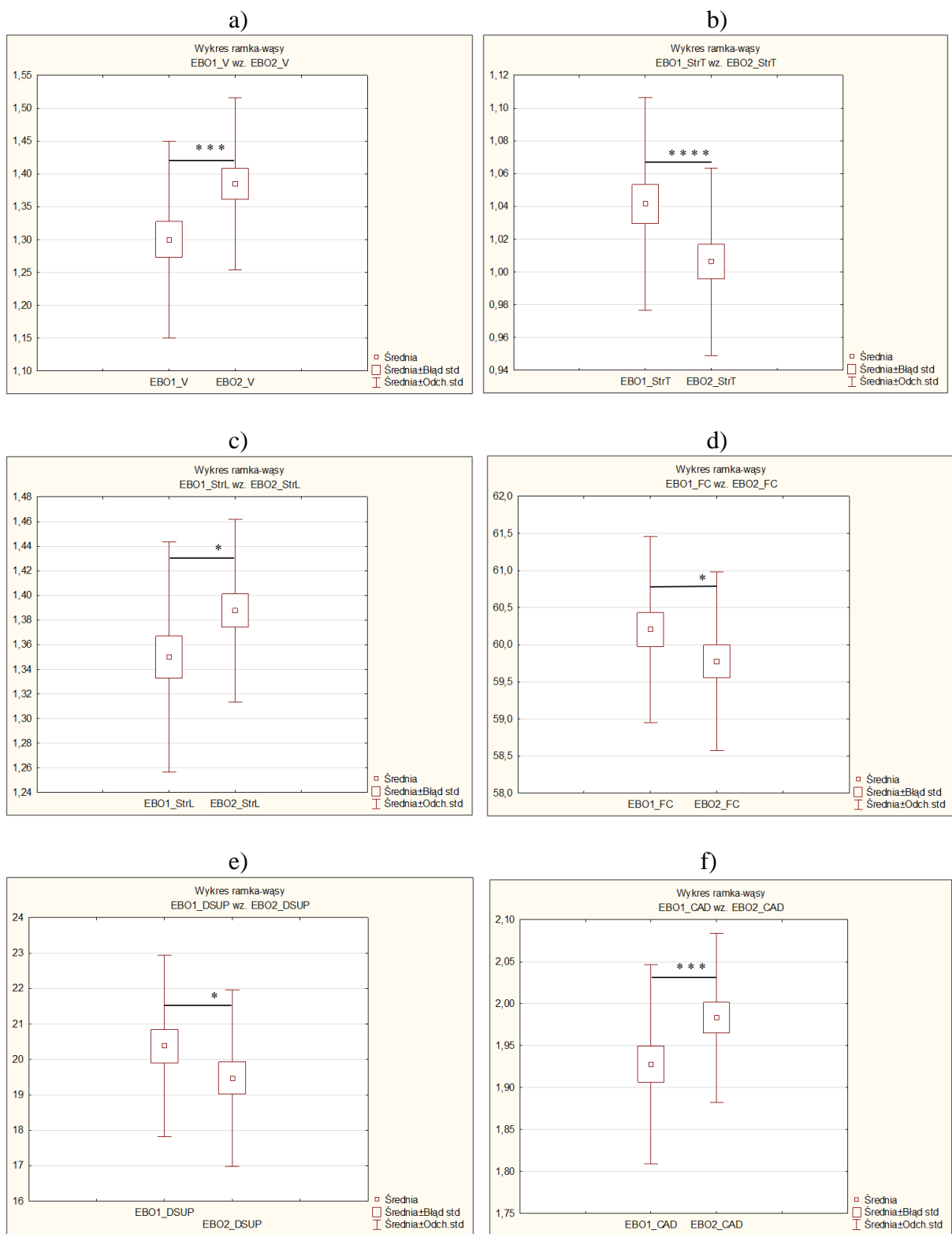
Istotnie wyższe średnie wartości ($p < 0,05$) prędkości odnotowano w drugim badaniu, a różnice lokowały się na poziomie ok. 4%. Dłuższy o ok. 2% względny czasu cyklu chodu zarejestrowano w pierwszym badaniu ($p < 0,05$). Porównując względny czas kontaktu stóp z podłożem, obserwujemy istotnie wyższą wartość ($p < 0,05$), podczas pierwszego badania ok. 1%.

Podobnie porównując względny czas podwójnego kontaktu, obserwujemy istotnie wyższą wartość zarejestrowaną w pierwszym badaniu ($p < 0,05$), a różnice procentowe sięgały poziomu ok. 5%. Znamienne dłuższy względny czas pojedynczego kontaktu ($p < 0,01$) odnotowano w drugim badaniu, a różnice względne wynosiły ok. 2%. Dla kolejnej zmiennej (częstotliwość kroków) w tych porównaniach, odnotowano istotnie większą średnią wartość ($p < 0,05$) podczas drugiego badania. Średnia wartość była wyższa w drugim badaniu o ok. 2%. Długość cyklu chodu w grupie kontrolnej nie zmieniła się w sposób istotny pomiędzy pierwszym a drugim badaniem.

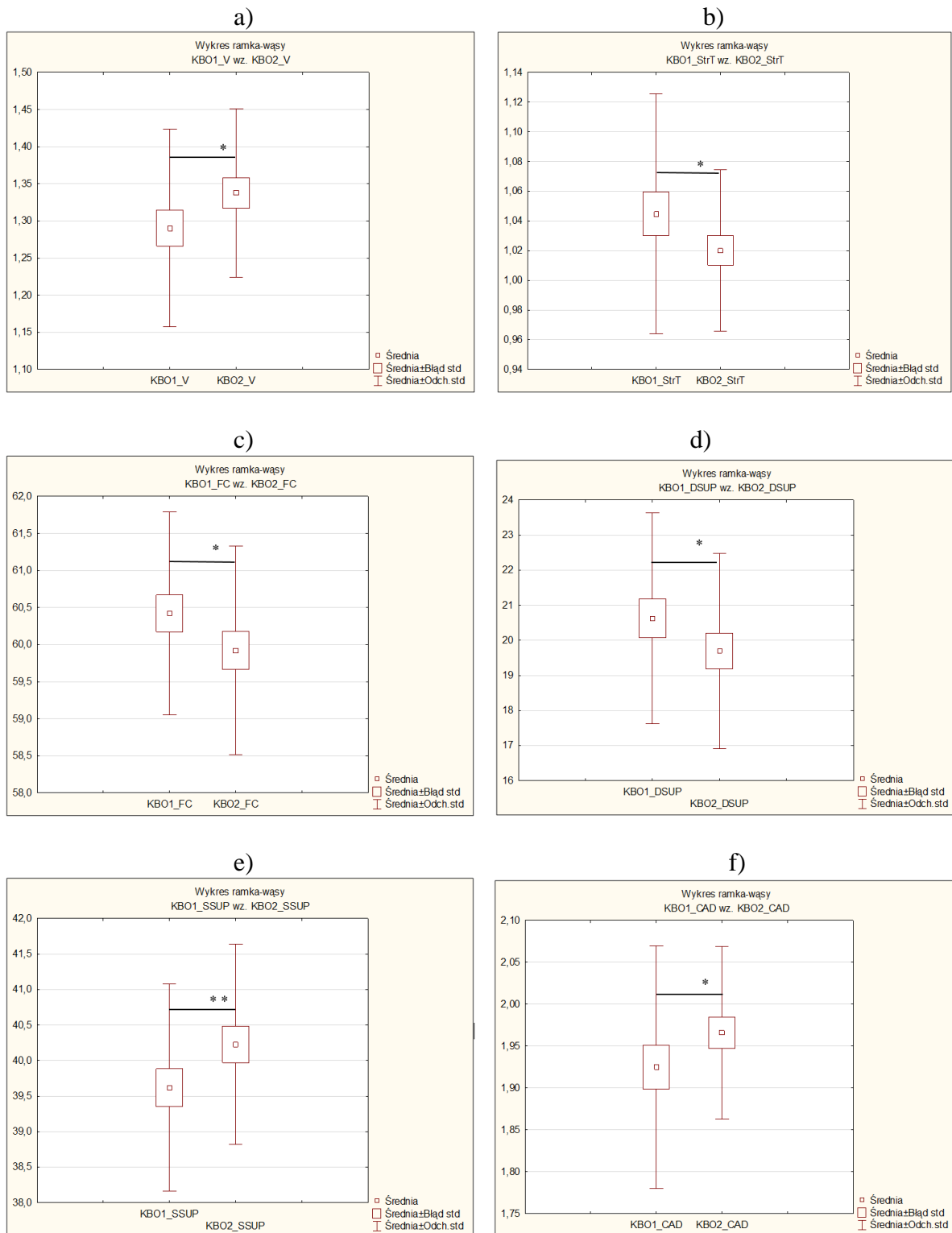
Analizując statystycznie istotne zmiany średnich wartości parametrów czasowo-przestrzennych, pomiędzy pierwszym i drugim badaniem w grupie eksperymentalnej podczas chodu w obuwiu z obcasem, należy stwierdzić, że wystąpiły one we wszystkich dokonanych porównaniach.

Badani chodzili w obuwiu z obcasem znamienne szybciej ($p < 0,01$) ok. 5% w badaniu kontrolnym. Czas cyklu chodu był istotnie statystycznie dłuższy ($p < 0,005$) w badaniu pierwszym, a poziom różnic względnych wynosił ok 3%. Średnia wartość długości cyklu chodu zwiększyła się w drugim badaniu w sposób istotny ($p < 0,05$) o ok., 2%. Wartość względnego czasu kontaktu stóp z podłożem wykazała istotnie wyższe rezultaty ($p < 0,05$) podczas pierwszego badania. Analizując czas podwójnego kontaktu z podłożem, obserwujemy jego znamienne większą średnią wartość ($p < 0,05$) o ok. 5% podczas pierwszego badania. Porównania względnego czasu pojedynczego kontaktu z podłożem, wskazują na wyższą wartość zarejestrowaną podczas drugiego badania ($p < 0,05$). Z kolei częstotliwość kroków zwiększyła się istotnie ($p < 0,005$) ok. 4%. podczas drugiego badania.

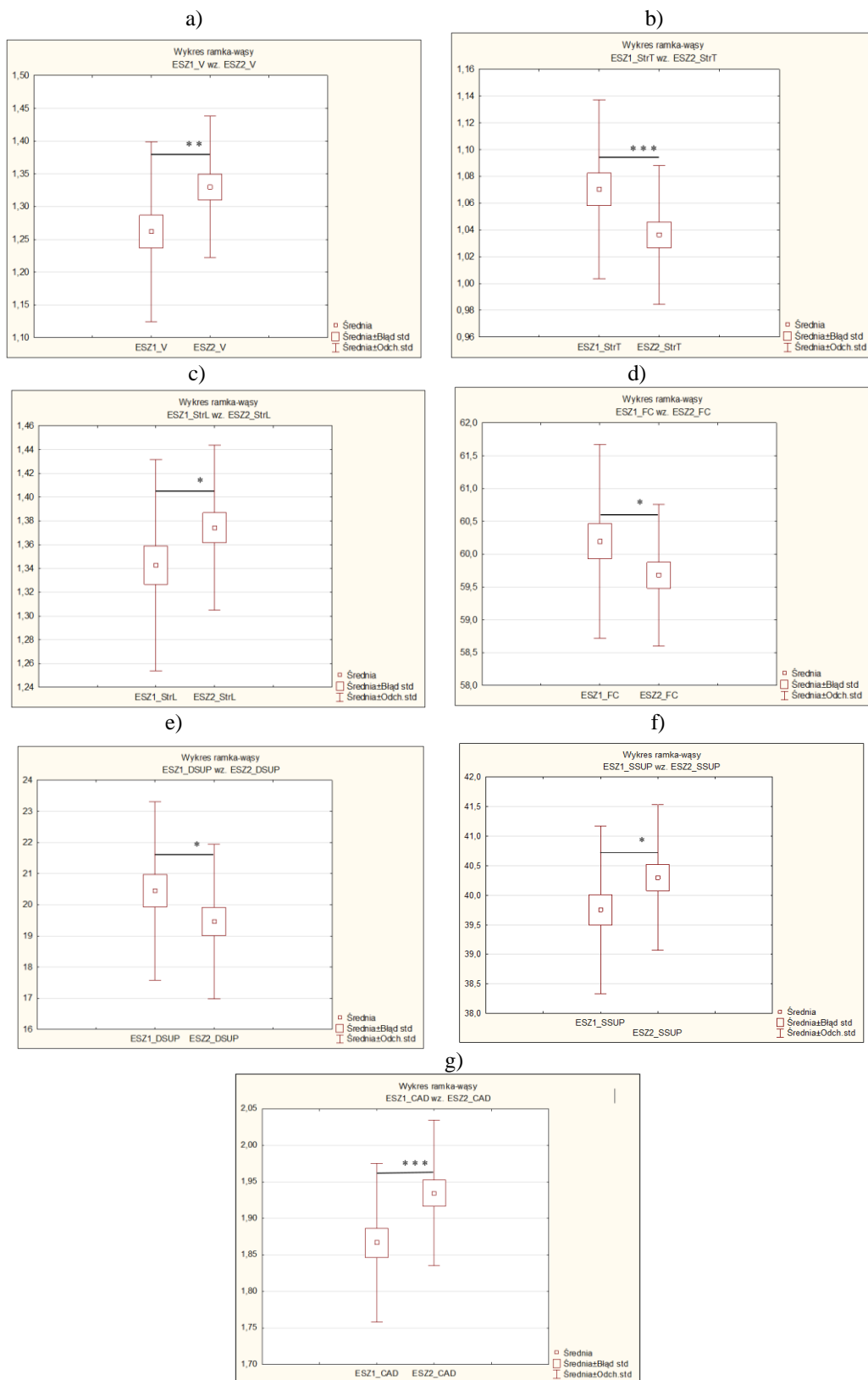
Na Ryc. 3.1.2 do Ryc. 3.1.4 zaprezentowano graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic parametrów czasowo - przestrzennych, w których wystąpiły istotne statystycznie różnice na poziomie $p < 0,05$, pomiędzy pierwszym a drugim badaniem zarówno w grupie eksperymentalnej jak i kontrolnej, badanych podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.



Ryc. 3.1.2 Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami prędkości chodu (a), względnego czasu cyklu chodu (b), względnej długości cyklu chodu (c), względnego czasu kontaktu stóp z podłożem (d), względnego czasu podwójnego podparcia (e) i częstotliwości kroków (f), pomiędzy pierwszym (1) i drugim (2) badaniem w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO)



Ryc. 3.1.3 Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami prędkości chodu (a), względnego czasu cyklu chodu (b), względnego czasu kontaktu stóp z podłożem (c), względnego czasu podwójnego podparcia (d), względnego czasu pojedynczego podparcia (e) i częstotliwości kroków (f) w pierwszym (1), i drugim (2) badaniu w grupie kontrolnej, podczas chodu bez obuwia (BO)



Ryc. 3.1.4 Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami prędkości chodu (a), względnego czasu cyklu chodu (b), względnej długości cyklu chodu (c), względnego czasu kontaktu stóp z podłożem (d), względnego czasu podwójnego podparcia (e), względnego czasu pojedynczego podparcia (f) i częstotliwości kroków (g), w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ)

3.2 Zakresy zmian kątów podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

Tabela 3.2.1 i Tabela 3.2.2 przedstawiają wyniki testowania normalności rozkładu dla zakresów zmian kątów, rejestrowanych w poszczególnych ruchach tułowia oraz stawach kończyn górnych i dolnych, za pomocą testu W Shapiro–Wilka.

Tabela 3.2.1. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych wartości kątów podczas chodu bez obuwia (BO) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

Zmienna/Grupa	I badanie		II badanie	
	W	p	W	p
EBO_Del_Spn Bend	0,9329	0,0588	0,9475	0,1444
EBO_Del_Spn Tilt	0,9570	0,2589	0,9578	0,2713
EBO_Del_Spn Rot	0,9598	0,3055	0,9800	0,8251
EBO_Del_Pel Tilt	0,9632	0,3732	0,9496	0,1650
EBO_Del_Pel Obl	0,9747	0,6726	0,9733	0,6316
EBO_Del_Pel Rot	0,9646	0,4044	0,9701	0,5421
EBO_Del_Hip FlexExt	0,9667	0,4522	0,9684	0,4955
EBO_Del_Hip AbdAdd	0,9841	0,9207	0,9545	0,2229
EBO_Del_Hip Rot	0,9702	0,5459	0,9586	0,2859
EBO_Del_Knee FlexExt	0,9769	0,7395	0,9835	0,9090
EBO_Del_Knee Rot	0,9832	0,9025	0,9592	0,2958
EBO_Del_Ank DorPlan	0,9538	0,2129	0,9589	0,2898
EBO_Del_Sho FlexExt	0,9680	0,4859	0,9364	0,0728
EBO_Del_NeckBend	0,9810	0,8509	0,9536	0,2103
EBO_Del_Neck Rot	0,9510	0,1794	0,9585	0,2843
KBO_Del_Spn Bend	0,9648	0,4087	0,9495	0,1636
KBO_Del_Spn Tilt	0,9857	0,9478	0,9727	0,6340
KBO_Del_Spn Rot	0,9431	0,1099	0,9795	0,8111
KBO_Del_Pel Tilt	0,9315	0,0539	0,9421	0,1038
KBO_Del_Pel Obl	0,9194 *	0,0258 *	0,9895	0,9883
KBO_Del_Pel Rot	0,9712	0,5733	0,9609	0,3267
KBO_Del_Hip FlexExt	0,9588	0,2889	0,9234 *	0,0329 *
KBO_Del_Hip AbdAdd	0,9348	0,0661	0,9564	0,2493
KBO_Del_Hip Rot	0,9457	0,1292	0,9754	0,7116
KBO_Del_Knee FlexExt	0,9513	0,1832	0,9661	0,4386
KBO_Del_Knee Rot	0,9426	0,1068	0,9498	0,1667
KBO_Del_Ank DorPlan	0,9471	0,1414	0,9346	0,0649
KBO_Del_Sho FlexExt	0,9447	0,1215	0,9760	0,7123
KBO_Del_NeckBend	0,9400	0,0911	0,9603	0,3159
KBO_Del_Neck Rot	0,9820	0,8749	0,9620	0,3475

* zmienne charakteryzujące się brakiem rozkładu normalnego wyników ($p < 0,05$)

Del_Spn Bend – zakres zgięcia kręgosłupa (w płaszczyźnie strzałkowej), **Del_Spn Tilt** – zakres pochylenia kręgosłupa (w płaszczyźnie czołowej), **Del_Spn Rot** – zakres rotacji kręgosłupa, **Del_Pel Tilt** – zakres pochylenia

miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, **Del_Pel Obl** - zakres pochylenia miednicy w płaszczyźnie czołowej, **Del_Pel Rot** – zakres rotacji miednicy, **Del_Hip FlexExt** – zakres zgięcia i wyprostowania stawu biodrowego, **Del_Hip, AbdAdd** - zakres odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego, **Del_Hip Rot** – zakres rotacji zewnętrznej i wewnętrznej stawu biodrowego, **Del_Knee FlexExt** – z zakres gięcia i wyprostowania stawu kolanowego, **Del_Knee Rot** - zakres rotacji stawu kolanowego, **Del_Ank DorPlan** – zakres zgięcia podszwowego i grzbietowego stawu skokowego, **Del_Sho FlexExt** - zakres zgięcia i wyprostowania stawu ramennego, **Del_NeckBend** – zakres zgięcia szyi (pochylenia głowy w przód), **Del_Neck Rot** - zakres rotacji szyi (skręt głowy na boki)

Pomiary wartości zakresu zmian kątów zostały zarejestrowane podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie w grupie eksperymentalnej i kontrolnej, podczas dwóch badań wykonanych w odstępie miesiąca.

Tabela 3.2.2. Wyniki testowania normalności rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych wartości zakresów zmian kątów podczas chodu w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

Zmienna/Grupa	I badanie		II badanie	
	W	p	W	p
ESZ_Del_Spn Bend	0,9812	0,8566	0,9738	0,6483
ESZ_Del_Spn Tilt	0,9821	0,8792	0,9688	0,5077
ESZ_Del_Spn Rot	0,9592	0,2952	0,9843	0,9242
ESZ_Del_Pel Tilt	0,9378	0,0795	0,9444	0,1195
ESZ_Del_Pel Obl	0,9680	0,4860	0,9752	0,6873
ESZ_Del_Pel Rot	0,9754	0,6938	0,9627	0,3632
ESZ_Del_Hip FlexExt	0,9580	0,2754	0,9845	0,9287
ESZ_Del_Hip AbdAdd	0,9619	0,3459	0,9350	0,0667
ESZ_Del_Hip Rot	0,8894 *	0,0047 *	0,9413	0,0985
ESZ_Del_Knee FlexExt	0,9760	0,7110	0,9562	0,2474
ESZ_Del_Knee Rot	0,9841	0,9205	0,9799	0,8235
ESZ_Del_Ank DorPlan	0,9741	0,6552	0,9637	0,4046
ESZ_Del_Sho FlexExt	0,9461	0,1327	0,9387	0,0840
ESZ_Del_NeckBend	0,9336	0,0613	0,9412	0,0978
ESZ_Del_Neck Rot	0,9701	0,5406	0,9663	0,4423
KSZ_Del_Spn Bend	0,9836	0,9115	0,9727	0,6160
KSZ_Del_Spn Tilt	0,9749	0,6808	0,9549	0,2280
KSZO_Del_Spn Rot	0,9794	0,8100	0,9660	0,4354
KSZ_Del_Pel Tilt	0,9061 *	0,0118 *	0,9397	0,0896
KSZ_Del_Pel Obl	0,9596	0,3019	0,9587	0,2860
KSZ_Del_Pel Rot	0,9762	0,7189	0,9440	0,1162
KSZ_Del_Hip FlexExt	0,9636	0,3813	0,9730	0,6255
KSZ_Del_Hip AbdAdd	0,9508	0,1774	0,9867	0,9619
KSZ_Del_Hip Rot	0,9474	0,1441	0,9521	0,1929
KSZ_Del_Knee FlexExt	0,9629	0,3672	0,9812	0,8566
KSZ_Del_Knee Rot	0,9237 *	0,0334 *	0,9563	0,2488

cd. Tabela. 3.2.2.

KSZ_Del_Ank DorPlan	0,9788	0,7931	0,9828	0,8945
KSZ_Del_Sho FlexExt	0,9580	0,2745	0,9738	0,6487
KSZ_Del_NeckBend	0,9515	0,1850	0,9501	0,1704
KSZ_Del_Neck Rot	0,9841	0,9203	0,9854	0,9442

* zmienne charakteryzujące się brakiem rozkładu normalnego wyników ($p < 0,05$)

Analiza normalności rozkładu indywidualnych wyników wartości zakresów zmian kątów wykazała, iż zdecydowana większość analizowanych zakresów zmian kątów w standaryzowanym cyklu chodu, charakteryzowała się rozkładem normalnym wyników indywidualnych w badanych grupach. Dla wszystkich zmiennych posiadających rozkład normalny przeprowadzono testowanie równości wariancji w grupach za pomocą testu Levene'a. W wyniku przeprowadzonego testowania stwierdzono równość wariancji w grupach.

Brak normalnego rozkładu wyników odnotowano dla zmiennej Del_Pel Obl w grupie kontrolnej podczas pierwszego badania oraz zmiennej Del_Hip FlexExt podczas drugiego badania. Podczas badania przeprowadzonego w obuwiu na obcasie brak normalnego rozkładu wyników wykazały zmienne: Del_Hip Rot podczas pierwszego badania w grupie eksperymentalnej oraz Del_Pel Tilt i Del_Knee Rot podczas pierwszego badania w grupie kontrolnej.

Tabela 3.2.3 do 3.2.6 przedstawiają podstawowe miary statystyczne zmian wartości kątów w poszczególnych grupach, uzyskane u wszystkich badanych, podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Tabela 3.2.3. Statystyka opisowa dla zakresów zmian analizowanych kątów, mierzona podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (EBO)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	%
EBO_1	Del_Spn Bend	3,27	1,21	3,01	0,73	1,61	5,94	1
EBO_1	Del_Spn Tilt	12,09	2,51	11,74	1,62	8,33	17,18	2
EBO_1	Del_Spn Rot	10,78	3,34	9,89	2,04	5,45	18,45	2
EBO_1	Del_Pel Tilt	2,18	0,80	2,08	0,58	0,64	4,16	1
EBO_1	Del_Pel Obl	12,23	2,31	12,48	1,32	7,30	16,17	1
EBO_1	Del_Pel Rot	17,70	4,31	16,75	2,58	8,13	29,26	3
EBO_1	Del_Hip FlexExt	46,63	3,32	47,25	2,62	39,88	53,73	3
EBO_1	Del_Hip AbdAdd	15,29	2,66	15,55	1,81	10,23	21,22	2
EBO_1	Del_Hip Rot	15,06	4,31	15,26	2,49	7,66	26,24	2
EBO_1	Del_Knee FlexExt	58,93	2,95	59,17	1,80	52,78	64,65	2

Tabela 3.2.3 cd.

EBO_1	Del_Knee Rot	3,13	0,72	3,18	0,48	1,58	4,42	1
EBO_1	Del_Ank DorPlan	29,98	3,80	31,06	2,92	21,41	37,07	3
EBO_1	Del_Sho FlexExt	29,57	7,38	30,49	4,23	13,72	46,06	4
EBO_1	Del_NeckBend	3,37	1,19	3,40	0,94	0,98	5,78	1
EBO_1	Del_Neck Rot	2,46	0,61	2,60	0,38	1,42	3,86	1
EBO_2	Del_Spn Bend	3,22	1,15	3,33	0,87	1,59	5,61	1
EBO_2	Del_Spn Tilt	12,81	3,22	12,33	2,11	6,49	22,30	2
EBO_2	Del_Spn Rot	11,82	4,14	11,48	2,73	4,37	22,72	3
EBO_2	Del_Pel Tilt	2,16	0,80	2,07	0,50	0,99	3,95	1
EBO_2	Del_Pel Obl	12,80	2,29	12,80	1,78	8,82	17,45	2
EBO_2	Del_Pel Rot	17,51	5,35	18,09	4,27	8,17	28,62	4
EBO_2	Del_Hip FlexExt	48,07	4,09	48,12	2,43	36,99	56,91	2
EBO_2	Del_Hip AbdAdd	16,18	3,17	15,96	2,47	11,57	23,06	2
EBO_2	Del_Hip Rot	14,57	5,30	13,99	3,64	5,80	27,25	4
EBO_2	Del_Knee FlexExt	58,57	2,68	58,28	1,81	53,51	64,39	2
EBO_2	Del_Knee Rot	2,93	0,68	2,95	0,48	1,49	4,06	1
EBO_2	Del_Ank DorPlan	29,60	3,91	29,24	3,06	22,22	35,85	3
EBO_2	Del_Sho FlexExt	35,71	9,84	34,57	7,51	21,20	55,61	8
EBO_2	Del_NeckBend	3,09	1,23	2,96	0,70	0,95	5,82	1
EBO_2	Del_Neck Rot	4,66	1,68	4,49	1,54	1,64	7,60	2

Tabela 3.2.4. Statystyka opisowa dla zakresów zmian analizowanych kątów, mierzona podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania dla grupy kontrolnej podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (KBO)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	%
KBO_1	Del_Spn Bend	3,67	1,18	3,64	1,18	1,69	6,02	1
KBO_1	Del_Spn Tilt	12,73	2,25	12,61	2,25	7,24	17,17	2
KBO_1	Del_Spn Rot	12,48	4,18	11,39	4,18	6,26	21,29	3
KBO_1	Del_Pel Tilt	2,30	0,82	1,99	0,82	1,02	4,11	1
KBO_1	Del_Pel Obl	13,16	0,44	13,23	0,44	12,13	13,85	1
KBO_1	Del_Pel Rot	20,65	4,69	20,39	4,69	12,80	30,87	3
KBO_1	Del_Hip FlexExt	47,15	3,98	46,96	3,98	40,75	56,26	3
KBO_1	Del_Hip AbdAdd	16,70	2,49	16,11	2,49	12,12	21,25	2
KBO_1	Del_Hip Rot	14,79	4,03	15,00	4,03	7,79	26,30	3
KBO_1	Del_Knee FlexExt	59,50	4,05	60,34	4,05	52,80	69,18	3
KBO_1	Del_Knee Rot	3,08	0,82	3,15	0,82	1,69	5,63	1
KBO_1	Del_Ank DorPlan	29,37	4,92	28,45	4,92	20,18	40,40	4
KBO_1	Del_Sho FlexExt	33,52	11,31	30,73	11,31	16,17	56,19	9
KBO_1	Del_NeckBend	2,50	0,91	2,37	0,91	1,14	4,81	1
KBO_1	Del_Neck Rot	2,86	0,98	2,76	0,98	0,82	5,37	1
KBO_2	Del_Spn Bend	3,49	1,02	3,29	1,02	1,72	5,48	1
KBO_2	Del_Spn Tilt	12,98	2,22	13,28	2,22	8,86	17,69	2

Tabela 3.2.4. cd.

KBO_2	Del_Spn Rot	12,80	4,28	12,91	4,28	4,97	22,39	3
KBO_2	Del_Pel Tilt	2,29	0,63	2,31	0,63	1,36	3,39	1
KBO_2	Del_Pel Obl	13,85	2,23	13,97	2,23	8,77	19,57	1
KBO_2	Del_Pel Rot	19,32	5,10	17,82	5,10	11,14	31,21	4
KBO_2	Del_Hip FlexExt	47,84	3,55	47,02	3,55	42,57	54,34	3
KBO_2	Del_Hip AbdAdd	16,55	2,88	17,29	2,88	11,36	22,05	3
KBO_2	Del_Hip Rot	13,54	2,72	13,18	2,72	8,09	20,26	2
KBO_2	Del_Knee FlexExt	59,35	3,86	59,04	3,86	53,45	67,93	3
KBO_2	Del_Knee Rot	3,04	0,77	2,99	0,77	1,80	4,34	1
KBO_2	Del_Ank DorPlan	28,86	4,03	27,38	4,03	21,74	36,96	3
KBO_2	Del_Sho FlexExt	35,30	9,55	35,33	9,55	17,36	53,02	8
KBO_2	Del_NeckBend	3,01	1,22	3,15	1,22	0,96	5,34	1
KBO_2	Del_Neck Rot	4,84	1,41	4,62	1,41	2,47	8,88	1

Tabela 3.2.5. Statystyka opisowa dla analizowanych zakresów zmian kątów, mierzona podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania dla grupy eksperymentalnej (E), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	%
ESZ_1	Del_Spn Bend	3,38	0,78	3,35	0,47	1,74	5,28	1
ESZ_1	Del_Spn Tilt	14,31	3,21	14,37	2,50	7,54	21,43	2
ESZ_1	Del_Spn Rot	11,65	4,32	10,25	2,93	4,63	21,37	3
ESZ_1	Del_Pel Tilt	2,06	0,78	1,93	0,58	0,88	3,83	1
ESZ_1	Del_Pel Obl	13,14	2,61	13,03	1,81	7,74	17,36	2
ESZ_1	Del_Pel Rot	15,37	4,70	15,30	3,79	5,58	26,56	4
ESZ_1	Del_Hip FlexExt	48,66	3,86	48,48	3,33	42,75	56,38	3
ESZ_1	Del_Hip AbdAdd	13,42	3,05	13,31	1,96	8,25	18,89	2
ESZ_1	Del_Hip Rot	14,19	5,05	12,20	4,07	8,40	27,08	4
ESZ_1	Del_Knee FlexExt	56,93	3,37	57,27	2,40	48,59	63,01	2
ESZ_1	Del_Knee Rot	2,69	0,85	2,82	0,52	0,74	4,32	1
ESZ_1	Del_Ank DorPlan	22,73	1,75	22,92	1,12	18,85	25,80	1
ESZ_1	Del_Sho FlexExt	30,14	7,85	29,31	3,85	16,65	47,13	4
ESZ_1	Del_NeckBend	3,24	1,20	2,90	0,76	1,37	6,05	1
ESZ_1	Del_Neck Rot	2,50	0,62	2,51	0,38	1,26	3,70	1
ESZ_2	Del_Spn Bend	3,49	1,13	3,23	0,81	1,37	6,22	1
ESZ_2	Del_Spn Tilt	14,39	3,42	14,29	2,13	7,98	21,55	2
ESZ_2	Del_Spn Rot	11,96	4,39	12,36	3,34	3,22	23,17	3
ESZ_2	Del_Pel Tilt	2,28	0,95	2,22	0,66	0,89	4,53	1
ESZ_2	Del_Pel Obl	13,63	2,85	13,79	1,83	7,84	18,98	2
ESZ_2	Del_Pel Rot	15,37	5,72	16,09	4,66	5,52	27,35	5
ESZ_2	Del_Hip FlexExt	50,09	3,92	49,70	2,53	40,38	58,81	3
ESZ_2	Del_Hip AbdAdd	13,44	3,59	12,87	2,38	8,03	23,61	2
ESZ_2	Del_Hip Rot	14,10	4,95	13,12	4,82	5,69	22,63	5

Tabela 3.2.5 cd.

ESZ_2	Del_Knee FlexExt	57,05	3,44	56,56	1,93	50,96	67,19	2
ESZ_2	Del_Knee Rot	2,51	0,74	2,56	0,42	1,06	3,88	1
ESZ_2	Del_Ank DorPlan	22,77	2,60	22,71	1,82	16,18	27,33	2
ESZ_2	Del_Sho FlexExt	35,57	9,24	34,21	5,50	21,58	55,80	5
ESZ_2	Del_NeckBend	3,22	1,15	3,15	0,81	1,36	6,13	1
ESZ_2	Del_Neck Rot	5,03	1,83	4,77	1,34	1,76	8,85	1

Tabela 3.2.6. Statystyka opisowa dla zakresów zmian analizowanych kątów, mierzona podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej(K), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	%
KSZ_1	Del_Spn Bend	3,9	0,91	4,0	0,43	2,2	5,8	1
KSZ_1	Del_Spn Tilt	15,46	3,50	16,11	2,21	8,56	23,33	2
KSZ_1	Del_Spn Rot	13,42	4,27	12,94	3,34	6,36	23,12	3
KSZ_1	Del_Pel Tilt	2,54	0,88	2,31	0,76	1,24	4,11	1
KSZ_1	Del_Pel Obl	14,37	2,77	14,45	2,35	9,01	18,82	2
KSZ_1	Del_Pel Rot	17,54	5,03	17,61	2,79	6,78	28,39	3
KSZ_1	Del_Hip FlexExt	49,06	3,94	49,57	2,97	41,24	55,74	3
KSZ_1	Del_Hip AbdAdd	15,18	2,96	15,28	1,13	7,62	22,49	1
KSZ_1	Del_Hip Rot	15,06	4,15	14,82	3,07	8,69	26,57	3
KSZ_1	Del_Knee FlexExt	57,77	3,35	58,03	1,36	49,47	63,87	1
KSZ_1	Del_Knee Rot	2,63	0,63	2,79	0,50	1,35	3,52	1
KSZ_1	Del_Ank DorPlan	23,45	2,11	23,40	1,27	17,59	27,90	1
KSZ_1	Del_Sho FlexExt	34,16	10,61	35,40	8,02	15,80	52,80	8
KSZ_1	Del_NeckBend	2,81	1,10	2,54	0,81	1,09	5,46	1
KSZ_1	Del_Neck Rot	5,20	1,42	5,44	0,87	1,94	8,14	1
KSZ_2	Del_Spn Bend	3,60	1,13	3,37	1,80	1,78	6,39	1
KSZ_2	Del_Spn Tilt	14,93	2,30	15,09	7,47	8,46	18,43	1
KSZ_2	Del_Spn Rot	12,35	5,21	10,92	6,18	2,76	23,60	4
KSZ_2	Del_Pel Tilt	2,47	0,75	2,35	1,24	1,28	4,47	1
KSZ_2	Del_Pel Obl	14,13	2,31	14,41	7,06	8,77	19,05	1
KSZ_2	Del_Pel Rot	17,51	6,07	15,75	8,76	5,98	31,18	3
KSZ_2	Del_Hip FlexExt	49,18	3,84	48,70	24,59	41,93	56,79	3
KSZ_2	Del_Hip AbdAdd	14,59	3,41	14,55	7,29	8,13	23,37	2
KSZ_2	Del_Hip Rot	13,77	3,87	14,14	6,88	7,42	22,26	3
KSZ_2	Del_Knee FlexExt	58,19	3,95	58,17	29,10	49,04	66,06	3
KSZ_2	Del_Knee Rot	2,73	0,81	2,71	1,37	1,40	4,20	1
KSZ_2	Del_Ank DorPlan	23,87	2,61	23,88	11,93	17,00	29,77	1
KSZ_2	Del_Sho FlexExt	34,59	11,86	34,31	17,30	13,17	55,63	9
KSZ_2	Del_NeckBend	2,69	1,02	2,56	1,35	1,13	5,36	1
KSZ_2	Del_Neck Rot	5,22	1,09	5,41	2,61	2,80	7,30	1

W tabeli 3.2.7 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic średnich wartości zakresów zmian kątów w standaryzowanym cyklu chodu, za pomocą analizy wariancji Anova (F) i testu post-hoc Tukeya, w porównaniach międzygrupowych, uzyskane w obu badaniach, podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie. Analiza wariancji dla zmiennych, opisujących zmiany wartości kątów wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy niektórymi grupami. Analiza post – hoc, pozwoliła zidentyfikować te pary zmiennych, które różniły się znamienne między sobą.

Tabela 3.2.7. Wyniki analizy wariancji Anova (F) oraz Anova Kruskala–Wallisa (K-W) zakresów zmian analizowanych kątów podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

I						
Zmienna / grupa	EBO vs. KBO	EBO vs. ESZ	EBO vs. KSZ	KBO vs. ESZ	KBO vs. KSZ	ESZ vs. KSZ
Del_Spn Bend	0,0705 ^A					
Del_Spn Tilt	0,8248 ^A	0,0195^{A*}	0,0002^{A****}	0,1603 ^A	0,0025^{A**}	0,4231 ^A
Del_Spn Rot	0,0777 ^A					
Del_Pel Tilt	0,151 ^B					
Del_Pel Obl	0,6681 ^B	0,8290 ^B	0,0116^{B*}	1,0000 ^B	0,7883 ^B	0,6338 ^B
Del_Pel Rot	0,0767 ^A	0,2221 ^A	0,9992 ^A	0,0003^{A***}	0,0557 ^A	0,2804 ^A
Del_Hip FlexExt	0,9501 ^A	0,1644 ^A	0,0671 ^A	0,4125 ^A	0,2123 ^A	0,9776 ^A
Del_Hip AbdAdd	0,2170 ^A	0,0524 ^A	0,9986 ^A	0,0002^{A****}	0,1589 ^A	0,0775 ^A
Del_Hip Rot	0,5902 ^B					
Del_Knee FlexExt	0,9177 ^A	0,1177 ^A	0,5619 ^A	0,0237^{A*}	0,2140 ^A	0,7839 ^A
Del_Knee Rot	1,0000 ^B	0,2190 ^B	0,0803 ^B	0,6078 ^B	0,2598 ^B	1,0000 ^B
Del_Ank DorPlan	0,8981 ^A	0,0001^{A****}	0,0001^{A****}	0,0001^{A****}	0,0001^{A****}	0,8450 ^A
Del_Sho FlexExt	0,1471 ^A					
Del_NeckBend	0,0163^{A*}	0,9717 ^A	0,2075 ^A	0,0534 ^A	0,7173 ^A	0,4256 ^A
Del_Neck Rot	0,4569 ^A	0,9981 ^A	0,0001^{A****}	1,0000 ^A	0,0001^{A****}	0,0001^{A****}
II						
Zmienna / grupa	EBO vs. KBO	EBO vs. ESZ	EBO vs. KSZ	KBO vs. ESZ	KBO vs. KSZ	ESZ vs. KSZ
Del_Spn Bend	0,5772 ^A					
Del_Spn Tilt	0,9859 ^A	0,1488 ^A	0,0244^{A*}	0,3006 ^A	0,0679 ^A	0,8887 ^A
Del_Spn Rot	0,8290 ^A					
Del_Pel Tilt	0,4569 ^A					
Del_Pel Obl	0,2029 ^A					
Del_Pel Rot	0,0905 ^A					
Del_Hip FlexExt	0,0778 ^B					
Del_Hip AbdAdd	0,9606 ^A	0,0037^{A***}	0,2331 ^A	0,0009^{A****}	0,0906 ^A	0,3707 ^A
Del_Hip Rot	0,7926 ^A					
Del_Knee FlexExt	0,1096 ^A					

Tabela 3.2.7. cd.

Del_Knee Rot	0,1154 ^A					
Del_Ank DorPlan	0,9804 ^A	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,5769 ^A
Del_Sho FlexExt	0,9804 ^A					
Del_NeckBend	0,3771 ^A					
Del_Neck Rot	0,5596 ^A					

* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,05$),

** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,01$),

*** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,005$)

**** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,001$)

^A ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Tukeya

^B ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Kruskala – Wallisa

Analizując dane uzyskane podczas pierwszego badania obserwujemy, że różnice w zakresach zmian kąta pochylenia kręgosłupa (SpnTilt), osiągają istotnie statycznie wyższe rezultaty ($p < 0,05$) w grupie eksperymentalnej badanej w obuwiu na obcasie (ESZ), w porównaniu z tą samą grupą testowaną bez obuwia (EBO). Średnie wartości różnic zakresów zmian kątów lokowały się na poziomie ok. 18%.

Znamienne zależności ($p < 0,001$) tej zmiennej wystąpiły również między grupą eksperymentalną badaną bez obuwia (EBO), uzyskującą średnio istotnie niższe wartości oraz grupą kontrolną podczas badania w obuwiu (KSZ), gdzie różnice wynosiły ok. 28%. Ostatnią odnotowaną różnicę istotną statystycznie ($p < 0,01$) dla zmiennej zakresu zmian kąta pochylenia kręgosłupa podczas pierwszego badania, zaobserwowano pomiędzy grupą kontrolną badaną bez obuwia (KBO), gdzie zarejestrowano istotnie niższe średnie wartości, a grupą kontrolną badaną w obuwiu (KSZ), gdzie poziom różnic względnych wynosił ok. 21%.

Kolejną zmienną wykazującą różnicę istotną statystycznie ($p < 0,05$) w pierwszym badaniu, jest zakres kąta pochylenia miednicy w płaszczyźnie czołowej (Pel Obl). Zaobserwowano tu różnicę pomiędzy niższą wartością w grupie eksperymentalnej w chodzie bez obuwia (EBO), a wyższą wartością odnotowaną w grupie kontrolnej podczas badania w obuwiu na obcasie (KSZ). Poziom różnic między tymi zmiennymi wyniósł ok 18%.

Biorąc pod uwagę średnie wartości kątów rotacji miednicy (Pel Rot) oraz odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego (Hip AbdAdd), istotnie statycznie różnice ($p < 0,001$) obserwujemy pomiędzy grupą kontrolną badaną bez obuwia (KBO) a grupą eksperymentalną badaną w obuwiu na obcasie (ESZ). Rozpatrując wartości zmian kątów w ruchu rotacji miednicy, statystycznie istotnie wyższą wartość odnotowano w grupie kontrolnej bez obuwia, a poziom różnic wyniósł ok. 26%. Analizując ruch odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego, należy stwierdzić, iż wyższa wartość wystąpiła w grupie kontrolnej badanej bez obuwia, a różnice lokowały się na poziomie ok. 20%.

Znamienne różnice ($p < 0,05$) dla zgięcia i wyprostowania stawu kolanowego (Knee FlexExt), wystąpiły również między grupą kontrolną badaną bez obuwia (KBO) a grupą eksperymentalną badaną w obuwiu na obcasie (ESZ), gdzie statystycznie istotnie wyższą wartość odnotowano w grupie badanych podczas chodu bez obuwia, a różnice względne wynosiły ok. 4%.

Różnicę na tym samym poziomie istotności ($p < 0,05$) obserwujemy w średnim zakresie zgięcia szyi (Neck Bend), w porównaniach pomiędzy grupą eksperymentalną, wykazującą wyższą wartość, a grupą kontrolną w badaniu bez obuwia, gdzie poziom różnic wynosił ok. 26%.

Znamienne różnice w średnich wartościach zakresów zmian kątów, obserwujemy także podczas rotacji szyi (Neck Rot) pomiędzy grupą eksperymentalną i kontrolną, badaną bez obuwia, a grupą kontrolną badaną w obuwiu, gdzie poziom różnic wynosił kolejno ok. 112% i ok. 82%, a poziom istotności różnic wyniósł $p < 0,001$.

Kolejną istotną statystycznie różnicę na tym samym poziomie istotności $p < 0,001$, zaobserwowano przy porównaniu zakresów zmian kątów rotacji szyi, pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną, podczas badania chodu w obuwiu z obcasem. Poziom różnic między średnimi wartościami tych zmiennych wynosi ok. 108%. W powyższych trzech parach zmiennych, statystycznie istotnie wyższą wartość zarejestrowano w grupie kontrolnej badanej w obuwiu na obcasie.

Analizując średni zakres zgięcia i wyprostowania w stawie skokowym (Ank DorPlan), zarówno podczas pierwszego, jak i drugiego badania, należy stwierdzić, że istotne statystycznie różnice ($p < 0,001$), występują między następującymi grupami: grupą eksperymentalną badaną bez obuwia, a tą samą grupą badaną w obuwiu na obcasie (EBO vs. ESZ) oraz grupą kontrolną badaną w obuwiu na obcasie (EBO vs. KSZ), grupą kontrolną badaną bez obuwia a grupą eksperymentalną badaną w obuwiu na obcasie (KBO vs. ESZ) oraz grupą kontrolną badaną również w obuwiu z obcasem (KBO vs. KSZ). Poziom różnic pomiędzy zmiennymi w pierwszym badaniu zawierał się między 20 a 24%, natomiast w drugim badaniu odpowiednio pomiędzy 17 a 23%, przy czym średnio wyższe wartości tej zmiennej uzyskano podczas badania bez obuwia.

W drugim badaniu znamienne różnice ($p < 0,05$) zarejestrowano jeszcze w przypadku dwóch zmiennych: średnich zakresów pochylenia kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej (SpnTilt) oraz odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego (Hip AbdAdd). W pierwszej z nich, różnicę istotną statystycznie zarejestrowano pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bez obuwia, a kontrolną badaną w obuwiu na obcasie. Zmienne różniły się o ok. 17%, przy statystycznie istotnie wyższej wartości średniej zarejestrowanej w badaniu w obuwiu na

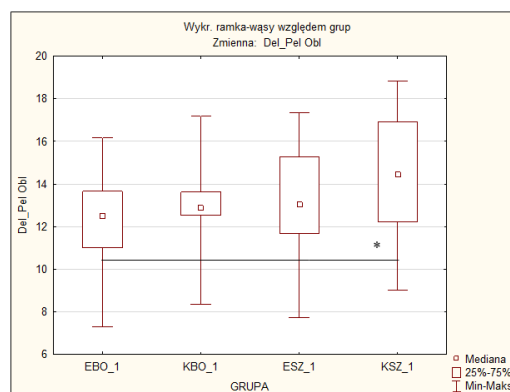
obcasie. W zakresie odwiedzenia i przywiedzeniu stawu biodrowego, odnotowano różnice istotne statystycznie między grupami eksperymentalną i kontrolną badaną bez obuwia, a eksperymentalną badaną w obuwiu. W pierwszej parze zmiennych poziom różnic wyniósł ok. 17% przy statystycznie istotnie wyższej średniej wartości zarejestrowanej podczas badania bez obuwia. Poziom istotności różnic w tej parze wyniósł $p < 0,005$. W drugiej z analizowanych par zmiennych, różnica wynosiła ok. 19%, przy wyższej wartości zarejestrowanej podczas badania bez obuwia. Poziom istotności wyniósł $p < 0,001$.

Analiza wariancji w drugim badaniu, wykazała brak różnic istotnych statystycznie dla zmiennych zakresów zmian pochylenia miednicy (Pel Obl), rotacji miednicy (Pel Rot), zgięcia i wyprostu stawu kolanowego (Knee FlexExt), zgięcia i rotacji szyi (Neck Band, Neck Rot), które wystąpiły w badaniu pierwszym, a względne wartości odnotowanych różnic zawierały się w granicach ok. 0-20%.

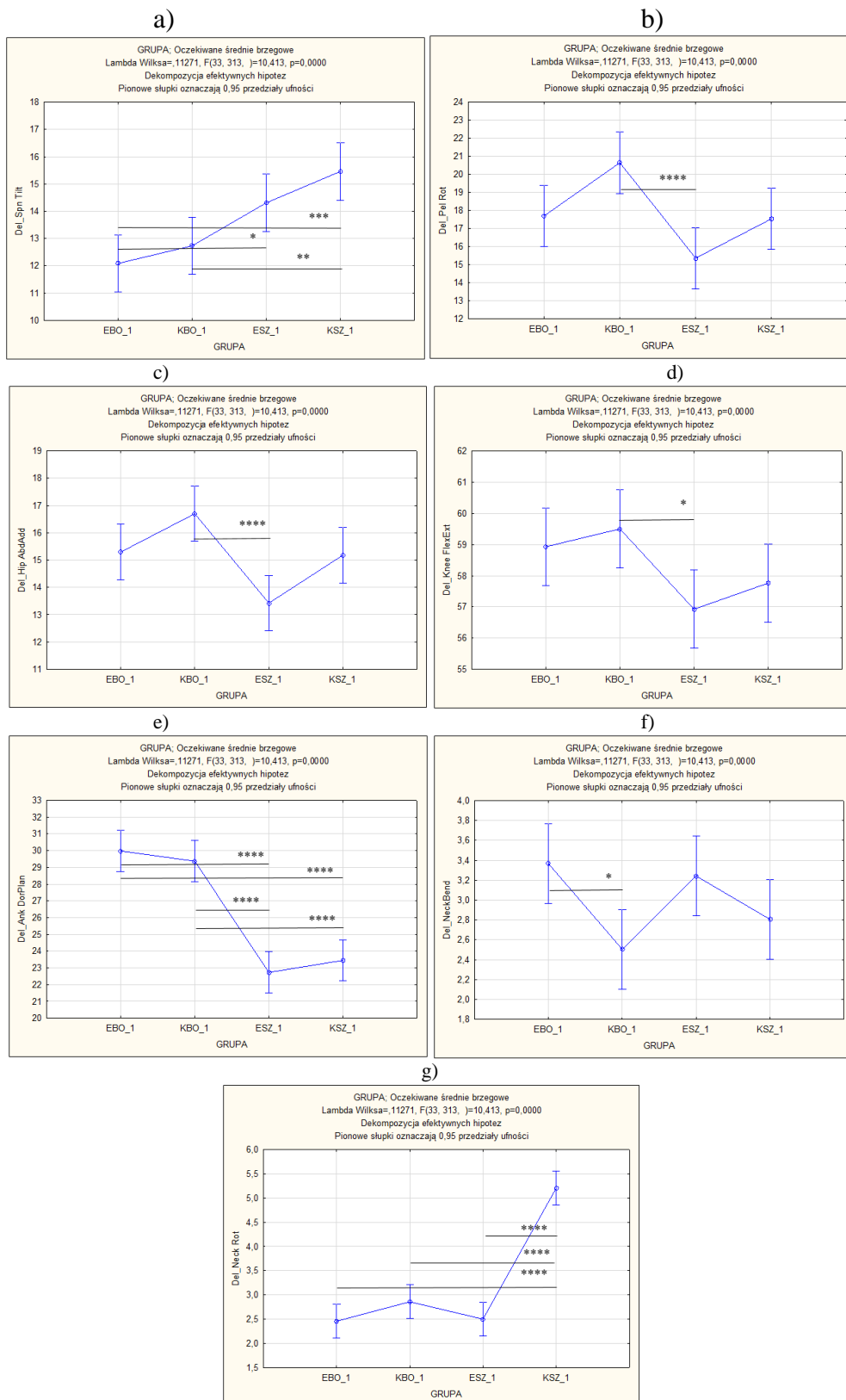
Ponadto, w porównaniach takich zmiennych, jak zakresy: zgięcia kręgosłupa (Spn Bend), rotacji kręgosłupa (Spn Rot), pochylenia miednicy w płaszczyźnie czołowej (Pel Tilt), zgięcia i wyprostu stawu biodrowego (Hip FlexExt), rotacji stawu biodrowego (Hip Rot), rotacji stawu kolanowego (Knee Rot), oraz zgięcia i wyprostu stawu ramiennego (Sho FlexExt), których wartości nie wykazały znamiennej różnic zarówno podczas pierwszego jak i drugiego badania, a zakres względnych różnic mieścił się w granicach ok 0 – 24%.

Ryciny od Ryc. 3.2.1 do

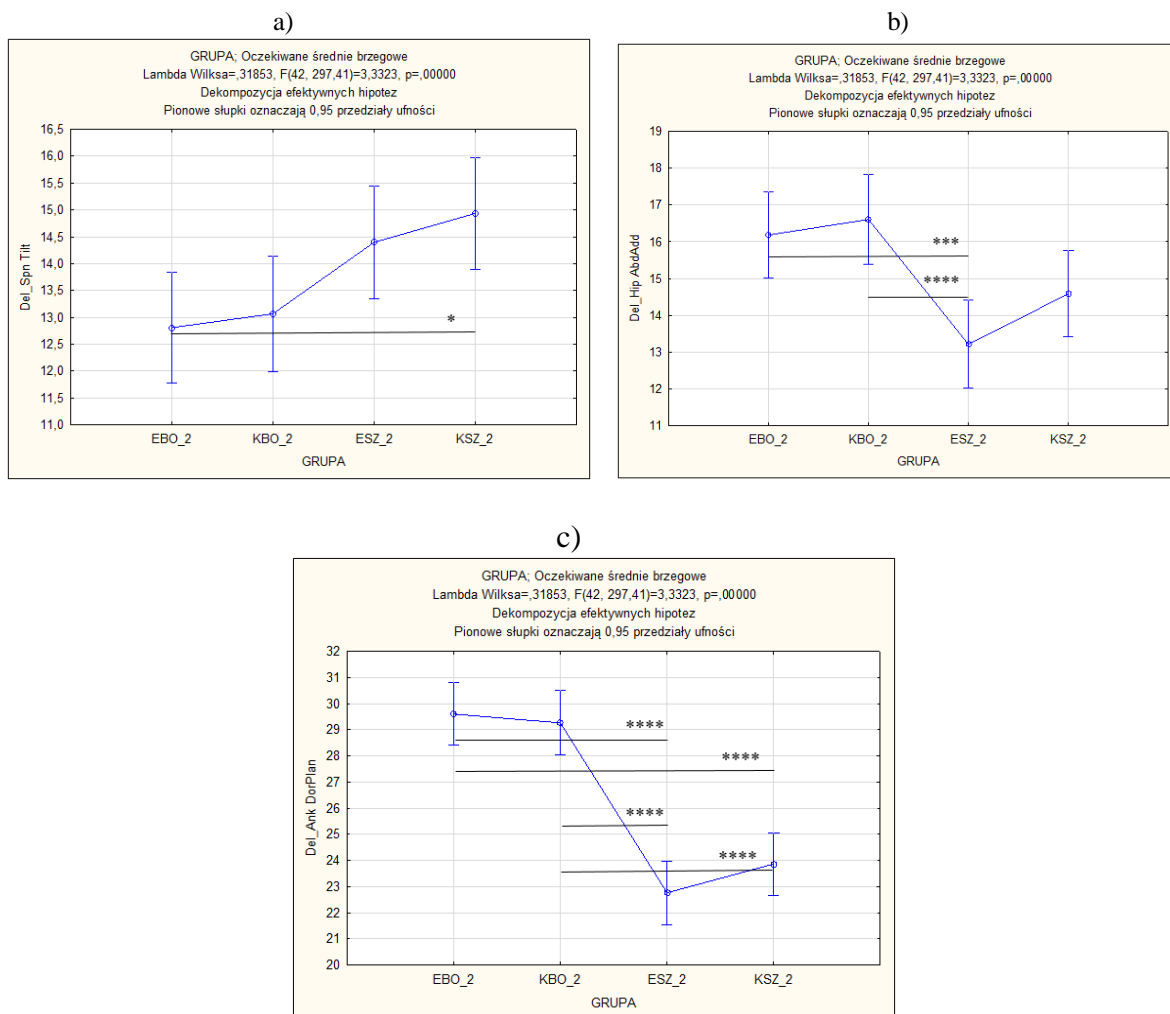
Ryc. 3.2.3 prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich wartości dla zakresów zmian kątów, w których wystąpiły istotne statystycznie różnice w pierwszym i drugim badaniu, pomiędzy grupą eksperymentalną i kontrolną badaną bez obuwia oraz w obuwiu z obcasem.



Ryc. 3.2.1. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallis dla wartości zakresów zmian kątów Del_Pel Obl w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)



Ryc. 3.2.2. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla zakresów zmian wartości kątów pochylenia kręgosłupa (a), rotacji miednicy (b), odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego (c), zgięcia i wyprostowania stawu kolanowego (d), zgięcia i wyprostowania stawu skokowego (e), zgięcia szyi (f), rotacji szyi (g) w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)



Ryc. 3.2.3. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla zakresów zmian wartości kątów pochylenia kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej (a), odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego (b), zgięcia i wyprostu stawu skokowego (c) w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

W Tabeli 3.2.8 przedstawiono wyniki analizy statystycznej istotności różnic zakresów zmian kąta w cyklu chodu, dla poszczególnych zmiennych pomiędzy pierwszym i drugim badaniem, podczas badania chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie. Analizę istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi przeprowadzono z zastosowaniem testu t-Studenta dla zmiennych zależnych oraz testu nieparametrycznego Wilcoxa.

Uzyskane wyniki badań wykazały, że część zmian wartości kątów, zarejestrowanych podczas pierwszego badania, różniła się istotnie statystycznie w stosunku do wyników uzyskanych podczas badania kontrolnego ($p < 0,05$). Analizy przeprowadzone za pomocą nieparametrycznego testu Wilcoxa nie wykazały różnic istotnych statystycznie pomiędzy zmiennymi.

Tabela 3.2.8. Wyniki testowania istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi wartościami kątów w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu bez obuwia (BO) i w obuwiu z obcasem (Sz)

Zmienna/Grupa	EBO1 vs. EBO2	KBO1 vs. KBO2	ESZ1 vs. ESZ2	KSZ1 vs. KSZ2
Del_Spn Bend	p=0,8709 ^t	p=0,1927 ^t	p=0,6444 ^t	p=0,0209^{t*}
Del_Spn Tilt	p=0,5528 ^t	p=0,1339 ^t	p=0,7729 ^t	p=0,7284 ^t
Del_Spn Rot	p=0,4718 ^t	p=0,6412 ^t	p=0,5973 ^t	p=0,0873 ^t
Del_Pel Tilt	p=0,8727 ^t	p=0,4632 ^t	p=0,0235^{t*}	p=0,4958 ^W
Del_Pel Obl	p=0,3410 ^t	p=0,0937 ^W	p=0,5598 ^t	p=0,4737 ^t
Del_Pel Rot	p=0,6113 ^t	p=0,3624 ^t	p=0,9920 ^t	p=0,9610 ^t
Del_Hip FlexExt	p=0,0714 ^t	p=0,1779 ^W	p=0,2093 ^t	p=0,7970 ^t
Del_Hip AbdAdd	p=0,3574 ^t	p=0,6775 ^t	p=0,9568 ^t	p=0,1671 ^t
Del_Hip Rot	p=0,5113 ^t	p=0,0743 ^t	p=0,4779 ^W	p=0,0651 ^t
Del_Knee FlexExt	p=0,8398 ^t	p=0,1779 ^W	p=0,9018 ^t	p=0,1653 ^t
Del_Knee Rot	p=0,5288 ^t	p=0,4895 ^t	p=0,0336^{t*}	p=0,2059 ^W
Del_Ank DorPlan	p=0,6693 ^t	p=0,4678 ^t	p=0,9777 ^t	p=0,1282 ^t
Del_Sho FlexExt	p=0,0038^{t***}	p=0,1620 ^t	p=0,0013^{t***}	p=0,5426 ^t
Del_NeckBend	p=0,6309 ^t	p=0,4057 ^t	p=0,2125 ^t	p=0,2898 ^t
Del_Neck Rot	p=0,0003^t	p=0,0000^{t****}	p=0,0000^{t****}	p=0,9522 ^t

t - ocena istotności różnic przeprowadzona testem t-Studenta

W- ocena istotności różnic przeprowadzona testem Wilcoxona

Porównując poszczególne zmienne w grupie eksperymentalnej i kontrolnej pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, więcej różnic istotnych statystycznie obserwujemy w grupie eksperymentalnej, szczególnie podczas rejestracji chodu w obuwiu z obcasem.

W grupie eksperymentalnej badanej bez obuwia, zarejestrowano istotną statystycznie różnicę ($p < 0,005$) w zakresie zgięcia i wyprostowania ramienia (Sho FlexExt), gdzie wartość zarejestrowana podczas drugiego badania była wyższa o ok. 21%. Drugą istotną różnicę ($p < 0,001$) odnotowano w porównaniach średnich zakresów rotacji szyi (Neck Rot), której wartość odnotowana podczas drugiego badania wzrosła o ok. 90%.

Analizując statystyczną istotność różnic w porównaniach grupy eksperymentalnej badanej podczas chodu w obuwiu z obcasem, zarejestrowano znamienne różnice w średnim zakresie ruchu pochylenia miednicy (Pel Tilt), rotacji stawu kolanowego (Knee Rot), zgięciu i wyprostowaniu ramienia (Sho FlexExt), oraz rotacji szyi (Neck Rot). Biorąc pod uwagę zakresy zmian wartości kątów pochylenia miednicy, należy zauważyć, że istotnie wyższe wartości ($p < 0,05$) zarejestrowano w drugim badaniu, a poziom różnic wyniósł ok. 11%. Zakres ruchu rotacji w stawie kolanowym zmniejszył się istotnie ($p < 0,05$) w drugim badaniu o ok. 6%. Ostatnią istotną statystycznie różnicę ($p < 0,001$) w grupie eksperymentalnej badanej w obuwiu

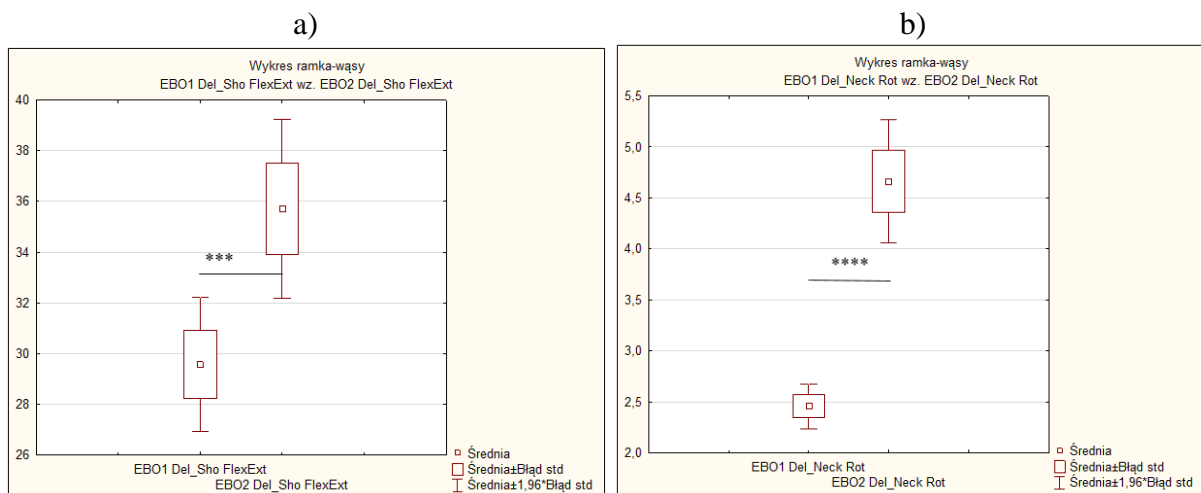
z obcasem, odnotowano dla zmiennej zakresu rotacji szyi, której wartość podczas drugiego badania wzrosła o ok. 101%.

Analizując różnice zarejestrowane w grupie kontrolnej badanej bez obuwia, obserwujemy istotne zwiększenie zakresu ruchu rotacji szyi ($p < 0,001$) o ok. 69%, zarejestrowane podczas drugiego badania.

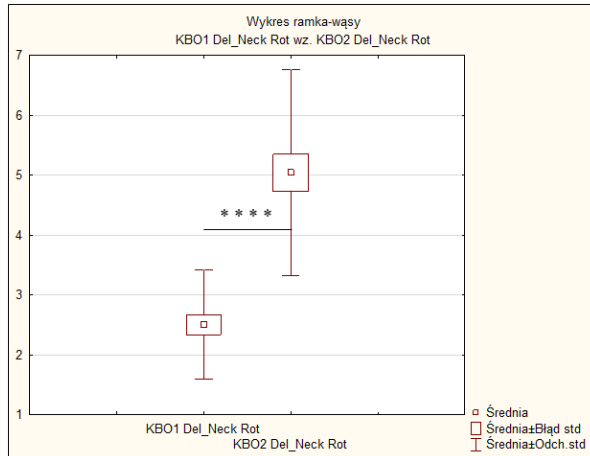
Jedyną istotną statystycznie różnicą ($p < 0,05$) zarejestrowaną w grupie kontrolnej badanej w obuwiu z obcasem, jest zakres zgięcia kręgosłupa (Spn Bend), gdzie wartość zarejestrowana podczas drugiego badania zmniejszyła się o ok. 8%.

Pozostałe zmienne (zamieszczone w Tabeli 3.2.8), nie różniły się istotnie statystycznie, a odnotowane różnice zawierały się w granicach między ok. 1 a 23%.

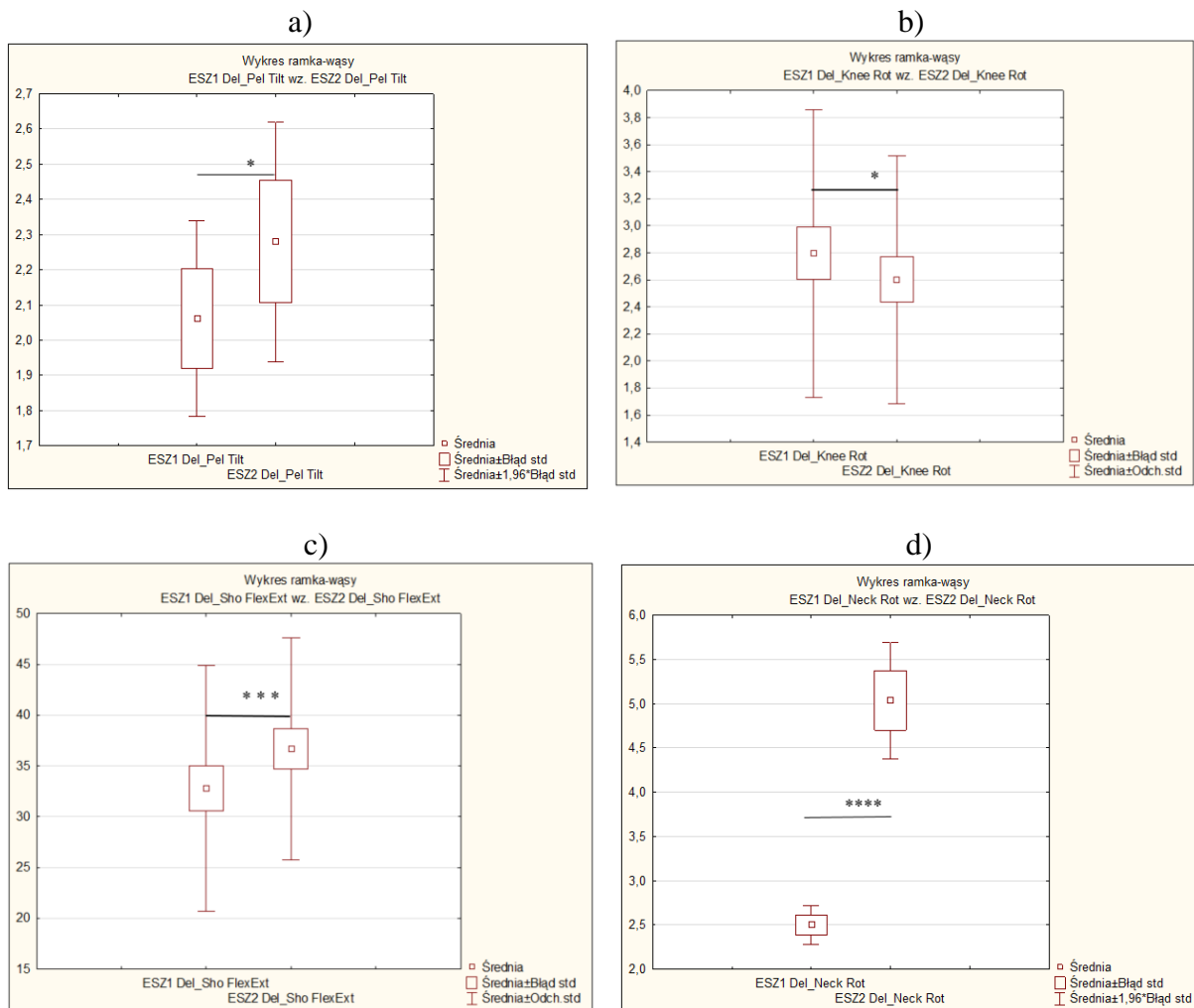
Ryc. 3.2.4. do Ryc. 3.2.7. prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic zakresów zmian kątów, w których wystąpiły istotne statystycznie różnice na poziomie $p < 0,05$, pomiędzy pierwszym a drugim badaniem zarówno w grupie eksperymentalnej jak i kontrolnej, badanej bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.



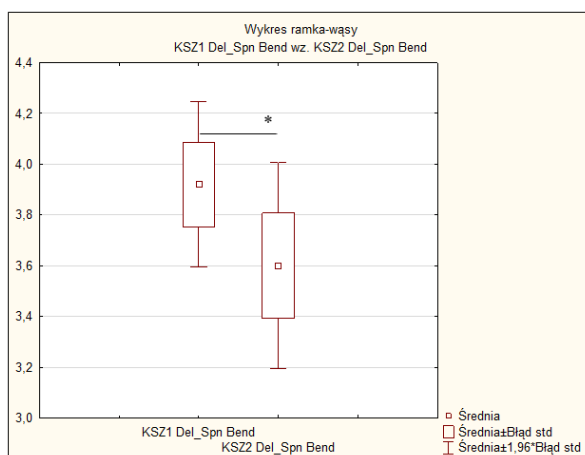
Ryc. 3.2.4. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów zgięcia i wyprostowania stawu ramiennego (a), oraz rotacji szyi (b) pomiędzy pierwszym (1) i drugim (2) badaniem w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO)



Ryc. 3.2.5. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów rotacji szyi w pierwszym i drugim (2) badaniu, w grupie kontrolnej, podczas chodu bez obuwia (BO)



Ryc. 3.2.6. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów pochyleń miednicy (a), rotacji stawu kolanowego (b), zgięcia i wyprostowania stawu ramiennego (c), rotacji szyi w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ)



Ryc. 3.2.7. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów zgięcia kręgosłupa w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie kontrolnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ)

3.3 Zmiany wartości składowych sił reakcji podłoża, podczas chodu bez obuwnia oraz w obuwiu na obcasie

Tabela 3.3.1. i 3.3.2. przedstawiają zarejestrowane w dwóch badaniach wyniki testowania normalności rozkładu standaryzowanych wartości składowych sił reakcji podłoża za pomocą testu W Shapiro–Wilka.

Tabela 3.3.1. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych sił reakcji podłoża podczas chodu bez obuwnia (BO) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

Zmienna	I badanie		II badanie	
	W	p	W	p
EBO_FX1	0,9544	0,2217	0,9701	0,5418
EBO_FX2	0,9557	0,2400	0,9445	0,1201
EBO_FX3	0,9291*	0,0466*	0,9371	0,0759
EBO_FY1	0,9847	0,9320	0,9405	0,0938
EBO_FY2	0,9839	0,9166	0,9460	0,1321
EBO_FZ1	0,9312	0,0527	0,9513	0,1831
EBO_FZ2	0,9398	0,0900	0,9397	0,0894
EBO_FZ3	0,9453	0,1267	0,9610	0,3289
KBO_FX1	0,9894	0,9879	0,9841	0,9217
KBO_FX2	0,9577	0,2696	0,9431	0,1105
KBO_FX3	0,9362	0,0718	0,9355	0,0688
KBO_FY1	0,9549	0,2279	0,9557	0,2390
KBO_FY2	0,9681	0,4876	0,9767	0,7318
KBO_FZ1	0,9601	0,3121	0,9627	0,3627
KBO_FZ2	0,9410	0,0968	0,9853	0,9421
KBO_FZ3	0,8833*	0,0034*	0,9024*	0,0096*

* zmienne charakteryzujące się brakiem rozkładu normalnego wyników ($p < 0,05$)

FX1- max wartość składowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej w fazie amortyzacji, **FX2** - max wartość składowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej w fazie jednopodporowej, **FX3** - max wartość składowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej w fazie odbicia, **FY1** – max wartość składowej siły reakcji podłoża (przednio – tylna), w fazie amortyzacji, **FY2** - max wartość składowej siły reakcji podłoża (przednio – tylna), w fazie odbicia, **FZ1**- max wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji, **FZ2** - max wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie jednopodporowej, **FZ3** - max wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie odbicia

Tabela 3.3.2. Wyniki testowania normalności rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych wartości składowych sił reakcji podłoża podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ) w grupie eksperymentalnej i kontrolnej (K)

Zmienna	I badanie		II badanie	
	W	p	W	p
ESZ_FX1	0,9521	0,1928	0,9682	0,4899
ESZ_FX2	0,9498	0,1670	0,8925*	0,0055*
ESZ_FX3	0,9668	0,4557	0,9702	0,5455
ESZ_FY1	0,9417	0,1010	0,9520	0,1916
ESZ_FY2	0,9821	0,8778	0,9395	0,0882
ESZ_FZ1	0,9834	0,9066	0,9723	0,6052
ESZ_FZ2	0,9761	0,7148	0,9645	0,4004
ESZ_FZ3	0,9762	0,7184	0,9627	0,3626
KSZ_FX1	0,9543	0,2201	0,9663	0,4440
KSZ_FX2	0,6911*	0,0000*	0,9375	0,0780
KSZ_FX3	0,9641	0,3932	0,9566	0,2534
KSZ_FY1	0,9705	0,5541	0,9394	0,0879
KSZ_FY2	0,9419	0,1020	0,9753	0,6924
KSZ_FZ1	0,9913	0,9961	0,9593	0,2974
KSZ_FZ2	0,9443	0,1186	0,9697	0,5316
KSZ_FZ3	0,8603*	0,0010*	0,8556*	0,0008*

Analiza normalności rozkładu indywidualnych wyników za pomocą testu W Shapiro-Wilka wykazała, iż zdecydowana większość analizowanych zmiennych składowych sił reakcji podłoża, charakteryzowała się rozkładem normalnym w badanych grupach. Brak normalnego rozkładu wyników odnotowano tylko w danych uzyskanych dla zmiennej FX2, w grupie eksperymentalnej badanej bez obuwia oraz kontrolnej badanej w obuwiu z obcasem, dla zmiennej FX3 w pierwszym badaniu bez obuwia w grupie eksperymentalnej oraz dla zmiennej FZ3 w grupie kontrolnej badanej bez obuwia i w obuwiu na obcasie podczas pierwszego i drugiego badania. Pozostałe zmienne charakteryzowały się normalnym rozkładem wyników.

Dla wszystkich zmiennych posiadających rozkład normalny stwierdzono równość wariancji w grupach za pomocą testu Levene'a.

Tabela 3.3.3. i Tabela 3.3.4. przedstawiają podstawowe miary statystyczne dla wartości standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, uzyskane w poszczególnych grupach osób, biorących udział w eksperymencie.

Tabela 3.3.3 Statystyka opisowa standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarejestrowanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej (E), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	%
EBO_1	FX1	4,45	0,93	4,49	1,53	2,77	5,83	21
EBO_1	FX2	1,56	0,96	1,51	1,62	0,10	3,35	62
EBO_1	FX3	3,64	1,19	3,56	2,21	1,88	6,31	33
EBO_1	FY1	17,48	3,21	17,19	6,87	11,11	24,86	18
EBO_1	FY2	23,45	3,17	23,15	6,64	17,40	30,69	14
EBO_1	FZ1	109,72	8,59	109,95	15,90	98,17	129,98	8
EBO_1	FZ2	72,11	7,63	70,32	13,07	59,52	85,65	11
EBO_1	FZ3	115,96	6,10	115,49	12,17	107,09	131,43	5
EBO_2	FX1	4,57	1,25	4,49	2,40	1,71	6,52	27
EBO_2	FX2	1,42	1,00	1,26	1,71	0,04	3,45	71
EBO_2	FX3	3,56	1,40	3,56	2,38	1,51	6,27	39
EBO_2	FY1	19,08	2,91	19,19	4,70	13,84	23,24	15
EBO_2	FY2	24,60	3,15	24,18	6,18	19,98	32,34	13
EBO_2	FZ1	113,03	9,47	111,94	18,53	98,73	135,80	8
EBO_2	FZ2	69,20	9,92	68,49	23,88	53,01	100,77	14
EBO_2	FZ3	117,35	6,07	116,55	13,15	107,75	134,06	5

Tabela 3.3.4. Statystyka opisowa standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarejestrowanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej (K), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	%
KBO_1	FX1	4,34	1,07	4,30	2,26	2,20	6,71	25
KBO_1	FX2	1,80	0,78	1,81	1,62	0,08	3,32	44
KBO_1	FX3	3,23	0,88	3,42	2,04	0,84	4,92	27
KBO_1	FY1	17,13	3,35	16,56	7,32	11,17	25,80	20
KBO_1	FY2	22,09	3,25	22,04	8,37	14,83	31,57	15
KBO_1	FZ1	107,10	6,62	106,03	14,89	94,03	123,81	6
KBO_1	FZ2	75,93	8,53	77,50	20,29	49,64	90,23	11
KBO_1	FZ3	112,65	7,52	112,31	19,95	99,54	139,44	7
KBO_2	FX1	4,19	1,14	4,21	2,39	2,15	6,92	27
KBO_2	FX2	1,54	0,97	1,53	1,68	-0,43	2,92	63
KBO_2	FX3	3,00	1,13	3,21	2,12	0,23	4,47	38

Tabela 3.3.4 c.d

KBO_2	FY1	17,91	3,46	17,13	6,75	12,48	25,97	19
KBO_2	FY2	22,53	3,64	22,32	8,02	15,48	31,53	16
KBO_2	FZ1	107,91	7,74	107,09	14,63	94,52	123,79	7
KBO_2	FZ2	74,20	7,68	74,60	17,04	54,60	88,68	10
KBO_2	FZ3	112,98	8,14	112,04	21,84	98,11	141,78	7

Tabela 3.3.5. Statystyka opisowa standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarejestrowanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej(E), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	%
ESZ_1	FX1	4,68	1,29	4,87	2,72	1,74	7,17	28
ESZ_1	FX2	0,98	0,65	0,95	1,23	0,07	2,53	67
ESZ_1	FX3	2,96	1,12	2,99	2,20	0,55	4,94	38
ESZ_1	FY1	18,67	3,33	18,79	6,93	12,76	26,62	18
ESZ_1	FY2	22,50	3,49	22,71	7,13	14,88	29,14	16
ESZ_1	FZ1	114,50	7,68	114,43	16,15	100,54	132,84	7
ESZ_1	FZ2	68,91	8,21	69,44	17,76	48,78	84,31	12
ESZ_1	FZ3	118,81	8,80	117,90	17,34	102,94	137,62	7
ESZ_2	FX1	4,77	1,27	4,74	2,43	2,05	6,90	27
ESZ_2	FX2	0,89	0,64	0,72	1,41	0,09	2,92	72
ESZ_2	FX3	2,83	1,14	2,82	2,44	0,90	5,77	40
ESZ_2	FY1	20,42	3,65	19,63	7,05	15,01	29,12	18
ESZ_2	FY2	23,86	3,71	23,92	8,94	17,31	35,20	16
ESZ_2	FZ1	118,09	7,41	118,40	13,75	103,40	130,90	6
ESZ_2	FZ2	65,04	7,56	64,19	13,65	51,53	78,83	12
ESZ_2	FZ3	121,02	8,28	121,21	20,18	102,71	143,07	7

Tabela 3.3.6. Statystyka opisowa standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarejestrowanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej(K), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	[N·kg]	%
KSZ_1	FX1	4,33	1,21	4,32	1,34	2,30	7,27	28
KSZ_1	FX2	0,92	0,93	0,04	2,47	0,04	4,98	10
KSZ_1	FX3	2,41	1,07	0,48	1,98	0,48	4,44	44
KSZ_1	FY1	18,43	3,48	11,40	7,62	11,40	26,63	19
KSZ_1	FY2	21,66	3,52	16,47	7,26	16,47	30,99	16
KSZ_1	FZ1	112,65	7,96	96,54	16,65	96,54	129,83	7
KSZ_1	FZ2	70,73	8,89	45,51	20,51	45,51	86,53	13
KSZ_1	FZ3	116,65	8,38	102,55	22,40	102,55	147,35	7

Tabela 3.3.6 c.d.

KSZ_2	FX1	4,28	1,21	1,99	2,70	1,99	7,38	28
KSZ_2	FX2	0,80	0,55	0,02	1,07	0,02	2,16	69
KSZ_2	FX3	2,40	0,89	0,53	1,70	0,53	3,93	37
KSZ_2	FY1	19,26	3,32	14,00	7,32	14,00	28,64	17
KSZ_2	FY2	22,00	3,20	16,12	6,23	16,12	28,58	15
KSZ_2	FZ1	113,22	6,77	100,21	12,13	100,21	124,47	6
KSZ_2	FZ2	69,29	7,57	50,40	18,44	50,40	87,29	11
KSZ_2	FZ3	116,69	7,87	104,27	21,09	104,27	146,45	7

W tabeli 3.3.7 przedstawiono wyniki testowania istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża za pomocą analizy wariancji Anova (F) i testu post-hoc Tukeya, w porównaniach międzygrupowych, uzyskane w obu badaniach, podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Tabela 3.3.7. Wyniki analizy wariancji Anova (F) wartości sił reakcji podłoża podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ), w pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

I						
Zmienna / grupa	EBO vs. KBO	EBO vs. ESZ	EBO vs. KSZ	KBO vs. ESZ	KBO vs. KSZ	ESZ vs. KSZ
FX1	0,9647 ^A	0,3198 ^A	0,5855 ^A	0,1319 ^A	0,8574 ^A	0,0181^{A*}
FX2	1 ^B	0,0941 ^B	0,0124^{B*}	0,0015^{B***}	0,0001^{B****}	1 ^B
FX3	1 ^B	0,5103 ^B	0,0020^{B***}	1 ^B	0,0239^{B*}	0,3685 ^B
FY1	0,2300 ^A					
FY2	0,3488 ^A	0,5949 ^A	0,0134^{A*}	0,9768 ^A	0,4859 ^A	0,2624 ^A
FZ1	0,5589 ^A	0,0847 ^A	0,4622 ^A	0,0020^{A****}	0,0324 ^{A*}	0,7911 ^A
FZ2	0,0833 ^A	0,3634 ^A	0,9925 ^A	0,0007^{A****}	0,0419^{A*}	0,5294 ^A
FZ3	0,1713 ^B	1 ^B	1 ^B	0,0075^{B**}	0,1881 ^B	1 ^B
II						
Zmienna / grupa	EBO vs. KBO	EBO vs. ESZ	EBO vs. KSZ	KBO vs. ESZ	KBO vs. KSZ	ESZ vs. KSZ
FX1	0,5389 ^A	0,5488 ^A	0,3128 ^A	0,0430^{A*}	0,9799 ^A	0,0147^{A*}
FX2	1 ^B	0,2220 ^B	0,0807 ^B	0,0167^{B*}	0,0044^{B***}	1 ^B
FX3	0,2432 ^A	0,0773 ^A	0,0011^{A****}	0,9461 ^A	0,1982 ^A	0,4789 ^A
FY1	0,5328 ^A	0,4137 ^A	0,9968 ^A	0,0231^{A*}	0,4047 ^A	0,5426 ^A
FY2	0,0960 ^A	0,8386 ^A	0,0207^{A*}	0,4395 ^A	0,9317 ^A	0,1583 ^A
FZ1	0,0638 ^A	0,0695 ^A	0,9997 ^A	0,0001^{A****}	0,0506 ^A	0,0866 ^A
FZ2	0,0927 ^A	0,2120 ^A	0,0417 ^A	0,0003^{A****}	0,1026 ^A	0,1948 ^A
FZ3	0,0689 ^B	0,3329 ^B	1 ^B	0,0001^{B****}	0,2951 ^B	0,0798 ^B

* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,05$),

** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,01$),

*** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,005$)

**** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,001$)

^A ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Tukeya

^B ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Kruskala – Wallisa

Analiza wariancji dla zmiennych, opisujących standaryzowane składowe siły reakcji podłoża wykazała, że pomiędzy średnimi wartościami analizowanych zmiennych w niektórych grupach występują różnice istotne statystycznie. Analiza post – hoc, pozwoliła wyodrębnić te pary zmiennych, które różniły się między sobą w sposób istotny ($p < 0,05$).

W pierwszym badaniu różnicę istotną statystycznie ($p < 0,05$) dla zmiennej FX1, obserwujemy pomiędzy grupą eksperymentalną, która osiągnęła istotnie wyższe wartości, a grupą kontrolną, w badaniach rejestrowanych podczas chodu w obuwiu na obcasie, (ESZ vs. KSZ). Poziom różnic pomiędzy średnimi wyniósł ok 7%.

W tym samym badaniu, zmienna FX2 wykazała istotne statystycznie różnice pomiędzy trzema grupami: grupą eksperymentalną badaną bez obuwia, a grupą kontrolną badaną w obuwiu z obcasem (EBO vs. KSZ - $p < 0,05$), grupą kontrolną badaną bez obuwia, a grupą eksperymentalną badaną w obuwiu z obcasem (KBO vs. ESZ - $p < 0,005$) i grupą kontrolną pomiędzy badaniem bez obuwia a badaniem w obuwiu z obcasem (KBO vs. KSZ - $p < 0,001$). W tych trzech porównaniach, istotnie wyższe wartości standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża obserwujemy podczas rejestracji chodu bez obuwia, bez względu na rodzaj grupy. W pierwszej parze różnice wynosiły ok. 41%, w kolejnej parze ok. 46%, a w trzeciej ok. 49%.

Analizując wartości zmiennej FX3, znamienne różnice obserwujemy w dwóch grupach: pomiędzy grupami eksperymentalną i kontrolną badaną bez obuwia, a grupą kontrolną badaną w obuwiu na obcasie (EBO vs KSZ i KBO vs KSZ). W obu przypadkach, istotnie wyższą wartość FX3, zarejestrowano podczas badania chodu bez obuwia. W pierwszym porównaniu, poziom różnic wyniósł ok. 34% przy poziomie istotności $p < 0,005$, natomiast w drugim porównaniu, różnice pomiędzy średnimi wyniosły ok. 25%, a poziom istotności statystycznej wyniósł - $p < 0,05$.

Na tym samym poziomie istotności ($p < 0,05$), znamienne różnicę zarejestrowano dla zmiennej FY2, pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bez obuwia, a grupą kontrolną badaną w obuwiu na obcasie (EBO vs. KSZ). Znamienne wyższa wartość została zarejestrowana w grupie eksperymentalnej również podczas rejestracji chodu bez obuwia, a poziom różnic pomiędzy średnimi wartościami zmiennej wyniósł ok. 8%.

Biorąc pod uwagę wartości zmiennej FZ1, należy stwierdzić, że istotnie statycznie wyższe rezultaty odnotowano podczas badania w obuwiu z obcasem, pomiędzy grupą kontrolną badaną bez obuwia, a eksperymentalną i kontrolną badaną w obuwiu na obcasie (KBO vs. ESZ - $p < 0,005$, oraz KBO vs. KSZ - $p < 0,05$). Różnice pomiędzy średnimi wartościami zmiennych w pierwszej wynosiły ok. 7%, a w drugiej ok. 5%.

Analizując pierwsze badanie, ostatnia istotna statystycznie różnica zmiennej (FZ3), została zarejestrowana pomiędzy średnimi grupy kontrolnej badanej bez obuwia a wyższymi o ok. 5% wartościami wyników grupy eksperymentalnej, badanej w obuwiu na obcasie (KBO vs. ESZ - $p < 0,01$).

W wartościach zmiennej FY1 podczas pierwszego badania, nie zarejestrowano żadnej istotnej statystycznie różnicy w porównaniach między poszczególnymi grupami, a względne wartości odnotowanych średnich wartości zmiennej zawierały się w granicach między ok. 1-9%.

Przeprowadzona analiza wyłoniła również w drugim badaniu te grupy zmiennych, które różniły się między sobą w sposób istotny statystycznie.

Biorąc po uwagę średnie wartości zmiennej FX1, obserwujemy znamienne wyższe rezultaty ($p < 0,05$) w grupie eksperymentalnej badanej w obuwiu na obcasie, w porównaniu do grupy kontrolnej badanej bez obuwia (KBO vs. ESZ), oraz w obuwiu na obcasie (ESZ vs. KSZ).

Istotnie wyższa średnia wartość, została zarejestrowana w grupie eksperymentalnej. Wartości różnic pomiędzy średnimi lokowały się odpowiednio na poziomie ok. 14% i 10%.

Na podobnym poziomie istotności ($p < 0,05$), różniły się średnie wartości zmiennej FX2, w porównaniu grupy kontrolnej badanej bez obuwia i grupy eksperymentalnej badanej w obuwiu (KBO vs. ESZ), gdzie statystycznie istotna wyższa wartość wystąpiła w grupie kontrolnej, a różnice pomiędzy średnimi lokowały się na poziomie ok. 42%. Znamienne różnicę dla zmiennej FX2 podczas drugiego badania, obserwujemy również w grupie kontrolnej, pomiędzy badaniem bez obuwia, a badaniem w obuwiu z obcasem (KBO vs. KSZ). Statystycznie istotna wyższa wartość ($p < 0,005$) w tym porównaniu, została zarejestrowana podczas badania chodu bez obuwia, a różnice wynosiły ok. 48%.

Analizując wartości zmiennej FX3 w porównaniu wyników grupy eksperymentalnej badanej bosą z grupą kontrolną badaną w obuwiu z obcasem (EBO vs. KSZ), należy stwierdzić, że statystycznie istotnie wyższą wartość zarejestrowano w grupie eksperymentalnej ($p < 0,005$), a poziom różnic pomiędzy średnimi wartościami zmiennej wyniósł ok. 32%.

W odróżnieniu od pierwszego badania, w badaniu drugim wystąpiła istotna statystycznie różnica ($p < 0,05$) pomiędzy średnimi wartościami zmiennej FY1,

zarejestrowanymi pomiędzy grupą kontrolną badaną podczas chodu bez obuwia, a grupą eksperymentalną w badaniu chodu w obuwiu na obcasie (KBO vs. ESZ). Wyższą wartość odnotowano podczas badania chodu w obuwiu na obcasie, a poziom różnic wyniósł ok. 14%.

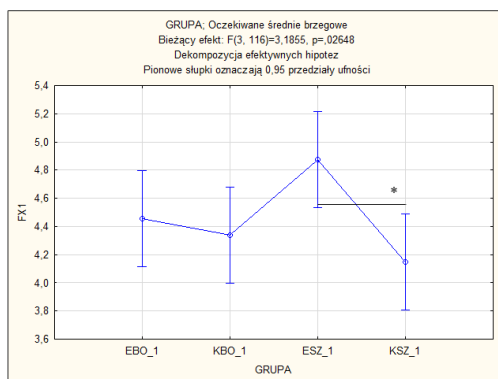
Przy analogicznym poziomie istotności ($p < 0,05$) zarejestrowano znamienne różnice średnich wartości zmiennej FY2, pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bez obuwia, a grupą kontrolną badaną w obuwiu na obcasie (EBO vs. KSZ), gdzie statystycznie istotna wyższa wartość, została zarejestrowana w grupie eksperymentalnej, a średnie różniły o ok. 11%.

W drugim badaniu pomiędzy grupą kontrolną badaną bez obuwia, a grupą eksperymentalną badaną w obuwiu na obcasie (KBO vs. ESZ), wystąpiły różnice istotne statystycznie dla zmiennych FZ1, FZ2 i FZ3, na poziomie istotności wynoszącym $p < 0,001$.

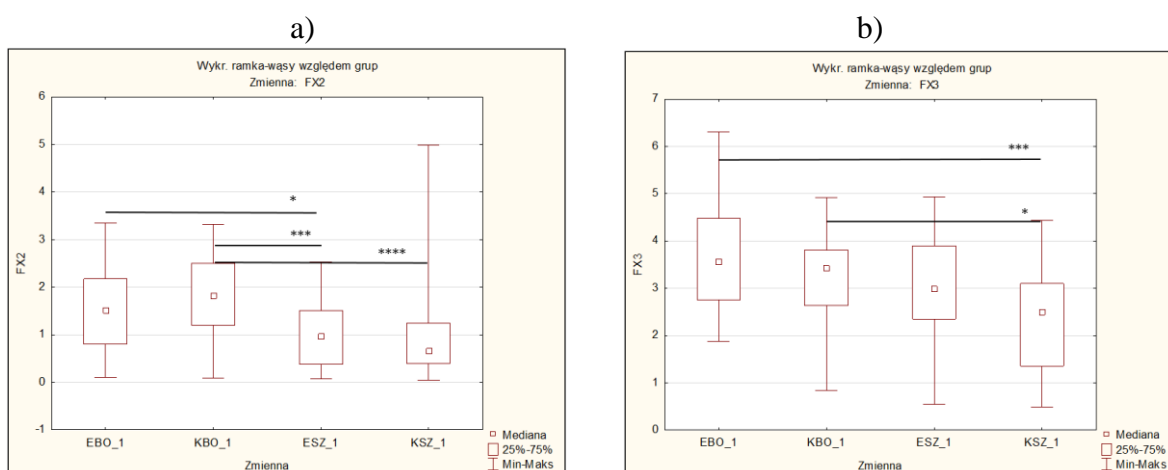
W przypadku zmiennej FZ1, znamienne wyższe wartości o ok. 9% zarejestrowano w grupie eksperymentalnej. Dla zmiennej FZ2, przy statystycznie istotnie wyższej wartości odnotowanej w grupie kontrolnej, poziom różnic wyniósł ok. 12%. Dla zmiennej FZ3 poziom różnic wyniósł ok. 7%, przy istotnie wyższej wartości w grupie eksperymentalnej.

Analizując uzyskane średnie wartości wyników dla wszystkich standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarówno w pierwszym jak i w drugim badaniu, pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną bez obuwia (EBO vs. KBO), oraz w grupie eksperymentalnej pomiędzy badaniem bez obuwia, a badaniem w obuwiu na obcasie (EBO vs. ESZ), należy stwierdzić, że uzyskane średnie wartości, nie różniły się w sposób statystycznie istotny dla żadnej z analizowanych zmiennych ($p < 0,05$), a poziom odnotowanych różnic zawierał się dla pary (EBO vs. KBO) w granicach między ok. 2 a 16%, oraz dla pary (EBO vs. ESZ) pomiędzy 2 a 38%. Pomimo znacznych względnych różnic pomiędzy średnimi wartościami, różnice okazały się nieistotne statystycznie na przyjętym poziomie ($p < 0,05$).

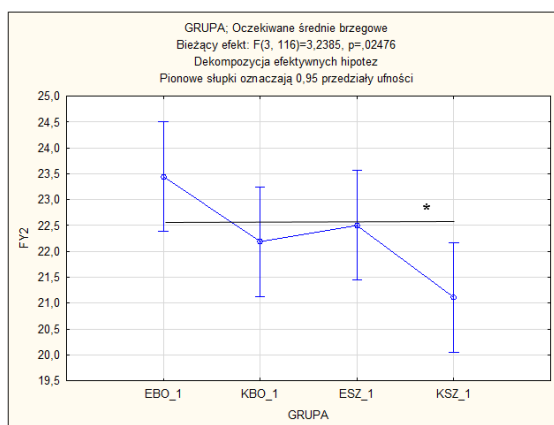
Ryciny od Ryc. 3.3.1. do Ryc. 3.3.10. prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich wartości dla składowych sił reakcji podłoża, w których wystąpiły istotne statystycznie różnice w pierwszym i drugim badaniu, dla grupy eksperymentalnej i kontrolnej badanej bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.



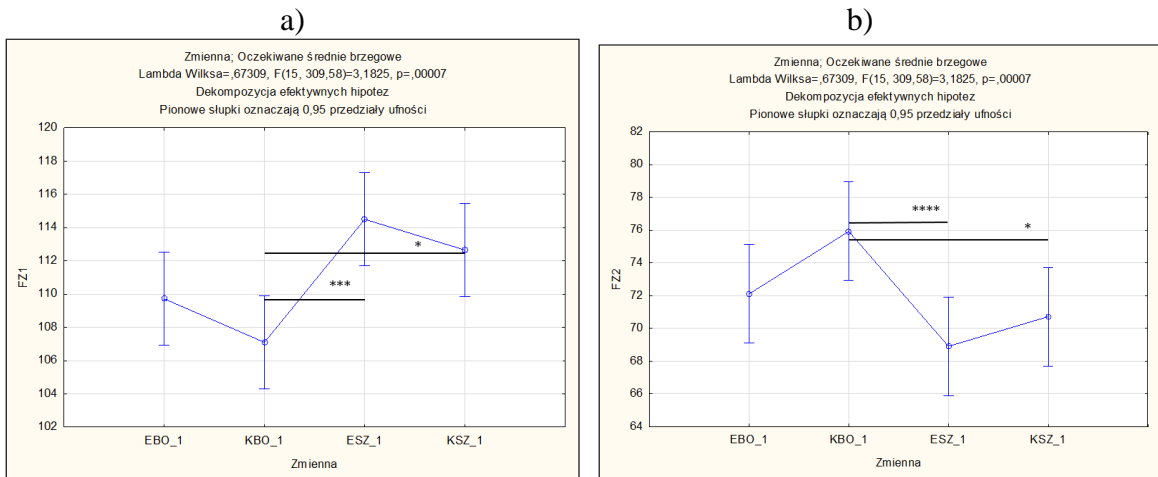
Ryc. 3.3.1. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla zmian standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża FX1, w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ)



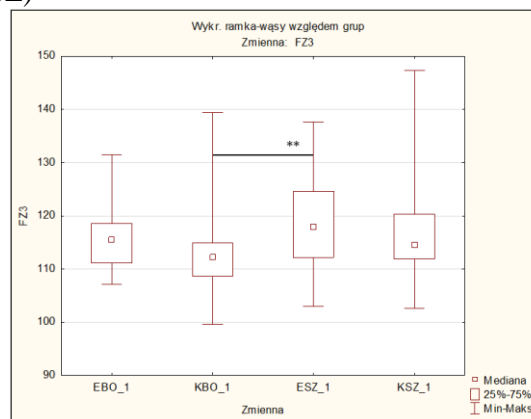
Ryc. 3.3.2. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallis zmiennych standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża zmiennych FX2 (a) oraz FX3 (b), w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)



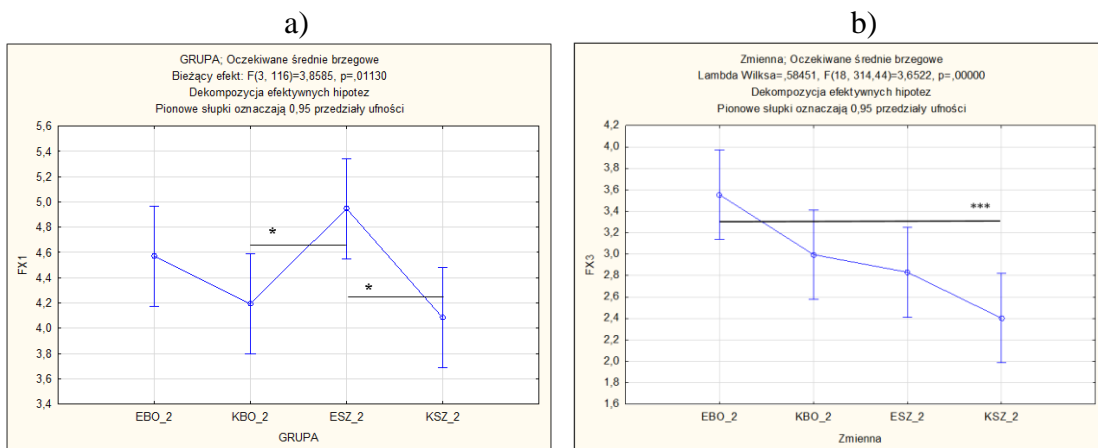
Ryc. 3.3.3. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża FY2 w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ)



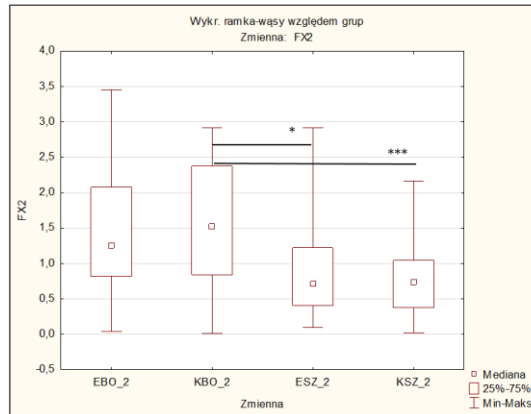
Ryc. 3.3.4. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża, FZ1(a) oraz FZ2 (b), w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ)



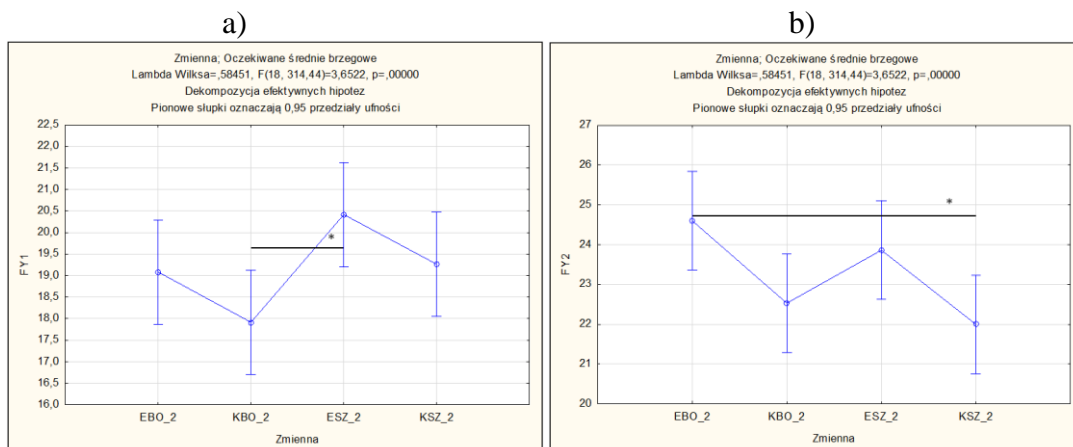
Ryc. 3.3.5 Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallisa dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża FZ w pierwszym badaniu (I), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K)



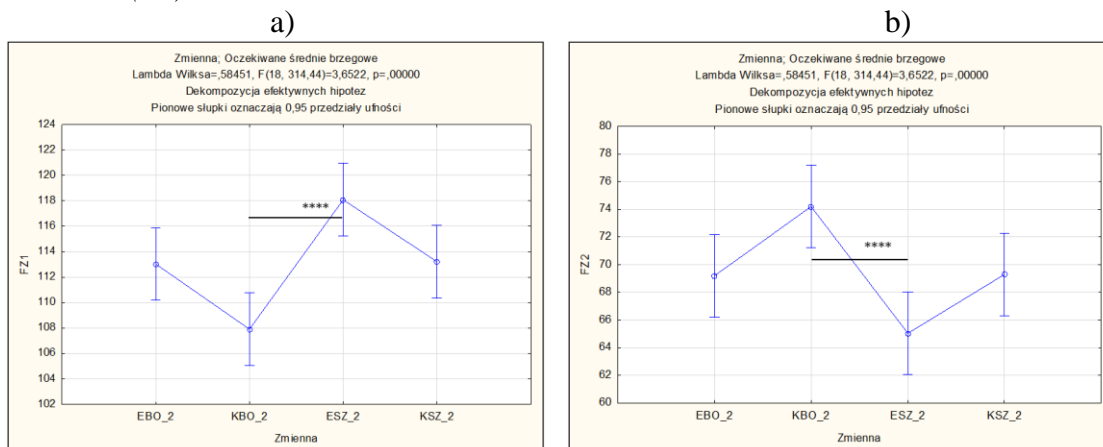
Ryc. 3.3.6. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża zmiennych FX1 (a), FX3 (b) w drugim badaniu (II), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ)



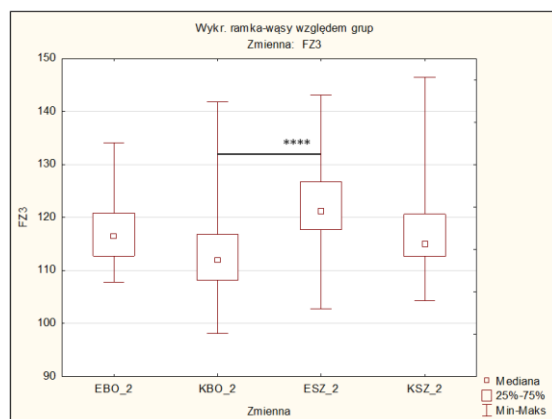
Ryc. 3.3.7. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallisa dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża zmiennej FX w drugim badaniu (II), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K)



Ryc. 3.3.8. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża zmiennych FY1 (a), FY2 (b) w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ)



Ryc. 3.3.9. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża zmiennych FZ1 (a), FZ2 (b), w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ)



Ryc. 3.3.10. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallisa dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża zmiennej FZ w drugim badaniu (II), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K)

W tabeli 3.3.8.. przedstawiono wyniki analizy istotności różnic standaryzowanych wartości składowych sił reakcji podłoża (FX1, FX2,FX3, FY1, FY2, FZ1, FZ2, FZ3) w porównaniach pierwszego i drugiego badania chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Tabela 3.3.8. Wyniki testowania istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi sił reakcji podłoża w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu bez obuwia (BO) i w obuwiu z obcasem (Sz)

Zmienna/Grupa	EBO1 vs. EBO2	KBO1 vs. KBO2	ESZ1 vs. ESZ2	KSZ1 vs. KSZ2
FX1	p=0,4432 ^t	p=0,3527 ^t	p=0,7402 ^t	p=0,7908 ^t
FX2	p=0,1732 ^t	p=0,0197 ^{t*}	p=0,4284 ^w	p=0,8774 ^w
FX3	p=0,4908 ^w	p=0,0591 ^t	p=0,4850 ^t	p=0,9548 ^t
FY1	p=0,0065 ^{t**}	p=0,1005 ^t	p=0,0021 ^{t***}	p=0,0588 ^t
FY2	p=0,0078 ^{t**}	p=0,2598 ^t	p=0,0128 ^{t**}	p=0,3788 ^t
FZ1	p=0,0086 ^{t**}	p=0,2839 ^t	p=0,0028 ^{t***}	p=0,5132 ^t
FZ2	p=0,0992 ^t	p=0,0528 ^t	p=0,0141 ^{t*}	p=0,1288 ^t
FZ3	p=0,1070 ^t	p=0,5304 ^w	p=0,0537 ^t	p=0,6435 ^w

^t - ocena istotności różnic przeprowadzona testem t-Studenta

^w - ocena istotności różnic przeprowadzona testem Wilcoxona

Przeprowadzona analiza istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi z zastosowaniem testu t-Studenta, dla zmiennych zależnych oraz testu nieparametrycznego Wilcoxona wskazuje, iż niektóre z analizowanych składowych sił reakcji podłoża zarejestrowanych podczas pierwszego badania różniła się istotnie statystycznie, w stosunku do wyników uzyskanych podczas badania kontrolnego (p<0,05). Najwięcej różnic istotnych

statystycznie, zaobserwowano w grupie eksperymentalnej, zarówno podczas badania bez obuwia (trzy zmienne), jak i w obuwiu na obcasie (cztery zmienne). W grupie kontrolnej odnotowano jedną istotną statystycznie różnicę dla zmiennej podczas badania bez obuwia, natomiast badanie w obuwiu z obcasem nie wykazało żadnych istotnych statystycznie różnic pomiędzy pierwszym a drugim badaniem.

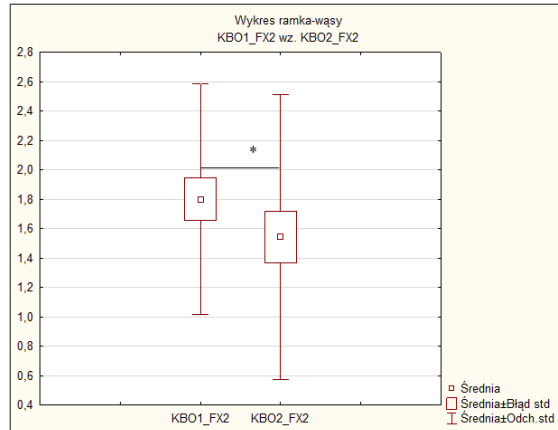
Porównując poszczególne zmienne w grupie eksperymentalnej pomiędzy pierwszym a drugim badaniem bez obuwia, możemy zaobserwować, że wartość FY1 wzrosła istotnie statystycznie o ok. 9% w porównaniu do pierwszego badania. Wartość średnia dla zmiennej FY2, zwiększyła się znamienne o ok. 5%, a średnie wartości dla zmiennej FZ1, zwiększyły się o ok. 3%. Poziom istotności różnic w tych porównaniach dla wszystkich trzech zmiennych wynosił $p < 0,01$.

Kontynuując analizę porównań zmiennych w grupie eksperymentalnej pomiędzy pierwszym, a drugim badaniem, tym razem w obuwiu na obcasie obserwujemy, iż wartość składowej FY1 wykazała istotnie wyższe rezultaty ($p < 0,005$) o ok. 9%, w porównaniu do pierwszego badania. Na takim samym poziomie istotności zostały zarejestrowane różnice dla średniej wartości FZ1, która wzrosła o ok. 3% podczas drugiego badania. Biorąc pod uwagę wartość zmiennej FY2, należy stwierdzić, że zwiększyła się ona w sposób istotny statystycznie ($p < 0,001$) o ok. 6%. Ostatnia znamienna różnica odnotowana w grupie eksperymentalnej podczas badania w obuwiu z obcasem to składowa FZ2, której wartość w drugim badaniu zmniejszyła się w sposób istotny statystycznie ($p < 0,05$), o ok 6%, w porównaniu do badania pierwszego.

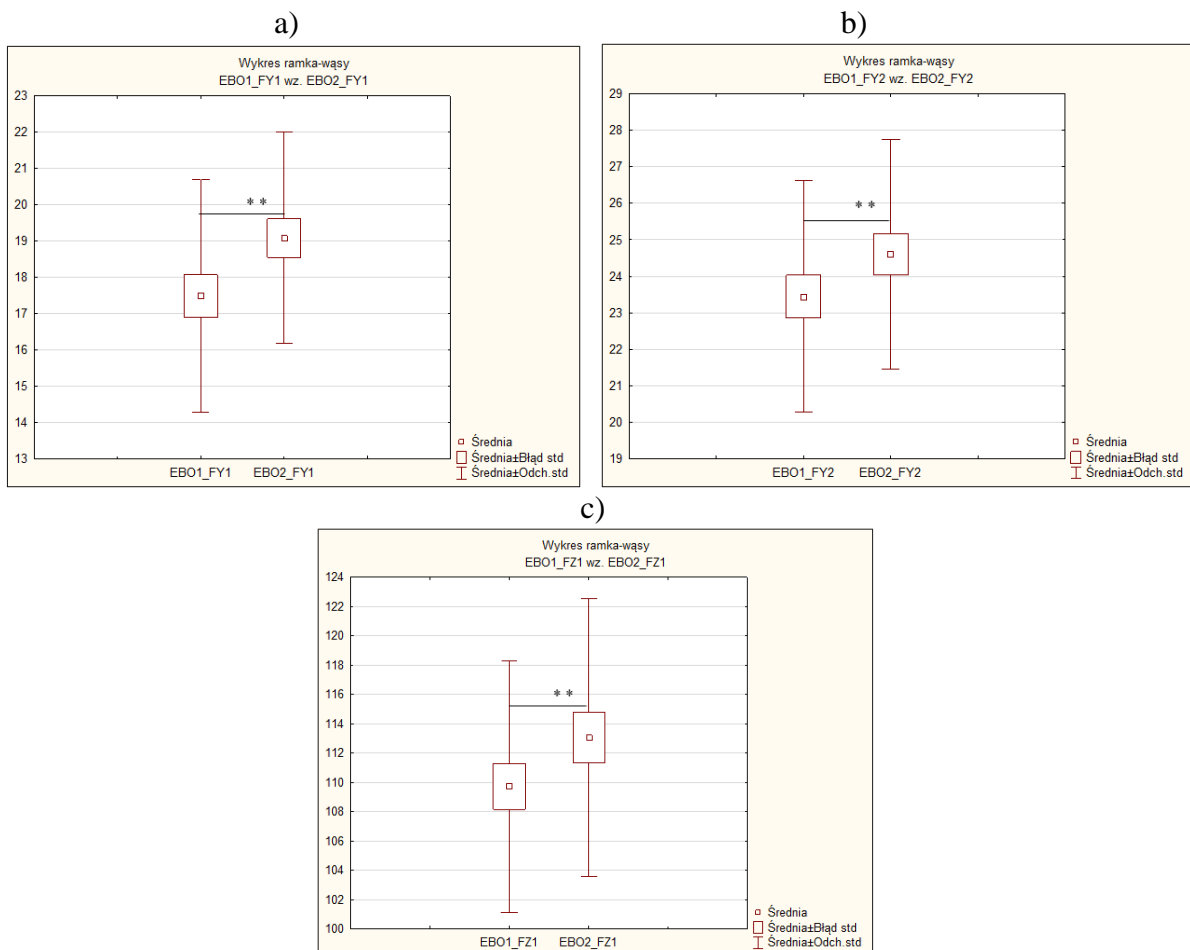
Jedyną zmienną wykazującą różnice istotne statystycznie ($p < 0,05$) w porównaniach obu badań bez obuwia w grupie kontrolnej, była składowa FX2, dla której wyższe wartości zarejestrowano podczas pierwszego badania, a poziom względnych różnic w tym porównaniu wyniósł ok. 14%.

W grupie kontrolnej, badanej podczas chodu w obuwiu z obcasem, wartości standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, nie wykazały znamiennych różnic na poziomie $p < 0,05$, pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, a różnice lokowały się w granicach między ok. 0 a 13%

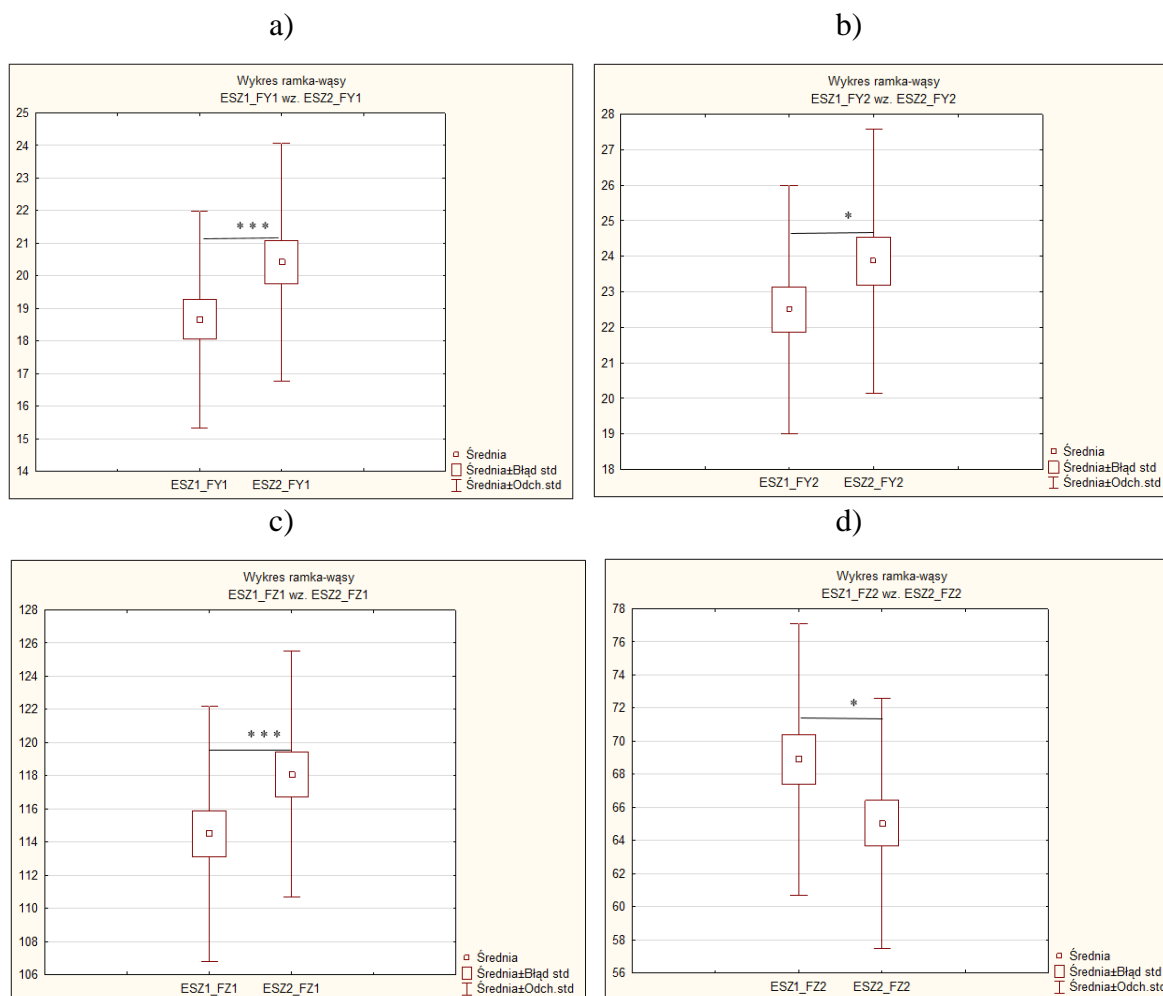
Ryciny od Ryc. 3.3.12. do 3.3.13. prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich wartości sił reakcji podłoża, w których wystąpiły istotne statystycznie różnice pomiędzy pierwszym a drugim badaniem w grupie eksperymentalnej badanej bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.



Ryc. 3.3.11. Graficzna prezentacja istotnych różnic statystycznych dla średniej wartości standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża FX2 w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie kontrolnej, podczas chodu bez obuwia (BO)



Ryc. 3.3.12. Graficzna prezentacja istotnych różnic statystycznych dla średnich wartości standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża FY1 (a), FY2 (b), FZ1 (c), w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E), podczas chodu bez obuwia (BO)



Ryc. 3.3.13. Graficzna prezentacja istotnych różnic statystycznych dla średnich wartości standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża FY1 (a), FY2 (b), FZ1(c), FZ2(d) w pierwszym (1) i drugim(2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ)

3.4 Zmiany energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej OSC podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

W tabeli 3.4.1. i Tabeli 3.4.2. zamieszczono wyniki testowania normalności rozkładu standaryzowanych zmian składowych oraz wypadkowej energii kinetycznych względem osi x, y oraz z (ΔE_{kx_std} , ΔE_{ky_std} , ΔE_{kz_std} , E_{k_std}), energii potencjalnej (ΔE_{p_std}) oraz całkowitej (ΔE_{tot_std}) OSC, za pomocą testu W Shapiro–Wilka. Wartości składowych energii, oraz energia całkowita były standaryzowane względem kilograma masy ciała oraz metra przebytego dystansu.

Tabela 3.4.1. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych energii kinetycznej, potencjalnej i całkowitej, podczas chodu bez obuwia (BO), w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

Zmienna	I badanie		II badanie	
	W	p	W	p
EBO_Del_Ekx_std	0,9509	0,2092	0,9768	0,7509
EBO_Del_Eky_std	0,9585	0,3213	0,9803	0,8459
EBO_Del_Ekz_std	0,9478	0,1741	0,9702	0,5665
EBO_Del_Ek_std	0,959	0,3292	0,9801	0,841
EBO_Del_Ep_std	0,9855	0,9559	0,9615	0,3568
EBO_Del_Etot_std	0,9764	0,7586	0,9771	0,7616
KBO_Del_Ekx_std	0,9573	0,3205	0,9703	0,5692
KBO_Del_Eky_std	0,9212*	0,0421*	0,9441	0,1286
KBO_Del_Ekz_std	0,9759	0,7613	0,9603	0,3334
KBO_Del_Ek_std	0,9151*	0,0302*	0,9493	0,1758
KBO_Del_Ep_std	0,9506	0,2216	0,957	0,2763
KBO_Del_Etot_std	0,9614	0,398	0,9715	0,6012

Del_Ekx - zmiany energii kinetycznej ruchu na boki względem osi poprzecznej, **Del_Eky** - zmiany energii kinetycznej ruchu postępowego ciała względem osi strzałkowej, **Del_Ekz** - zmiany energii kinetycznej ruchu w górę i w dół względem osi pionowej, **Del_Ek** – suma składowych energii kinetycznej ciała (F_x , F_y i F_z), **Del_Ep** – zmiany energii potencjalnej ciężkości ciała, **Del_Etot** – zmiany całkowitej energii mechanicznej środka ciężkości ciała, będącej sumą wszystkich składowych energii

Analiza normalności rozkładu indywidualnych wyników standaryzowanych zmian energii OSC za pomocą testu W Shapiro – Wilka wykazała, że zdecydowana większość analizowanych zmiennych charakteryzowała się rozkładem normalnym wyników w badanych grupach.

Brak normalnego rozkładu wyników dla zmiennej Del_Ekx_std odnotowano w grupie kontrolnej podczas pierwszego badania w obuwiu na obcasie, dla zmiennej Del_Eky_std w grupie kontrolnej podczas pierwszego badania bez obuwia, oraz dla zmiennej Del_Ek_std w grupie kontrolnej podczas pierwszego badania bez obuwia.

Tabela 3.4.2. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych energii kinetycznej, potencjalnej i całkowitej, podczas chodu w obuwiu na obcasie (SZ), w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

Zmienna	I badanie		II badanie	
	W	p	W	p
ESZ_Del_Ekx_std	0,9824	0,9112	0,972	0,655
ESZ_Del_Eky_std	0,9724	0,6656	0,9763	0,7722
ESZ_Del_Ekz_std	0,9645	0,4658	0,9809	0,8824
ESZ_Del_Ek_std	0,9631	0,4334	0,9688	0,5694
ESZ_Del_Ep_std	0,955	0,2828	0,9616	0,4007
ESZ_Del_Etot_std	0,9563	0,303	0,9596	0,3619

Tabela 4.4.2. cd.

KSZ_Del_Ekx_std	0,8968*	0,0113*	0,9784	0,8107
KSZ_Del_Eky_std	0,9793	0,8461	0,9892	0,9897
KSZ_Del_Ekz_std	0,9526	0,2483	0,9417	0,1223
KSZ_Del_Ek_std	0,9809	0,8815	0,9809	0,8714
KSZ_Del_Ep_std	0,9682	0,5562	0,9785	0,8135
KSZ_Del_Etot_std	0,9417	0,1339	0,9824	0,9043

* zmienne charakteryzujące się brakiem rozkładu normalnego wyników ($p < 0,05$)

Dla wszystkich zmiennych posiadających rozkład normalny sprawdzono następnie równość wariancji w grupach za pomocą testu Levene'a. Dla wszystkich zmiennych o rozkładzie normalnym odnotowano brak podstaw do odrzucenia hipotezy o równości wariancji.

Tabela 3.4.3. do 3.4.6. przedstawiają podstawowe miary statystyczne standaryzowanych wartości zmiennych energii kinetycznej, potencjalnej oraz całkowitej, uzyskane w poszczególnych grupach osób, biorących udział w eksperymencie.

Tabela 3.4.3. Statystyka opisowa zmiennych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i przebytego dystansu, w grupie eksperymentalnej (E), uzyskanych podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO),

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	%
EBO_1	Del_Ekx_std	0,0053	0,00192	0	0,00144	0,002	0,0089	36
EBO_1	Del_Eky_std	0,21	0,039	0,21	0,022	0,14	0,3	19
EBO_1	Del_Ekz_std	0,018	0,0065	0,02	0,005	0,008	0,031	36
EBO_1	Del_Ek_std	0,22	0,037	0,22	0,023	0,15	0,3	17
EBO_1	Del_Ep_std	0,24	0,031	0,24	0,018	0,17	0,3	13
EBO_1	Del_Etot_std	0,33	0,077	0,32	0,043	0,14	0,47	24
EBO_2	Del_Ekx_std	0,0048	0,00205	0	0,002	0,0011	0,0091	42
EBO_2	Del_Eky_std	0,23	0,051	0,23	0,033	0,14	0,35	22
EBO_2	Del_Ekz_std	0,02	0,006	0,02	0,004	0,01	0,034	31
EBO_2	Del_Ek_std	0,24	0,05	0,23	0,031	0,15	0,35	21
EBO_2	Del_Ep_std	0,25	0,027	0,25	0,015	0,2	0,3	11
EBO_2	Del_Etot_std	0,37	0,107	0,36	0,069	0,16	0,64	29

Tabela 3.4.4. Statystyka opisowa zmiennych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i przebytego dystansu, w grupie kontrolnej (K), uzyskanych podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO),

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	%
KBO_1	Del_Ekx_std	0,0051	0,00157	0	0,00116	0,0025	0,0083	31
KBO_1	Del_Eky_std	0,21	0,032	0,2	0,016	0,16	0,29	15

Tabela 3.4.4. cd.

KBO_1	Del_Ekz_std	0,015	0,0046	0,01	0,003	0,007	0,026	30
KBO_1	Del_Ek_std	0,21	0,03	0,21	0,017	0,16	0,3	14
KBO_1	Del_Ep_std	0,23	0,032	0,23	0,016	0,17	0,29	14
KBO_1	Del_Etot_std	0,35	0,073	0,35	0,039	0,23	0,52	21
KBO_2	Del_Ekx_std	0,0051	0,00207	0,0052	0,00156	0,0016	0,0109	40
KBO_2	Del_Eky_std	0,22	0,053	0,21	0,031	0,14	0,32	24
KBO_2	Del_Ekz_std	0,015	0,0045	0,015	0,0031	0,008	0,023	30
KBO_2	Del_Ek_std	0,23	0,052	0,22	0,034	0,14	0,32	23
KBO_2	Del_Ep_std	0,22	0,031	0,23	0,017	0,16	0,29	14
KBO_2	Del_Etot_std	0,36	0,119	0,38	0,08	0,16	0,59	33

Tabela 3.4.5. Statystyka opisowa zmiennych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i przebytego dystansu, w grupie eksperymentalnej (E), uzyskanych podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	%
ESZ_1	Del_Ekx_std	0,0037	0,00138	0,004	0,00108	0,0005	0,0064	37
ESZ_1	Del_Eky_std	0,24	0,042	0,24	0,036	0,16	0,31	18
ESZ_1	Del_Ekz_std	0,028	0,008	0,029	0,0068	0,016	0,047	29
ESZ_1	Del_Ek_std	0,23	0,039	0,23	0,033	0,17	0,3	17
ESZ_1	Del_Ep_std	0,3	0,02	0,3	0,012	0,26	0,33	7
ESZ_1	Del_Etot_std	0,26	0,077	0,26	0,041	0,13	0,42	29
ESZ_2	Del_Ekx_std	0,0034	0,00152	0,0035	0,00106	0,0004	0,0066	45
ESZ_2	Del_Eky_std	0,26	0,045	0,26	0,033	0,18	0,36	17
ESZ_2	Del_Ekz_std	0,032	0,008	0,031	0,0054	0,016	0,05	25
ESZ_2	Del_Ek_std	0,26	0,044	0,26	0,026	0,18	0,36	17
ESZ_2	Del_Ep_std	0,31	0,029	0,31	0,018	0,24	0,36	9
ESZ_2	Del_Etot_std	0,31	0,094	0,3	0,064	0,17	0,56	30

Tabela 3.4.6. Statystyka opisowa zmiennych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i przebytego dystansu, w grupie kontrolnej (K), uzyskanych podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	[J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹]	%
KSZ_1	Del_Ekx_std	0,0039	0,00151	0,0038	0,0009	0,0014	0,0087	39
KSZ_1	Del_Eky_std	0,22	0,04	0,23	0,023	0,14	0,32	18
KSZ_1	Del_Ekz_std	0,026	0,0071	0,027	0,0057	0,013	0,044	27
KSZ_1	Del_Ek_std	0,23	0,039	0,23	0,021	0,15	0,32	17
KSZ_1	Del_Ep_std	0,29	0,029	0,29	0,022	0,23	0,34	10
KSZ_1	Del_Etot_std	0,28	0,085	0,26	0,045	0,14	0,46	30
KSZ_2	Del_Ekx_std	0,0038	0,0016	0,0038	0,00111	0,0011	0,0072	42
KSZ_2	Del_Eky_std	0,24	0,042	0,24	0,032	0,14	0,32	18
KSZ_2	Del_Ekz_std	0,028	0,0072	0,027	0,0058	0,017	0,042	26

Tabela 3.4.7 cd.

KSZ_2	Del_Ek_std	0,24	0,042	0,24	0,034	0,14	0,31	18
KSZ_2	Del_Ep_std	0,3	0,032	0,3	0,02	0,24	0,37	11
KSZ_2	Del_Etot_std	0,28	0,077	0,29	0,047	0,13	0,45	27

W tabeli 3.4.7 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic standaryzowanych wartości energii kinetycznej, potencjalnej i całkowitej OSC, za pomocą analizy wariancji Anova (F) i testu post-hoc Tukeya, w porównaniach międzygrupowych, uzyskane w obu badaniach, podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Tabela 3.4.8. Wyniki analizy wariancji Anova (F) oraz Anova Kruskala–Wallisa (K-W) standaryzowanych zmian energii OSC podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO), oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

Zmienna / Grupa		Del_Ekx_std	Del_Eky_std	Del_Ekz_std	Del_Ep_std	Del_Etot_std
I	EBO vs. KBO	1,0000 ^B	1,0000 ^B	0,3491 ^A	0,2421 ^A	0,6646 ^A
	EBO vs. ESZ	0,0100 ^{B*}	0,0985 ^B	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,0210 ^{A*}
	EBO vs. KSZ	0,0125 ^{B*}	0,8081 ^B	0,0005 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,1130 ^A
	KBO vs. ESZ	0,0284 ^{B*}	0,0480 ^{B*}	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,0007 ^{A****}
	KBO vs. KSZ	0,0320 ^{B*}	0,4740 ^B	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,0057 ^{A**}
	ESZ vs. KSZ	1,0000 ^B	1,0000 ^B	0,6264 ^A	0,5854 ^A	0,9095 ^A
Zmienna / Grupa		Del_Ekx_std	Del_Eky_std	Del_Ekz_std	Del_Ep_std	Del_Etot_std
II	EBO vs. KBO	0,9215 ^A	0,7535 ^A	0,0110 ^{A*}	0,0263 ^{A*}	0,9964 ^A
	EBO vs. ESZ	0,0217 ^{A*}	0,1924 ^A	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,1589 ^A
	EBO vs. KSZ	0,1697 ^A	0,9979 ^A	0,0007 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,0100 ^{A*}
	KBO vs. ESZ	0,0033 ^{A***}	0,0180 ^{A*}	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,2395 ^A
	KBO vs. KSZ	0,0401 ^{A*}	0,6497 ^A	0,0001 ^{A****}	0,0001 ^{A****}	0,0200 ^{A*}
	ESZ vs. KSZ	0,8226 ^A	0,2741 ^A	0,1081 ^A	0,8327 ^A	0,7327 ^A

* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,05$),

** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,01$),

*** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,005$)

**** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,001$)

^A ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Tukeya

^B ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Kruskala – Wallisa

Przeprowadzona analiza wariancji dla zmiennych, opisujących standaryzowane zmiany energii OSC, wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy niektórymi grupami zarówno w pierwszym jak i drugim badaniu chodu. Analiza post – hoc, pozwoliła zidentyfikować te pary zmiennych, które różniły się znamienne między sobą.

Porównując średnie wartości energii kinetycznej Del_Ekx_std w pierwszym badaniu należy stwierdzić, że istotne statystycznie różnice występują pomiędzy grupami w każdym w porównaniach chodu bez obuwia i w obuwiu z obcasem. Statystycznie istotne wyższe rezultaty ($p < 0,05$), zarejestrowano podczas badania chodu bez obuwia, bez względu na

przynależność do grupy (eksperymentalnej czy kontrolnej), a różnice względne zawierały się w granicach między ok. 24 a 31%.

Biorąc pod uwagę wyniki składowej energii kinetycznej Del_Ekx_std uzyskane podczas drugiego badania możemy stwierdzić, że średnie wartości zarejestrowane podczas badania kontrolnego zmniejszają się głównie w grupie eksperymentalnej, a różnice względne występujące pomiędzy grupami w porównaniu pomiędzy badaniem bez obuwia a badaniem w obuwiu z obcasem, które wykazały statystycznie istotne wyższe rezultaty również podczas badania bez obuwia, zawierały się w granicach między ok. 26 a 34%. Różnice odnotowano na poziomie istotności $p < 0,05$ w porównaniach grupy eksperymentalnej badanej bez obuwia w stosunku do grupy eksperymentalnej badanej w obuwiu z obcasem (EBO vs. ESZ) i w grupie kontrolnej w porównaniu badania boso do badania w szpilkach (KBO vs. KSZ), a podczas porównań grupy kontrolnej badanej bez obuwia w stosunku do grupy eksperymentalnej badanej w obuwiu z obcasem (KBO vs. ESZ) wynosił $p < 0,005$.

Brak różnic istotnych statystycznie zanotowano pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bez obuwia, a kontrolną badaną w obuwiu na obcasie (EBO vs. KSZ). Analizując wyniki grupy eksperymentalnej i kontrolnej podczas chodu bez obuwia, jak również pomiędzy tymi grupami badanymi w obuwiu na obcasie, należy stwierdzić, że pomiędzy średnimi wartościami nie zarejestrowano różnic istotnych statystycznie, a wartości odnotowanych różnic zawierały się w granicach między 5 a 21%.

Analizując średnie wartości standaryzowanych zmian energii kinetycznej Del_Eky_std podczas pierwszego badania można stwierdzić, że statystycznie istotne ($p < 0,05$), wyższe o ok. 13% rezultaty, zaobserwowano podczas badania w obuwiu z obcasem w grupie eksperymentalnej na tle wyników grupy kontrolnej badanej bez obuwia (KBO vs. ESZ). Zmienna ta, różni się istotnie statystycznie w drugim badaniu ($p < 0,05$), w takim samym porównaniu, pomiędzy wynikami grupy kontrolnej badanej bez obuwia, a wynikami grupy eksperymentalnej badanej w obuwiu. W tym wypadku poziom różnic wyniósł 17% przy wyższych wartościach odnotowanych również podczas rejestracji chodu w obuwiu na obcasie. Pozostałe porównania par zmiennych dla zmiennej Del_Eky_std nie wykazały różnic istotnych statystycznie, a wartości odnotowanych różnic względnych zawierały się w granicach między 1 a 12 %.

Porównując średnie wartości energii kinetycznej Del_Ekz_std w pierwszym badaniu można stwierdzić, że istotne statystycznie różnice występują pomiędzy grupami w każdym porównaniu pomiędzy badaniem bez obuwia, a badaniem w obuwiu z obcasem. Statystycznie istotne wyższe rezultaty ($p < 0,001$), odnotowano podczas rejestracji chodu w obuwiu

z obcasem, bez względu na przynależność do grupy, a różnice lokowały się w granicach między ok. 41 a 83%.

Biorąc pod uwagę wyniki standaryzowanej energii kinetycznej Del_Ekz_std uzyskane podczas drugiego badania, należy zauważyć, że istotne statystycznie różnice występują między grupami również w każdym porównaniu pomiędzy badaniem bez obuwia a badaniem w obuwiu z obcasem. W powyższych porównaniach, pomiędzy średnimi wartościami Ekz uzyskano istotne statystycznie wyższe rezultaty ($p < 0,001$), podczas badania chodu w obuwiu z obcasem. Poziom różnic względnych w tych porównaniach mieścił się między ok. 34 a 110%. Ponadto, w drugim badaniu znamienne różnice odnotowano również w porównaniu grupy eksperymentalnej do grupy kontrolnej, w badaniu bez obuwia ($p < 0,05$), a średnie różniły o ok. 27%.

Analiza wyników grupy eksperymentalnej i kontrolnej podczas badania boso (EBO vs. KBO) oraz pomiędzy tymi grupami badanymi w obuwiu na obcasie (ESZ vs. KSZ) podczas pierwszego badania, jak również pomiędzy grupą kontrolną a eksperymentalną badaną w obuwiu (ESZ vs. KSZ) podczas drugiego badania, nie wykazały różnic istotnych statystycznie, a wartości odnotowanych różnic zawierały się w granicach między ok. 8 a 16%.

Porównując średnie wartości standaryzowanej energii potencjalnej Del_Ep_std w pierwszym badaniu należy stwierdzić, że istotne statystycznie ($p < 0,001$) różnice występują pomiędzy grupami w każdym porównaniu, pomiędzy badaniem bez obuwia, a badaniem w obuwiu na obcasie. Istotnie wyższe wartości odnotowano podczas rejestracji chodu w obuwiu z obcasem, bez względu na przynależność do grupy, a różnice względne zawierały się w granicach między ok. 19 a 31%.

Biorąc pod uwagę średnie wartości energii potencjalnej uzyskane podczas drugiego badania, należy zauważyć, że istotne statystycznie różnice występują również między grupami w każdym porównaniu pomiędzy badaniem bez obuwia, a badaniem w obuwiu z obcasem. W tych porównaniach, różnice pomiędzy średnimi standaryzowanymi wartościami energii potencjalnej wykazały istotne statystycznie wyższe rezultaty ($p < 0,001$), podczas badania chodu w obuwiu z obcasem. Różnice względne w tych porównaniach zawierały się między ok. 21 a 36%, i były nieco wyższe w porównaniu do badania pierwszego. Dodatkowo w drugim badaniu istotne statystycznie różnice wystąpiły również w porównaniu grupy eksperymentalnej do grupy kontrolnej w badaniu bez obuwia, na poziomie istotności $p < 0,05$, oraz różnicach względnych na poziomie ok 9%.

Brak różnic istotnych statystycznie zaobserwować można w porównaniach grupy eksperymentalnej i kontrolnej podczas badania boso oraz pomiędzy tymi grupami badanymi

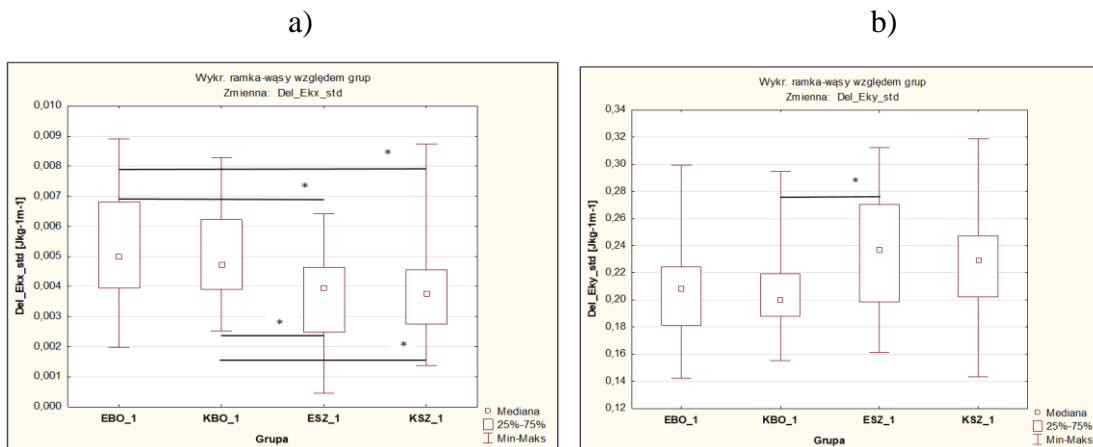
w obuwiu na obcasie podczas pierwszego badania, oraz pomiędzy grupą eksperymentalną a kontrolną badaną w obuwiu na obcasie podczas drugiego badania. Wartości odnotowanych różnic zawierały się w granicach między ok. 2 a 6 %.

Analizując wyniki statystycznej istotności różnic w porównaniach wyników zmian standaryzowanej energii całkowitej, obserwujemy znamienne różnice pomiędzy osobami badanymi w obuwiu na obcasie a badanymi bez obuwia, u których zarejestrowano wyższe wartości wyników zarówno podczas pierwszego jak i drugiego badania. W pierwszym badaniu obserwujemy istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupą eksperymentalną badanej bez obuwia a wynikami tej samej grupy badanej w obuwiu (EBO vs. ESZ), gdzie poziom różnic wyniósł 19%, przy istotności różnic $p < 0,05$. Znamienne zależności wystąpiły również pomiędzy grupą kontrolną w badaniu boso i istotnie statystycznie mniejszą wartością ($p < 0,001$) w badaniu grupy eksperymentalnej w obuwiu na obcasie, gdzie poziom różnic wyniósł 25%. Ostatnią istotną statystycznie różnicę ($p < 0,01$) zarejestrowaną dla zmian średnich wartości energii całkowitej, zarejestrowano w grupie kontrolnej pomiędzy badaniem boso a badaniem w obuwiu na obcasie (KBO vs. KSZ), gdzie poziom różnic wynosi 21%, przy istotności różnic.

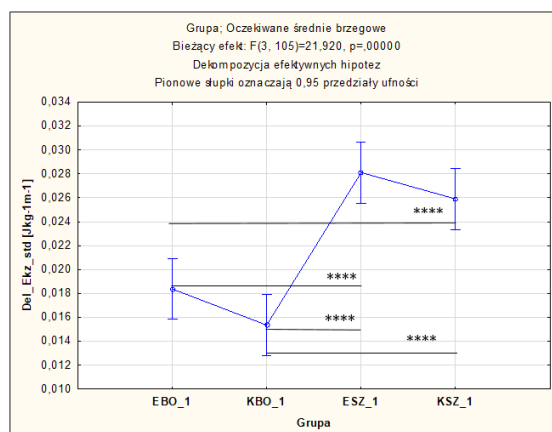
Biorąc pod uwagę wartości zmian energii całkowitej Del_Etot_std uzyskane podczas drugiego badania, różnicę istotną statystycznie ($p < 0,05$) zaobserwowano pomiędzy grupą eksperymentalną podczas badania bez obuwia, a kontrolną badaną w obuwiu oraz w grupie kontrolnej pomiędzy badaniem zarejestrowanym bez obuwia i w obuwiu, gdzie poziom różnic wyniósł kolejno ok. 23 i 22%.

Pozostałe porównania grup w drugim badaniu nie wykazały istotnych statystycznie różnic, a wartości odnotowanych różnic względnych pomiędzy średnimi zawierały się w granicach między ok. 2 a 15 %.

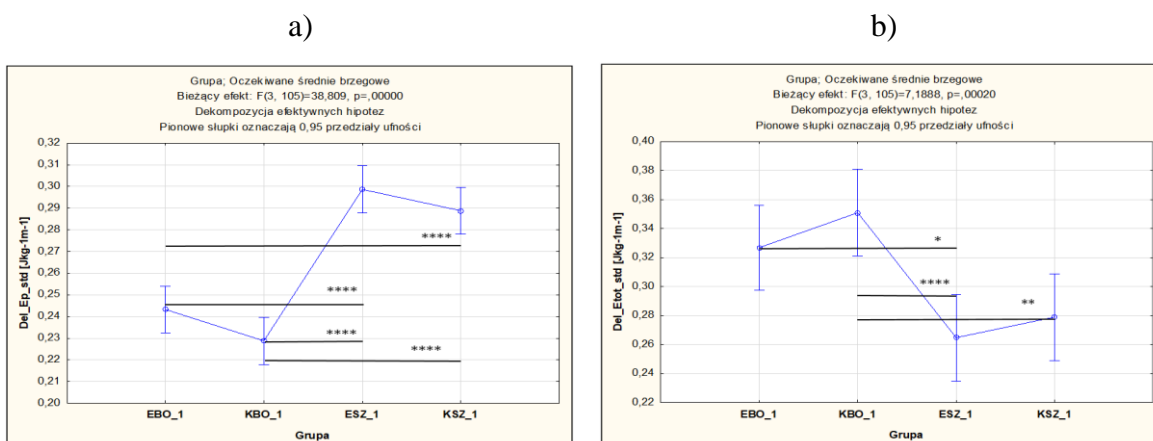
Ryc. 3.4.1 do Ryc. 3.4.5 prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich wartości dla standaryzowanych zmian energii kinetycznej (E_{kx} , E_{ky} , E_{kz}), potencjalnej (E_p) oraz całkowitej (E_{tot}) OSC, w których wystąpiły istotne statystycznie różnice na poziomie $p < 0,05$ w pierwszym i drugim badaniu dla grupy eksperymentalnej i kontrolnej badanej bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.



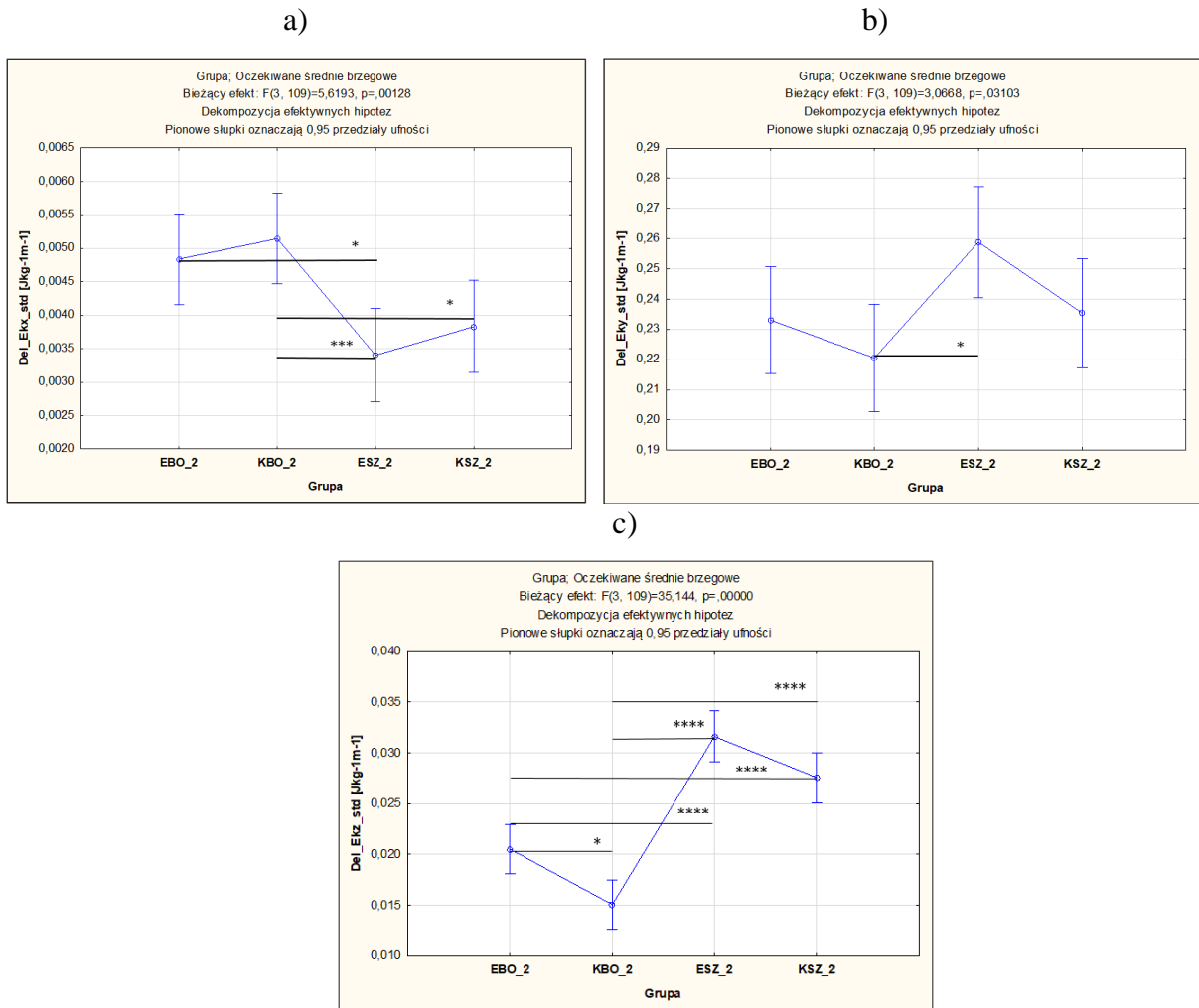
Ryc. 3.4.1. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallisa standaryzowanych zmian energii kinetycznej OSC względem osi x (a), y (b) w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (ESZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K)



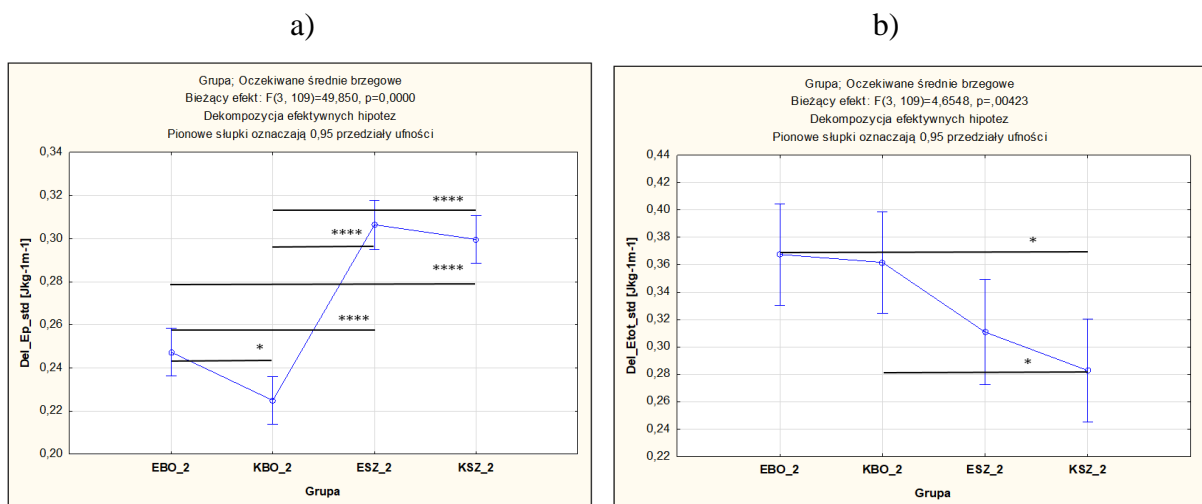
Ryc. 3.4.2. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanych zmian energii kinetycznej OSC względem osi z w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (ESZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K)



Ryc. 3.4.3. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova standaryzowanych zmian energii potencjalnej (a) oraz całkowitej (b) OSC, w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ)



Ryc. 3.4.4. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova standaryzowanych zmian energii kinetycznej OSC względem osi x (a), y (b), z (c) w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu (SZ)



Ryc. 3.4.5. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova standaryzowanych zmian energii potencjalnej (a) i energii całkowitej (b) OSC, w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ)

W tabeli 3.4.8. przedstawiono wyniki analizy istotności różnic składowych oraz wypadkowej energii kinetycznej (Ekx, Eky, Ekz, Ek), potencjalnej (Ep) i całkowitej (Etot) pomiędzy pierwszym i drugim badaniem, podczas badania chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Tabela 3.4.9. Wyniki testowania istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi standaryzowanych zmian energii OSC w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu bez obuwia (BO) i w obuwiu z obcasem (Sz)

Zmienna/ Grupa	EBO1 vs. EBO2	KBO1 vs. KBO2	ESZ1 vs. ESZ2	KSZ1 vs. KSZ2
Del_Ekx_std	p=0,0292 ^{t*}	p=0,6344 ^t	p=0,3166 ^t	p=0,2583 ^w
Del_Eky_std	p=0,0265 ^{t*}	p=0,1663 ^w	p=0,0024 ^{t***}	p=0,1285 ^t
Del_Ekz_std	p=0,0310 ^{t*}	p=0,5937 ^t	p=0,0072 ^{t**}	p=0,1436 ^t
Del_Ek_std	p=0,0367 ^{t*}	p=0,2584 ^w	p=0,0012 ^{t***}	p=0,0974 ^t
Del_Ep_std	p=0,3368 ^t	p=0,4615 ^t	p=0,0616 ^t	p=0,0097 ^{t**}
Del_Etot_std	p=0,0523 ^t	p=0,6102 ^t	p=0,0026 ^{t***}	p=0,8433 ^t

^t ocena istotności różnic przeprowadzona testem t-Studenta

^w ocena istotności różnic przeprowadzona testem Wilcoxona

Przeprowadzona analiza istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi z zastosowaniem testu t-Studenta dla zmiennych zależnych oraz testu nieparametrycznego Wilcoxona wskazuje, iż część wartości standaryzowanych zmian energii zarejestrowanych podczas pierwszego badania różniła się istotnie statystycznie w stosunku do wyników uzyskanych podczas badania kontrolnego ($p < 0,05$).

Biorąc pod uwagę poszczególne zmienne w grupach eksperymentalnej i kontrolnej pomiędzy pierwszym a drugim badaniem obserwujemy, że zmiany istotne statystycznie w większości dotyczą grupy eksperymentalnej. W grupie kontrolnej badanej podczas chodu bez obuwia, nie zarejestrowano żadnej istotnej statystycznie różnicy pomiędzy parami zmiennych, a różnice względne były niewielkie i zawierały się w granicach między ok.1 – 6 %. W grupie kontrolnej podczas badania w obuwiu, zarejestrowano jedną zmienną (Ep) różniącą się istotnie statystycznie w obu badaniach ($p < 0,01$). Wartość energii potencjalnej wzrosła w drugim badaniu o ok 4%.

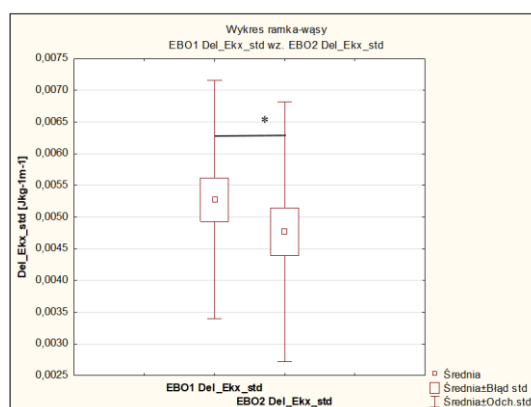
Analizując zmiany wartości poszczególnych istotnych statystycznie zmiennych ($p < 0,05$) w grupie eksperymentalnej pomiędzy pierwszym a drugim badaniem bez obuwia, możemy zaobserwować, iż wartość składowej energii kinetycznej Del_Ekx_std zmniejszyła się ok. o 9% podczas drugiego badania. Pozostałe wartości energii kinetycznej wzrosły kolejno; Eky o ok. 11%, Ekz o ok. 12% a Ek o ok.10%

Wartości standaryzowanych zmian energii potencjalnej Del_Ep_std i całkowitej Del_Etot_std w grupie eksperymentalnej pomiędzy pierwszym a drugim badaniem bez obuwia nie wykazały istotnych statystycznie różnic, a różnice względne wynosiły kolejno ok. 2% i 12%.

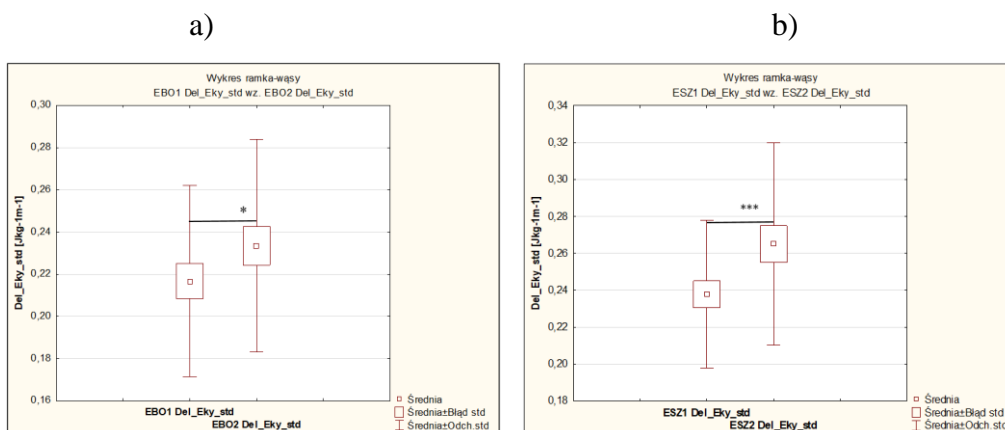
Porównując wyniki zarejestrowane w grupie eksperymentalnej pomiędzy pierwszym a drugim badaniem w obuwiu, możemy zaobserwować różnice istotnie statystycznie wyższe podczas drugiego badania, w wartościach składowych energii kinetycznej Eky , Ekz , wypadkowej Ek oraz energii całkowitej $Etot$. Wartości energii kinetycznej Eky i Ek wzrosły o ok.10%, przy istotności na poziomie $p<0,005$. Wartość energii kinetycznej Ekz , zwiększyła się w sposób istotny statystycznie ($p<0,01$) o ok. 12%. Ostatnią zmienną wartością pomiędzy pierwszym a drugim badaniem jest wzrost energii całkowitej o ok. 17% ($p<0,005$).

Porównania standaryzowanych zmian energii kinetycznej (Ekx) i potencjalnej (Ep) w grupie eksperymentalnej pomiędzy pierwszym a drugim badaniem w obuwiu na obcasie, nie wykazały różnic istotnych statystycznie, a wartości odnotowanych różnic w tych porównaniach wynoszą kolejno ok. 3% i 8%.

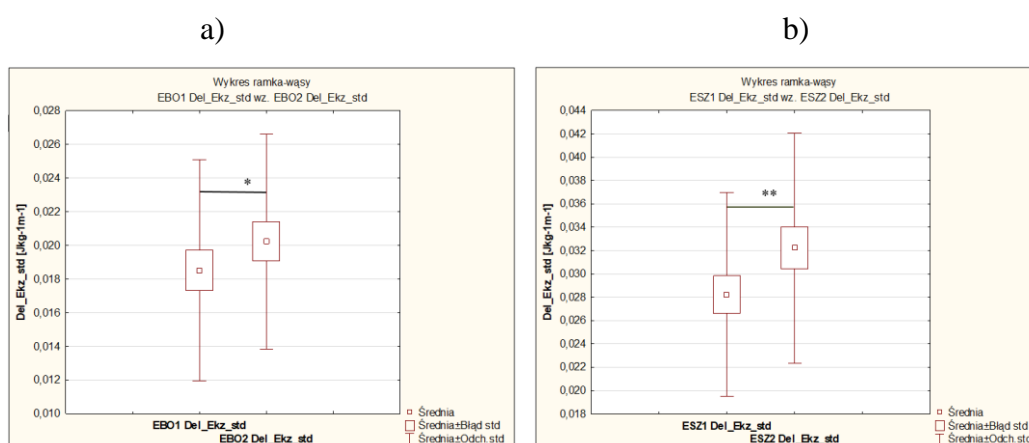
Ryc. 3.4.6. do Ryc. 3.4.11. prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich wartości standaryzowanych zmian składowych energii kinetycznej (Ekx , Eky , Ekz), energii potencjalnej (Ep) i całkowitej ($Etot$), w których wystąpiły istotne statystycznie różnice pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, zarówno w grupie eksperymentalnej, jak i kontrolnej badanej bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.



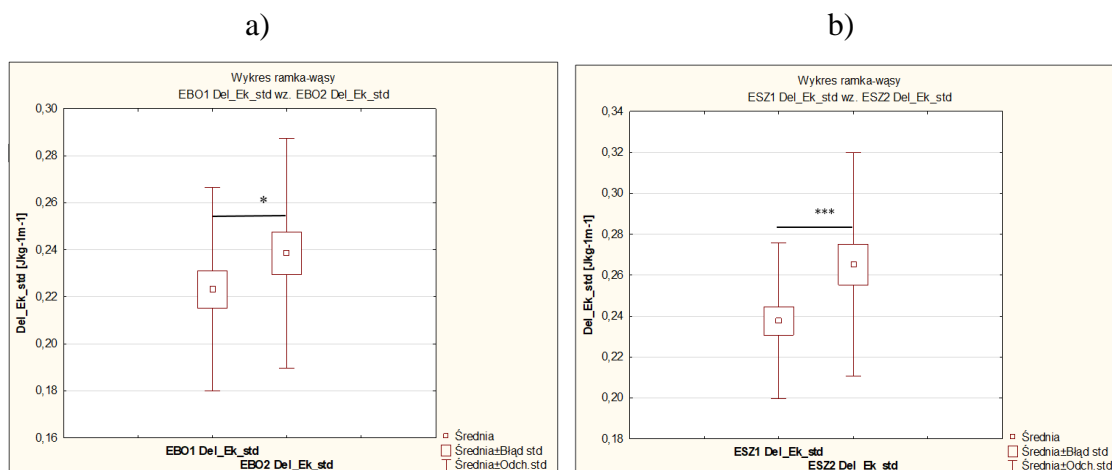
Ryc. 3.4.6. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Ekx_std w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO)



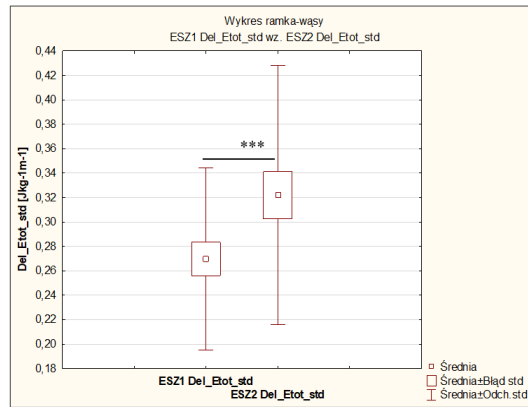
Ryc. 3.4.7. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Eky_std w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO) (a), i w obuwiu z obcasem (SZ)(b)



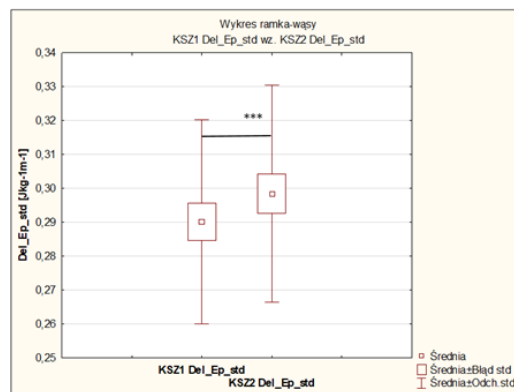
Ryc. 3.4.8. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Ekz_std w pierwszym(1) i drugim(2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO) (a), i w obuwiu z obcasem (SZ)(b)



Ryc. 3.4.9. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Ek_std w pierwszym(1) i drugim(2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO)(a), i w obuwiu z obcasem (SZ)(b)



Ryc. 3.4.10. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Etot_std w pierwszym(1) i drugim(2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ)



Ryc. 3.4.11. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Ep_std w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie kontrolnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ)

3.5 Zmiany wskaźnika odzyskiwania energii podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

Tabela 3.5.1 przedstawia wyniki testowania normalności rozkładu, zmian wskaźnika odzyskiwania energii, przeprowadzonego za pomocą testu Shapiro–Wilka.

Tabela 3.5.1. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka wskaźnika odzyskiwania energii, podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ), w grupie eksperymentalnej(E) i kontrolnej(K)

Zmienna	I badanie		II badanie	
	W	p	W	p
EBO_Recov	0,9770	0,7429	0,9458	0,1302
KBO_Recov	0,9641	0,3931	0,9368	0,0745
ESZ_Recov	0,9796	0,8143	0,9798	0,8208
KSZ_Recov	0,9759	0,7083	0,9430	0,1095

Recov. – wskaźnik odzyskiwania energii

Analiza normalności rozkładu indywidualnych wyników wskaźnika odzyskiwania energii za pomocą testu W Shapiro – Wilka wykazała, że testowana zmienna we wszystkich badanych grupach, posiadała rozkład normalny. Przeprowadzono testowanie równości wariancji w grupach za pomocą testu Levene’a. Dla wszystkich odnotowano brak podstaw do odrzucenia hipotezy o równości wariancji.

Tabela 3.5.2. przedstawia podstawowe miary statystyczne wartości wskaźnika odzyskiwania energii uzyskane w poszczególnych grupach osób, podczas badania chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Tabela 3.5.2 Statystyka opisowa standaryzowanych zmiennych wskaźnika odzyskiwania energii uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO), oraz w obuwiu na obcasie (SZ)

Grupa	Zmienna	\bar{x}	s	Me	Q	Min.	Max.	V
		[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
EBO_1	Recov	62	6,2	62	3,5	47	78	10
EBO_2	Recov	64	7,6	61	6,5	50	78	12
ESZ_1	Recov	68	6,1	67	4,60	57	81	9
ESZ_2	Recov	69	5,5	70	3,68	54	80	8
KBO_1	Recov	58	8,8	60	6,12	38	73	15
KBO_2	Recov	59	7,5	59	7,05	49	74	13
KSZ_1	Recov	66	6,9	66	4,77	51	80	11
KSZ_2	Recov	66	7,9	67	5,78	50	77	12

W Tabeli 3.5. przedstawiono wyniki analizy testowania istotności różnic wskaźnika odzyskiwania energii, za pomocą analizy wariancji Anova (F) i testu post-hoc Tukeya, w porównaniach międzygrupowych, uzyskane w obu badaniach, podczas rejestracji chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Przeprowadzona analiza wariancji dla wartości wskaźnika odzyskiwania energii wykazała istotną statystycznie różnicę w porównaniach międzygrupowych. Analiza post-hoc, pozwoliła zidentyfikować pary zmiennych, które różniły się między sobą w sposób istotny.

Tabela 3.5.3. Wyniki analizy wariancji Anova zmian wartości wskaźnika odzyskiwania energii podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K)

I						
Zmienna / grupa	EBO vs. ESZ	EBO vs. KBO	EBO vs. KSZ	ESZ vs. KBO	ESZ vs. KSZ	KBO vs. KSZ
Recov	0,0094 ^{A ***}	0,1546 ^A	0,2258 ^A	0,0001 ^{A ****}	0,5728 ^A	0,0007 ^{A ****}
II						
Zmienna / grupa	EBO vs. ESZ	EBO vs. KBO	EBO vs. KSZ	ESZ vs. KBO	ESZ vs. KSZ	KBO vs. KSZ
Recov	0,0257 ^{A *}	0,0961 ^A	0,5881 ^A	0,0001 ^{A ****}	0,3850 ^A	0,0027 ^{A ***}

* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,05$),

** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,01$),

*** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,005$)

**** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,001$)

A - ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Tukeya.

Analizując wskaźnik odzyskiwania energii należy stwierdzić, że zarówno w pierwszym jak i drugim badaniu istotne statystycznie różnice, występują między tymi samymi grupami. Ponadto wyższe wartości rejestrowano zawsze podczas chodu w obuwiu z obcasem.

W pierwszym badaniu istotnie statystycznie rezultaty ($p < 0,01$) odnotowano w grupie eksperymentalnej pomiędzy badaniem chodu bez obuwia, a badaniem w obuwiu na obcasie (EBO vs. ESZ). Wartość wskaźnika odzyskiwania energii wzrosła o ok. 9% podczas badania w obuwiu.

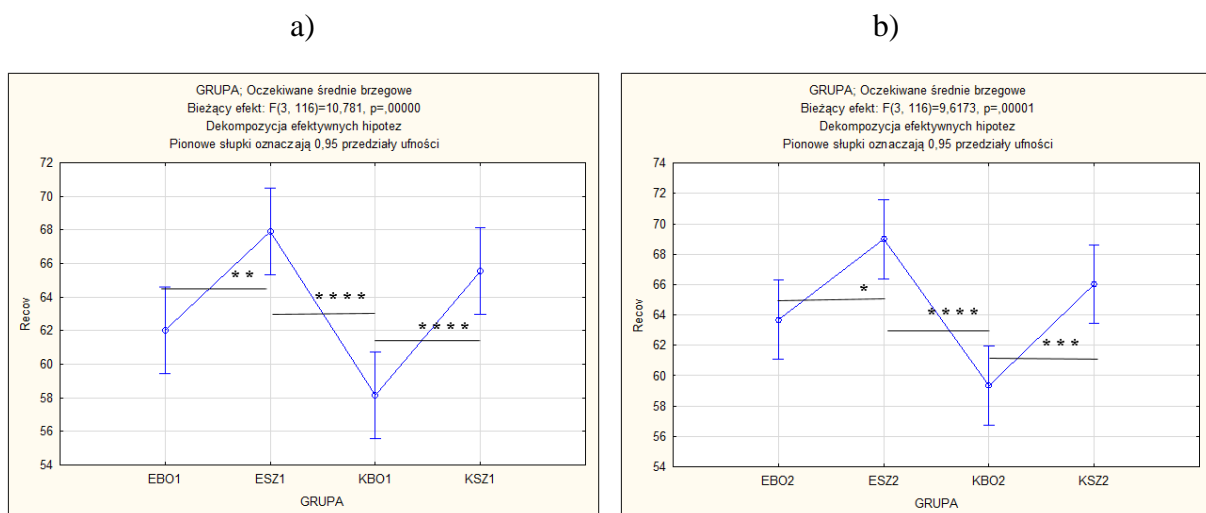
W takim samym porównaniu (EBO vs. ESZ) podczas badania drugiego, odnotowano również istotne statystycznie różnice pomiędzy średnimi ($p < 0,05$), gdzie wartość wskaźnika odzyskiwania energii była większa podczas badania chodu na obcasie o ok. 8%.

Analizując średnie wartości wskaźnika odzyskiwania energii zarejestrowane podczas pierwszego badania w grupie kontrolnej, pomiędzy badaniem bosu a badaniem w obuwiu na obcasie (KBO vs. KSZ), należy stwierdzić, że istotne statystycznie wyższe wartości ($p < 0,001$) zaobserwowano również podczas badania w obuwiu z obcasem a wartość ta, była wyższa o ok 13%. Biorąc pod uwagę takie samo porównanie w drugim badaniu (KBO vs. KSZ), obserwujemy istotną statystycznie ($p < 0,005$), wyższą o ok.11% wartość w badaniu chodu w obuwiu.

Kolejną statystycznie istotną różnicę ($p < 0,001$) w pierwszym i drugim badaniu, odnotowano pomiędzy grupą eksperymentalną w obuwiu na obcasie, a grupą kontrolną badaną bez obuwia (ESZ vs. KBO), gdzie wartości zarejestrowane podczas badania w obuwiu, były wyższe odpowiednio o ok. 16 i 17%.

Przeprowadzona analiza wykazała brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupą eksperymentalną, a kontrolną podczas badania bez obuwia, jak i w obuwiu z obcasem (EBO vs. KBO, ESZ vs. KSZ), jak również pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bosą, a grupą kontrolną badaną w obuwiu na obcasie (EBO vs. KSZ), zarówno podczas pierwszego jak i drugiego badania. Wartości odnotowanych różnic zawierały się w granicach między ok. 3 a 7%.

Ryc. 3.5.1. a-b prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich wartości dla wskaźnika odzyskiwania energii, w których wystąpiły istotne statystycznie różnice pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, zarówno w grupie eksperymentalnej jak i kontrolnej badanej bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.



Ryc. 3.5.1. Graficzna prezentacja istotnych różnic statystycznych dla średnich wartości wskaźnika odzyskiwania energii w pierwszym (a) i drugim (b) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu na obcasie (SZ)

W tabeli 3.5.4. zamieszczono wyniki analizy statystycznej istotności różnic wskaźnika odzyskiwania energii, wykonanych za pomocą testu t-Studenta dla grup zależnych, w porównaniach wewnątrzgrupowych, pomiędzy pierwszym i drugim badaniem, podczas badania chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie.

Tabela 3.5.4. Wyniki testowania istotności różnic testem t-Studenta, pomiędzy analogicznymi zmiennymi wartości wskaźnika odzyskiwania energii w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu bez obuwia, (BO) i w obuwiu z obcasem (SZ)

Zmienna/ Grupa	EBO1 vs. EBO2	KBO1 vs. KBO2	ESZ1 vs. ESZ2	KSZ1 vs. KSZ2
Recov	p=0,1356	p=0,3788	p=0,1444	p=0,6689

Analizując wyniki wskaźnika odzyskiwania energii pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, należy zauważyć wzrost jego wartości podczas drugiego badania w porównywanych grupach, lecz nieistotny statystycznie na poziomie $p < 0,05$. Różnice zawierały się w granicach między ok. 1 % a ok 3%.

4. Dyskusja

Ponieważ chodzenie w obuwiu na wysokim obcasie tzw. „szpilkach”, uważane jest za symbol atrakcyjnej aparycji kobiet (Meskó i wsp., 2021) i często jest wymaganym elementem Dress Code. Takie obuwanie jest elementem eleganckiego stroju oraz nadaje kobietom wygląd zgodny z poczuciem estetyki kształtowanym przez modę i może wpłynąć na zwiększenie pewności siebie. Dlatego kobiety noszą buty na obcasie ze względów estetycznych, pomimo, że jest im często niewygodnie i mogą odczuwać dolegliwości bólowe (Cronin, 2014). Istotnym przedmiotem badań jest wpływ noszenia butów na obcasie, na funkcjonowanie poszczególnych elementów narządu ruchu.

Wiele badań przedstawia wyniki wpływu noszenia obuwia na obcasie na ruchomość kręgosłupa, stawów biodrowych, kolanowych, skokowych (Baaklini i wsp., 2017; Mika i wsp., 2012a; Weitkunat i wsp., 2016). Inne badania ukierunkowane są na sprawdzenie sił oddziałujących na ciało podczas noszenia obuwia na obcasie, w porównaniu do badań w obuwiu bez obcasa, różnych jego wysokości lub boso (Chiu & Wang, 2006; Mika i wsp., 2012b; Simonsen i wsp., 2012; Baaklini et al., 2017; Wang et al., 2021). Przedmiotem badań różnych autorów jest również aktywność bioelektryczna mięśni podczas stosowania obuwia z obcasem (Bae i wsp., 2016; Cronin, 2014; Simonsen i wsp., 2012). Znane są również opracowania, przedstawiające, że obuwanie z obcasem powoduje szereg zmian (głównie negatywnych) w układzie ruchu i prowadzi do występowania dolegliwości bólowych, a z czasem do deformacji i zmian zwyrodnieniowych (Weitkunat i wsp., 2016; Schroeder i Hollander, 2018; Rezgui i wsp., 2022). Ostatnie doniesienia podają również korzystne działanie podwyższonego obuwia głównie na mięśnie dna miednicy (Wang i wsp., 2021), tak więc obszar badań z pewnością wymaga głębszego rozważenia problemu i zgłębienia badań.

Analiza piśmiennictwa pokazuje, że badacze podejmujący chęć oceny wpływu noszenia obuwia z obcasem na narząd ruchu, przeprowadzali badania najczęściej jednokrotnie, przedstawiając zmiany zachodzące w ciele pod wpływem stosowania obuwia w pozycji stojącej lub podczas chodu. Podjęta była też próba oceny wpływu wysokości obcasa na narząd ruchu poprzez zastosowanie różnych jego wysokości podczas badania. Brak jest jednak badań oceniających ewentualną skuteczność ćwiczeń, w prewencji potencjalnych negatywnych skutków noszenia obuwia na obcasie.

4.1. Analiza zmian parametrów czasowo - przestrzennych podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

Większość przeprowadzanych przez innych autorów badań, (Esenyel i wsp., 2003; Mika i wsp., 2012a; Lindenberg i Carcia, 2013; Schroeder i Hollander, 2018; Rezgui i wsp., 2022) uwzględniało jednorazową rejestrację chodu dla oceny różnic pomiędzy chodem na szpilkach a chodzeniem bez obuwia, nie biorąc pod uwagę faktu, że dodatkowy czynnik w postaci ćwiczeń, może zmienić parametry czasowo – przestrzenne. Dlatego uzyskane rezultaty wskazują, że zastosowane w eksperymencie oddziaływanie może efektywnie wpłynąć na poprawę parametrów czasowo-przestrzennych chodu fizjologicznego, jak i poprawić stereotyp chodu w obuwiu na obcasie.

W podrozdziale omówiono interpretacje wyników własnych, dotyczące parametrów czasowo-przestrzennych, takich jak, zmiany prędkości chodu, czasu cyklu chodu, długości cyklu chodu, względnego czasu kontaktu stopy z podłożem, czasu podwójnego kontaktu, czasu pojedynczego kontaktu oraz częstotliwości kroków w chodzie z naturalną prędkością bez obuwia oraz w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm.

W porównaniach międzygrupowych w badaniu wstępnym nie odnotowano znamienych różnic pomiędzy średnimi wartościami analogicznych parametrów czasowo-przestrzennych, zarówno dla porównań pomiędzy grupą eksperymentalną i kontrolną w tym samym rodzaju lokomocji, jak również w porównaniach chodu w obuwiu na obcasie i bez obuwia. Prędkość chodu była tylko minimalnie (1-3%) większa u osób poruszających się bez obuwia w obu grupach, w stosunku do chodu w obuwiu na obcasie. Dane te, są zgodne przedstawionymi przez Mikę i wsp. (Mika i wsp., 2012a). Są jednak sprzeczne z doniesieniami Barnamehei i wsp., (2017), którzy w swoich badaniach wykazują, że kobiety chodzące w obuwiu z obcasem, chodzą z mniejszą prędkością, niż kobiety chodzące boso.

W badaniach własnych, zarówno w grupie eksperymentalnej, jak i kontrolnej w pierwszym badaniu prędkości chodu były bardzo zbliżone do siebie w obu rodzajach lokomocji (w obuwiu i bez obuwia). Podobne różnice odnotowano pomiędzy rodzajami lokomocji (bez obuwia i w obuwiu). Istotny wpływ na taki stan rzeczy mógł mieć dobór do obu grup, gdzie do badań zrekrutowano osoby młode, które co prawda nie używały obuwia na obcasie w ciągu dłuższego czasu w ciągu dnia, ale ich umiejętności użytkowania takiego obuwia zdobywane na przestrzenie lat, okazały się na tyle wysokie, że nie spowodowały różnicowania prędkości podczas chodu swobodnego. Miało to o tyle istotne znaczenie, że na wyniki przeprowadzonych analiz nie miał wpływu zakłócający czynnik umiejętności, który

w badaniach eksperymentalnych często wypacza ich wyniki i kieruje wnioskowaniem na fałszywe tory.

Podobny obraz charakterystyki pozostałych parametrów czasowo-przestrzennych potwierdza spostrzeżenia dokonane w analizie prędkości chodu. Niewielkie różnice pomiędzy rodzajami lokomocji (bez obuwia i w obuwiu) odnotowano w zakresie względnego czasu trwania cyklu, który był tylko minimalnie dłuższy podczas chodu w obuwiu na obcasie (ok. 2-3%), długości cyklu, względnego czasu kontaktu stopy z podłożem, względnego czasu fazy jedno i dwupodporowej (uzyskano różnice poniżej 1% względnego czasu cyklu w obu rodzajach lokomocji). W zakresie porównań częstotliwości kroków, jedynie w porównaniu w grupie eksperymentalnej podczas chodu bez obuwia i w obuwiu na obcasie różnice sięgnęły poziomu ok. 3%, a pozostałe średnie wartości były bardzo zbliżone do siebie. Wszystkie wskazane różnice okazały się nieistotne statystycznie na przyjętym poziomie $p < 0,05$. Pozwala to na stwierdzenie, że stereotypy czasowo-przestrzenne chodu nie różnicowały grup, niezależnie od chodu w obuwiu na obcasie, czy bez obuwia.

Pierwsze badanie nie wykazało istotności różnic w żadnym z porównań pomiędzy badanymi bosą a badanymi w obuwiu z obcasem, co przedstawia odmienne doniesienia w porównaniu do badania (Morris i wsp., 2013), które w konkluzjach wykazują, iż kobiety chodzące w szpilkach, wykonują krótsze i częstsze kroki - z czym zgadzają się również inni autorzy (Barnamehei i wsp., 2017). Również Cronin i wsp., (2012). przedstawiają w swoich badaniach, że kobiety używające obuwia na obcasie stawiają krótsze kroki, oraz mają dłuższy czas kontaktu stóp z podłożem, natomiast pozostałe parametry czasowo - przestrzenne nie wykazują istotnych statystycznie różnic, co pokrywa się z niektórymi wynikami odnotowanymi w badaniach własnych, zarejestrowanych podczas wstępnego badania. Brak istotnych różnic w wartościach średnich parametrów czasowo-przestrzennych w badaniu wstępnym, stanowił dobry punkt wyjścia do obserwowania wpływu czynnika oddziaływania, jakim był wprowadzony w grupie eksperymentalnej zestaw ćwiczeń do samodzielnego wykonywania.

Analizując znamienne różnice pomiędzy grupami w badaniu kontrolnym można zaobserwować, że występują one tylko pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bez obuwia, a kontrolną badaną w obuwiu z obcasem.

Na ich podstawie można stwierdzić, że osoby z grupy eksperymentalnej badane bez obuwia, chodziły istotnie szybciej o ok. 7%, charakteryzowały się krótszym o ok. 4% czasem cyklu oraz większą częstotliwością kroków o ok. 4%, niż osoby badane w obuwiu na obcasie z grupy kontrolnej. Czas cyklu chodu był istotnie statystycznie dłuższy u kobiet chodzących w butach na obcasie. Należy podkreślić, że nie zmieniły się w badaniu kontrolnym proporcje

względne wspomnianych czasów w całkowitym względnym czasie cyklu, natomiast skróceniu uległ bezwzględny czas cyklu, co spowodowało poruszanie się z istotnie większą prędkością i częstotliwością kroków, bez wyraźnego zwiększenia ich długości, w stosunku do parametrów charakteryzujących chód w obuwiu na obcasie w grupie kontrolnej.

Dopiero jednak wyniki dokonanych porównań wewnątrzgrupowych wskazały na możliwą przyczynę ich wystąpienia w drugim badaniu.

Biorąc pod uwagę wyniki uzyskane w porównaniach wewnątrzgrupowych, pomiędzy pierwszym a drugim badaniem u osób badanych bez obuwia, można zaobserwować szereg wartości analizowanych parametrów, które zmieniły się w sposób istotny w badaniu kontrolnym oraz korzystny z punktu widzenia biomechanicznej analizy ruchu.

Analizując wszystkie parametry czasowo – przestrzenne należy stwierdzić, że podczas drugiego badania bez obuwia w grupie wykonującej ćwiczenia, nastąpiło znamienne zwiększenie naturalnej prędkości chodu, zwiększenie długości cyklu chodu, skrócenie czasu cyklu chodu, względne skrócenie faz dwu-podporowych i fazy kontaktu z równoczesnym zwiększeniem częstotliwości kroków. Różnice te zawierały się pomiędzy ok. 3%, a 7%. Wszystkie są efektem pozytywnym, gdyż ich zmiany w kierunku, który został powyżej przedstawiony, przyczyniają się do automatycznego zwiększenia naturalnej prędkości i dynamiki chodu oraz poprawy jego koordynacji. Może to świadczyć o większej wydajności układu mięśniowo-szkieletowego i nerwowego po cyklu przeprowadzonych ćwiczeń.

Analizując wartości parametrów czasowo – przestrzennych zarejestrowanych między pierwszym a drugim badaniem w grupie kontrolnej badanej podczas chodu bez obuwia, obserwujemy, że podczas drugiego badania, osoby badane chodziły znamienne szybciej, istotnie statystycznie wydłużyły cykl chodu, skróciły czas cyklu chodu i fazę dwu-podporową, wydłużyły względny czas fazy jednopodporowej, skróciły względny czas fazy podporu, oraz zwiększyły częstotliwość kroków. Wszystkie zaobserwowane zmiany zaobserwowane w grupie kontrolnej są efektem pozytywnym, a zaobserwowane zmiany lokują się na nieco niższym poziomie, niż w grupie eksperymentalnej - między ok. 1%, a 4%.

Podczas chodu bez obuwia w pierwszym i drugim badaniu istotnym statystycznie zmianom nie uległ jedynie względny czas trwania fazy jednopodporowej w grupie eksperymentalnej i długość cyklu w grupie kontrolnej.

Pojawienie się istotnie większych i pozytywnych różnic w porównaniach międzygrupowych, w badaniu kontrolnym w grupie eksperymentalnej w porównaniu do mniejszego zakresu poprawy parametrów czasowo-przestrzennych pomiędzy obu badaniami

w grupie kontrolnej, prawdopodobnie należy przypisać efektom przeprowadzonego eksperymentu, ponieważ takie różnice nie występowały podczas pierwszego badania.

Analizując wartości parametrów czasowo – przestrzennych zarejestrowanych między pierwszym a drugim badaniem w grupie kontrolnej badanej bez obuwia, obserwujemy, że podczas drugiego badania, osoby badane chodziły znacznie szybciej, istotnie statystycznie wydłużyły cykl chodu, skróciły czasu cyklu chodu i fazę dwu-podporową, oraz wydłużyły fazę jednopodporową, skróciły fazę względnego czasu podporu, oraz zwiększyły częstotliwość kroków. Wszystkie zaobserwowane w grupie kontrolnej zmiany są efektem pozytywnym i lokują się na nieco niższym poziomie, niż w grupie eksperymentalnej między ok. 1% - 4% oraz nastąpiły pod wpływem niekontrolowanego czynnika.

Podczas chodu bez obuwia w pierwszym i drugim badaniu istotnym statystycznie zmianom nie uległ jedynie względny czas trwania fazy jednopodporowej w grupie eksperymentalnej i długość cyklu w grupie kontrolnej.

Analizując wartości parametrów czasowo – przestrzennych zarejestrowanych między pierwszym, a drugim badaniem w grupie eksperymentalnej badanej w obuwiu z obcasem, obserwujemy pozytywne zmiany wszystkich parametrów. Zarejestrowano istotne statystycznie zwiększenie naturalnej prędkości chodu, długości cyklu chodu, skrócenie czasu cyklu chodu, czasu względnego faz jednopodporowych, dwupodporowych, i sumarycznej fazy podporu, oraz zwiększenie częstotliwości kroków. Różnice w tych porównaniach w stosunku do badania wstępnego zawierały się między ok. 1% - 5% .

Precyzyjne porównanie zmian prędkości chodu prowadzi do konkluzji, że zmienna ta zwiększyła swoją wartość podczas drugiego badania w grupie eksperymentalnej badanej bez obuwia i w obuwiu z obcasem, oraz w mniejszym stopniu uległa poprawie (w mniejszym stopniu), ale również w sposób istotny statystycznie w grupie kontrolnej badanej boso.

Prędkość nie zmieniła się natomiast w sposób statystycznie istotny w grupie kontrolnej badanej na obcasie. Ponadto na uwagę zasługuje fakt, że prędkość chodu w grupie eksperymentalnej badanej w obuwiu z obcasem ($V=1,33\text{m/s}$), była bardzo zbliżona do wartości prędkości uzyskanej w grupie kontrolnej badanej bez obuwia ($V=1,34\text{m/s}$).

Rozpatrując wyniki wewnątrzgrupowych porównań czasu cyklu chodu, obserwujemy istotne zmniejszenie jego wartości podczas drugiego badania w grupie eksperymentalnej badanej bez obuwia i w obuwiu z obcasem, oraz w grupie kontrolnej w badaniu bez obuwia. Skrócenie czasu cyklu jest zjawiskiem korzystnym z punktu widzenia biomechanicznego, gdyż towarzyszy naturalnemu, automatycznemu zwiększeniu prędkości chodu. W grupie kontrolnej wartość czasu cyklu utrzymała się na tym samym poziomie, co podczas pierwszego badania.

Kolejnym statystycznie istotnym wynikiem zarejestrowanym i wymagającym wskazania w porównaniach pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, była długość cyklu chodu, który zwiększył się istotnie podczas drugiego badania tylko w grupie eksperymentalnej, badanej zarówno bez obuwia (o ok. 3%), jak i w obuwiu na obcasie (ok. 2%). Z wyników tych badań można wnioskować, iż długość kroku w grupie wykonującej ćwiczenia również wydłużyła się automatycznie. W badaniach Chwały, (2013) wskazano, że podczas zwiększania prędkości chodu, najpierw zwiększa się długość kroku, a w następnej kolejności częstotliwość kroków. Jednak podczas chodu w obuwiu na obcasie obserwujemy realizację obu strategii równocześnie, co może być związane pośrednio z ekonomiką chodu.

Analizując fazę podwójnego podparcia podczas chodu, należy stwierdzić, że jej wartości podczas drugiego badania zmniejszyły się w grupie eksperymentalnej w obu próbach (bez obuwia i w obuwiu), oraz w grupie kontrolnej badanej boso, co również było naturalnym następstwem zwiększenia prędkości chodu i świadczy o lepszej kontroli równowagi dynamicznej. Jednocześnie wyniki badań wskazują na wydłużenie fazy pojedynczego podporu w grupie kontrolnej badanej bez obuwia oraz eksperymentalnej badanej w obuwiu z obcasem. Zmiany udziałów obu komponent we względnym czasie cyklu, potwierdzają wyniki badań innych autorów (Chwała, 2013) i wpływają na lepszą wydajność chodu (odcinki drogi są przebywane szybciej i w krótszym czasie).

Ostatnią znamioną wartością wśród parametrów czasowo – przestrzennych była częstotliwość kroków, która zwiększyła się podczas drugiego badania w grupie eksperymentalnej w badaniu bez obuwia i w obuwiu z obcasem oraz w mniejszym stopniu, ale również znamionie, w grupie kontrolnej badanej boso. Porównanie między grupami wykazało, że różnice w częstotliwości kroków występują w pierwszym i drugim badaniu, tylko pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bez obuwia a kontrolną badaną w obuwiu z obcasem. Uzyskane wyniki wskazują, że większa częstotliwość kroków, zarejestrowana została u kobiet chodzących bez obuwia, co jest sprzeczne z doniesieniami Morris i wsp., (2013), który podaje, że kobiety chodzące na obcasie wykonują częstsze kroki.

Ze spostrzeżeń badań własnych wynika jednak, że zwiększenie prędkości chodu odbywało się przy równoczesnym współdziałaniu zwiększania długości i częstotliwości kroków, co ponownie podkreśla wysoki poziom swobody poruszania się w obuwiu na obcasie osób biorących udział w badaniach chodu oraz poddanych autorskim ćwiczeniom CSF.

Na uwagę zasługuje fakt, że w grupie kontrolnej podczas drugiego badania w obuwiu z obcasem, nie zmienił się istotnie żaden z parametrów czasowo – przestrzennych, co wskazuje, że zastosowany zestaw ćwiczeń w grupie eksperymentalnej wpłynął pozytywnie na poprawę

parametrów czasowo-przestrzennych, predestynujących osoby z tej grupy do używania podczas lokomocji obuwia na obcasie, choć pozytywne zmiany odnotowano również w stereotypie chodu bez obuwia.

Istotna statystycznie poprawa parametrów czasowo-przestrzennych chodu w obu rodzajach lokomocji w grupie eksperymentalnej i brak takich zmian w grupie kontrolnej poruszającej się w obuwiu na obcasie, był prawdopodobną przyczyną wystąpienia istotnych statystycznie różnic pomiędzy niektórymi analizowanymi parametrami w grupach KSZ2 i EBO2.

Podsumowując należy stwierdzić, że analiza parametrów czasowo-przestrzennych pozwala w swej części na pozytywną weryfikację sformułowanych na wstępie pracy hipotez.

4.2. Analiza zmian wartości kątowych podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

W analizie chodu często wykorzystuje się ocenę zmian wartości kątów w znormalizowanym cyklu chodu (Di Sipio i wsp., 2018; Rezgui i wsp., 2022). Szczególnie jest to istotne w ocenie skutków oddziaływania terapeutycznego (Syczewska, 2010; Merlo i Campanini, 2019; Roggio i wsp., 2021; Li i wsp., 2021). W badaniach własnych wykorzystano analizę całkowitych zakresów zmian kątów intersegmentarnych w znormalizowanym cyklu chodu, lecz ze względu na dużą liczbę zmiennych bez szczegółowego uwzględniania ich charakterystyki w poszczególnych fazach chodu.

Szerokie spektrum analizy w tym aspekcie kinematyki chodu ukierunkowane było na wychwycenie ich istotnych zmian pod wpływem stosowanych ćwiczeń CFS w odniesieniu do grupy kontrolnej oraz w różnych formach lokomocji (bez obuwia i w obuwiu na obcasie). W podrozdziale omówiono interpretację wyników własnych, dotyczących uzyskanych wartości zmian zakresów kątowych podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia oraz w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm, w grupach eksperymentalnej i kontrolnej.

Analizując znamienne różnice średnich wartości pomiędzy grupami w pierwszym badaniu, można zauważyć szereg porównań, w których zarejestrowano różnice istotne statystycznie. Są to: kąt pochylecia kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej (SpnTilt), pochylecie miednicy na boki (Pel Obl), rotacja miednicy (Pel Rot), odwiedzenie i przywiedzenie stawu biodrowego (Hip Abd Add), zgięcie i wyprost stawu kolanowego (Knee FlexExt), zgięcie i wyprost stawu skokowego (Ank DorPlan), zgięcie oraz rotacja szyi (Neck Bend, Neck Rot).

Na podstawie tych wyników obserwujemy, że osoby używające obuwia z obcasem, podczas chodu z naturalną prędkością charakteryzuje zwiększenie zakresu ruchu pochylania miednicy na boki w płaszczyźnie czołowej, a co za tym idzie zgięcia kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej, jak również zmniejszony ruch rotacji miednicy, odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego oraz zakresu między zgięciem i wyprostem stawu kolanowego oraz zgięciem grzbietowym i podeszwowym stopy.

W porównaniach międzygrupowych, w badaniu kontrolnym, zaobserwowano tylko trzy zmienne, w których wystąpiły różnice istotne statystycznie. Należą do nich; kąt pochylecia kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej (SpnTilt), odwiedzenie i przywiedzenie stawu biodrowego (Hip Abd Add) oraz zgięcie grzbietowe i podeszwowe stawu skokowego (Ank DorPlan). Zmniejszenie liczby zmiennych, w których odnotowano istotne statystycznie różnice podczas drugiego badania, można upatrywać w potencjalnym wpływie przeprowadzonego eksperymentu, gdyż w każdej parze porównań, w których odnotowano istotne zmiany, występuje grupa eksperymentalna.

Biorąc pod uwagę wyniki uzyskane w porównaniach wewnątrzgrupowych, pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, można zaobserwować kilka wartości, które zmieniły się w sposób istotny statystycznie i wskazują na pozytywne różnice w zmianach wartości zakresów kątów. Bardzo istotnym jest fakt, że zakres ruchu rotacji w stawie kolanowym zmniejszył się w sposób statystycznie istotny w drugim badaniu w grupie eksperymentalnej badanej w obuwiu o ok. 6%, co wskazuje, że chód odbywał się na węższej podstawie w fazie dwupodporowej, z mniejszym kątem rotacji stopy w bok w trakcie przejmowania ciężaru ciała. Z punktu widzenia biomechaniki klinicznej jest to korzystną zmianą, gdyż sugeruje, że zaproponowany zestaw ćwiczeń może zapobiegać dolegliwościom bólowym ze strony stawu kolanowego podczas noszenia butów na obcasie. Informacja ta, może być szczególnie istotna w kontekście wyników badań, które donoszą, iż stosowanie obuwia na obcasie zwiększa zakres ruchu rotacji w stawie kolanowym podczas chodzenia po schodach (Shang i wsp., 2020).

Analizując szczegółowo poszczególne wartości zmian zakresów kątów można zaobserwować, że pochylecie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej (SpnTilt), wykazuje istotne statystycznie różnice w trzech porównaniach; pomiędzy badaniami bez obuwia a badaniami w obuwiu (EBO vs. ESZ, EBO vs. KSZ, KBO vs. KSZ), a stosowanie obuwia z obcasem zwiększa zakres kąta pochylecia kręgosłupa w bok podczas chodu. Wyniki te trudno odnieść do innych badań, gdyż większość z nich dotyczy pomiarów pochylecia kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej (Baaklini i wsp., 2017; De Oliveira Pezzan i wsp., 2011; Mesko i wsp., 2021; Russell, 2010; Schroeder i Hollander, 2018). Analizując tę zmienną, podczas

drugiego badania należy zauważyć, że różnice istotne statystycznie występują już tylko w jednym porównaniu pomiędzy grupami EBO vs. KSZ, a poziom różnic zmniejszył się podczas drugiego badania z 28% do 17%, co może być efektem przeprowadzonego eksperymentu, choć porównania wewnątrzgrupowe nie wykazują różnic istotnych statystycznie pomiędzy pierwszym a drugim badaniem.

Zasadnym jest zwrócenie uwagi na zmiany zakresu ruchów w płaszczyźnie strzałkowej (Spn Bend), gdyż w tym obszarze wydaje się być najwięcej kontrowersji i rozbieżności w dotychczasowych wynikach badań. Część autorów prezentuje pogląd, że podczas chodzenia na obcasie zmniejsza się zarówno lordoza lędźwiowa jak i kifoza piersiowa (Baaklini i wsp., 2017). Inni autorzy uważają, że podczas używania obuwia z obcasem, zwiększa się wyprost tułowia (Barnamehei i wsp., 2017). Jeszcze inne wyniki badań dowodzą, iż noszenie obcasów nie wpływa znacząco na zmiany w obszarze lędźwiowej (Weitkunat i wsp., 2016), (Schroeder i Hollander, 2018).

Wyniki przeprowadzonych badań własnych są zbieżne z przedstawionymi w ostatnich dwóch cytowanych pracach, gdyż nie odnotowano istotnych statystycznie różnic w pomiarach zakresu ruchu tułowia w płaszczyźnie strzałkowej, w żadnym z badań. Zestaw ćwiczeń wybranych do eksperymentu, nie miał wpływu na zmianę zakresu ruchu kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej, gdyż nie została zarejestrowana żadna statystycznie istotna zmiana, pomiędzy pierwszym a drugim badaniem w grupie eksperymentalnej. Należy jednak wspomnieć, że została ona odnotowana w grupie kontrolnej podczas badania chodu na obcasie, gdzie zakres ruchu zmniejszył się o ok. 8%, pod wpływem niekontrolowanego czynnika.

Rozpatrując wyniki pochylania miednicy na boki (Pel Obl) podczas chodu, obserwujemy podczas pierwszego badania znaczącą różnicę zarejestrowaną w porównaniu chodu bez obuwia w grupie eksperymentalnej, do badania lokomocji w obuwiu w grupie kontrolnej, gdzie zarejestrowano istotnie większy o ok. 18%, zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej. Pozostałe porównania grup badanych bez obuwia do badanych w obuwiu z obcasem podczas pierwszej próby, nie wykazały istotnych statystycznie zmian tego zakresu ruchu miednicy między tymi grupami. Również Mika i wsp. (2012a) w swoich badaniach wykazali brak istotnych różnic w ruchach miednicy na boki pomiędzy osobami badanymi bosą i w obuwiu na obcasie. Podczas drugiej próby, nie zarejestrowano istotnych różnic dla tej zmiennej w żadnym porównaniu. Należy również zauważyć, że porównanie między pierwszym a drugim badaniem nie wykazało istotnej statystycznie różnicy w porównywanych grupach w obszarze analizowanej zmiennej, tak więc zastosowany zestaw

ćwiczeń, nie wpłynął znamienne na poziom zakresów ruchów miednicy w płaszczyźnie czołowej podczas chodu.

Analizując zakres kąta rotacji miednicy, można zaobserwować istotną różnicę tylko pomiędzy grupą kontrolną badaną bez obuwia, która charakteryzowała się istotnie statystycznie wyższym wynikiem, w stosunku do grupy kontrolnej poruszającej się w obuwiu. Pozostałe porównania pomiędzy grupami badanymi bez obuwia, w stosunku do badań w obuwiu z obcasem podczas pierwszego badania, nie wykazały znamienych różnic, w odróżnieniu od rezultatów badań innych autorów, którzy przedstawiają, że rotacja miednicy zwiększyła się w chodzie na obcasie w sposób statystycznie istotny (Schroeder i Hollander, 2018). Odmienne doniesienia przedstawia (Shang i wsp., 2020) podając, że rotacja miednicy podczas chodu w obuwiu na obcasie ulega zmniejszeniu, choć wspomnieć należy, że badania przeprowadzane były podczas chodzenia po schodach.

Badanie kontrolne również nie wykazało istotnych różnic pomiędzy grupami w zakresie rotacji miednicy, podobnie jak porównanie pomiędzy pierwszym i drugim badaniem w żadnej z badanych grup. Wskazuje to na silnie ugruntowany i zautomatyzowany mechanizm ruchu rotacyjnego miednicy, który może wpływać na długość stawianych kroków.

Badania własne przedstawiają brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami w odniesieniu do zakresu przodo i tyłopochylenia miednicy (Pel Tilt), podczas pierwszego i drugiego badania. Jest to sprzeczne z wcześniejszymi wynikami, które informują, że noszenie butów na wysokim obcasie powoduje wzrost zakresu ruchów miednicy w płaszczyźnie strzałkowej (Mika i wsp., 2012a), (Schroeder i Hollander, 2018). Na uwagę zasługuje fakt, że zmienna ta zwiększa swoją wartość w sposób istotny statystycznie o ok. 11%, w porównaniu pomiędzy pierwszym a drugim badaniem tylko w grupie wykonującej ćwiczenia CFS, i tylko w badaniu w obuwiu z obcasem, co wskazuje na wcześniejsze spostrzeżenia autorów prac w tym zakresie (Mika i wsp., 2012a, Schroeder i Hollander, 2018). Co prawda, w chodzie fizjologicznym obserwuje się zazwyczaj niewielki zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, wskazujący na dość stabilne jej ustawienie w całym cyklu chodu z niewielkimi jej zmianami (Chwała, 2013), lecz w chodzie w obuwiu na obcasie jej zwiększony zakres zmian położenia może być odczytywany, jako mechanizm kompensujący uniesienia pięty i związanego z tym faktem zmienionego układu osi segmentów kończyn dolnych. Jak wiadomo miednica jest elementem pośrednim pomiędzy „lokomotorem i „pasażerem” (Perry, 1992), dlatego jej ustawienie musi być kompromisem pomiędzy oddziaływaniem tych dwóch elementów usytuowanych od góry i dołu miednicy. Zwiększonej mobilności miednicy w płaszczyźnie strzałkowej wskazującej na większą swobodę ruchu miednicy podczas chodu

z naturalną prędkością można przypisać również znaczenie pozytywne, gdyż jak sugerują Saliba i Johnson, (2019) ruch w kierunku tyłopochylenia pomaga automatycznie aktywować mięśnie toniczne.

Analizując zakresy ruchów występujące podczas chodu w stawie biodrowym w badaniach własnych należy zauważyć, że stosowanie butów z obcasem o wysokości 8 cm, nie miało istotnego wpływu na zmianę zakresu zgięcia i wyprostu w wykonanych dwóch badaniach chodu, w żadnej z porównywanych grup. Rezultat ten jest zgodny z tym, jaki przedstawia Cronin, (2014) twierdząc, że obcasy do 8 cm nie powodują zmiany w zakresie zgięcia i wyprostu stawu biodrowego podczas chodu. Wyniki te są jednak odmienne od prezentowanych przez Zeng i wsp., (2023), którzy przekonują, że podczas pomiarów zakresu zgięcia i wyprostu w stawach biodrowych w chodzie, zakres ruchu się zwiększa. Inni autorzy przekonują, że zakres ruchu zgięcia w stawie biodrowym zmniejsza się znamienne podczas stosowania obuwia z obcasem (Rezgui i wsp., 2022).

Wartości uzyskane podczas pierwszego badania dla ruchu odwiedzenia i przywiedzenia kończyn w stawie biodrowym, wykazały znamienne różnicę tylko w porównaniu grupy kontrolnej badanej bez obuwia, która osiągnęła istotną statystycznie wyższą wartość, w stosunku do grupy eksperymentalnej badanej w obuwiu z obcasem. Pozostałe porównania badań wykonanych bez obuwia w odniesieniu do badań na obcasie, nie wykazały istotnych różnic. W drugim badaniu, średnia wartość zakresu ruchu odwiedzenia i przywiedzenia kończyn w stawie również zwiększyła się istotnie w porównaniach dwóch grup: eksperymentalnej i kontrolnej badanych bez obuwia z grupą eksperymentalną badaną podczas chodu z obcasem, przy czym wyższe wartości zarejestrowano podczas badania bez obuwia, co stoi w opozycji do wyników badań (Rezgui i wsp., 2022), które przedstawiają zwiększenie zakresu ruchu odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego u kobiet badanych podczas chodzenia w obuwiu na obcasie. Analiza wyników własnych, pomiędzy pierwszym i drugim badaniem nie wykazała żadnych istotnych statystycznie różnic w porównywanych grupach, wskazując na utrwalony stereotyp tego ruchu podczas chodu, który nie uległ zmianom pod wpływem stosowanych ćwiczeń.

Analizując zarejestrowane podczas badań wartości zgięcia i wyprostu stawu kolanowego wskazują na mniejszą wartość tych ruchów u kobiet badanych w obuwiu z obcasem. Wynik ten potwierdzają badania (Morris i wsp., 2013) oraz (Rezgui i wsp., 2022). Odmienne wyniki prezentują natomiast (Mika i wsp., 2012b) oraz (Barnamehei i wsp., 2017). Znacząca różnica została zarejestrowana tylko podczas pierwszego badania, pomiędzy grupą kontrolną badaną w chodzie bez obuwia i eksperymentalną badaną w obuwiu na obcasie (KBO

vs. ESZ). W porównaniach pozostałych grup, oraz porównaniach pomiędzy pierwszym a drugim badaniem nie odnotowano istotnych statystycznie różnic.

Analiza wyników pomiędzy zgięciem grzbietowym i podeszwowym w stawie skokowym wykazała znamienne różnice w każdym porównaniu pomiędzy badaniem boso, a badaniem w obuwiu na obcasie zarówno w pierwszym, jak i drugim badaniu. Różnice są istotne, gdyż uniesienie pięty przez obcas 8 cm wymusza znaczne zwiększenie zgięcia podeszwowego stopy. Takie wyniki podają również (Barnamehei i wsp., 2017) oraz (Rezgui i wsp., 2022). Uzyskane wyniki wskazują, iż zakres pomiędzy ekstremalnym położeniem stopy w zgięciu grzbietowym i podeszwowym jest większy podczas chodu bez obuwia a więc można przypuszczać, że częste stosowanie obuwia z obcasem może przyczynić się do ograniczenia ruchomości stawu skokowego a przez to, jak podaje (Cronin i wsp., 2012) skrócenia mięśnia brzuchatego łydki, lub jak podają inne badania, mięśnia brzuchatego łydki oraz m. płaszczkowatego (Zeng i wsp., 2023).

Biorąc pod uwagę istotne statystycznie wyniki dla różnicy wartości zarejestrowanych pomiędzy zgięciem a wyprostem stawu ramiennego, uzyskane w porównaniach wewnątrzgrupowych, pomiędzy pierwszym i drugim badaniem obserwujemy, zwiększenie zakresu ruchu o ok 21% podczas badania bez obuwia i ok. 18% podczas rejestracji chodu w obuwiu. Zmiana taka, została zarejestrowana tylko w grupie eksperymentalnej. Należy podkreślić, że ruchy kończyn górnych w stawach ramieniowych i łokciowych kompensują ruchy rotacyjne tułowia i nie mają większego wpływu na energetykę chodu (Chwała, 2013). Zatem zwiększenie ich zakresu jedynie w grupie eksperymentalnej może świadczyć o wpływie stosowanych ćwiczeń na poprawę koordynacji ruchów segmentów ciała w odpowiedzi na zwiększającą się prędkość chodu, zapewniając zachowanie kierunku chodu, bez zbędnych ruchów na boki. Potwierdziło się to w zmniejszonym zakresie rotacji w stawie kolanowym. Niektórzy autorzy w swoich badaniach przedstawiają zależność ruchów kończyn górnych od prędkości chodu – im większa prędkość tym większe ruchy kończyn oraz bardziej symetryczny wymach ramion (Matuszewska i Syczewska, 2023). Wyniki badań własnych z grupy eksperymentalnej potwierdzają tę zależność, gdyż pod wpływem ćwiczeń zwiększyła się prędkość chodu oraz zakres ruchów ramion w płaszczyźnie strzałkowej.

Podsumowując należy stwierdzić, że stosowanie obuwia na obcasie spowodowało największe zmiany w płaszczyźnie czołowej w zakresie ruchu ruchów zgięcia kręgosłupa, ruchów miednicy, ruchów odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego. Ponadto ta forma lokomocji powoduje zmianę w płaszczyźnie poprzecznej - rotacji miednicy, oraz strzałkowej - zgięcia i wyprostowania kolana oraz zgięcia szyi, co potwierdza założoną na wstępie hipotezę.

4.3. Analiza zmian składowych sił reakcji podłoża podczas badania chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

W ocenie chodu badacze często sięgają do analizy siły reakcji podłoża (Cronin i wsp., 2012; Mika i wsp., 2011, 2012b; Perry i wsp., 2010; Valentini i wsp., 2009; Zeng i wsp., 2023). Najczęściej ocenie podlegają wartości sił reakcji w poszczególnych fazach chodu, jak i kształty krzywych, reprezentujących poszczególne jej składowe (Ebbeling i wsp., 1994; Derlatka, 2017; Klepczyńska i wsp., 2019). W analizie wyników własnych wykorzystano ocenę maksymalnych, standaryzowanych względem masy ciała składowych sił reakcji podłoża w fazie amortyzacji, fazie jednopodporowej oraz w fazie odbicia. W podrozdziale omówione zostały analizy wyników zmian składowych sił reakcji podłoża podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie o wysokości 8 cm.

Analizując wyniki testowania występowania istotnych różnic pomiędzy grupami w pierwszym badaniu, obserwujemy szereg porównań, w których zarejestrowane różnice są statystycznie istotne w porównaniach wyników, głównie pomiędzy chodem boso i w obuwiu z obcasem.

Biorąc pod uwagę pierwsze badanie i analizując w nim maksymalne wartości składowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji, w płaszczyźnie czołowej (FX1), należy stwierdzić, że istotnie większą siłę reakcji podłoża zarejestrowano podczas badania chodu w obuwiu na obcasie w grupie eksperymentalnej, w porównaniu do wyników grupy kontrolnej. Świadczy to o mocniejszym nacisku na podłoże i wyraźniejszym akcentowaniu ruchu w bok, podczas obciążania kończyny podporowej w obuwiu na obcasie, w porównaniu do chodu bez obuwia.

Analizując maksymalne wartości tej składowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej w fazie jednopodporowej (FX2) oraz fazie odbicia (FX3), należy stwierdzić, że statystycznie istotne wyższe wartości, zaobserwowano w tym przypadku podczas rejestracji chodu bez obuwia.

Różnice te dla FX2 zawierają się w granicach między ok. 41 – 49%, a dla FX3 pomiędzy ok. 25 i 34%.

Podobne tendencje dla poszczególnych zmiennych zarejestrowano podczas drugiego badania. Większe wartości dla zmiennej FX1, wystąpiły również podczas rejestracji chodu podczas badania kontrolnego w obuwiu na obcasie (wzrost o ok. 10 – 14%), w porównaniu do badania bez obuwia, natomiast wartości zarejestrowane dla zmiennych FX2 i FX3 były statystycznie istotnie wyższe podczas badania bez obuwia. Różnice wynosiły dla FX2 w tej formie lokomocji od ok. 42 do 48%, natomiast dla składowej bocznej w fazie odbicia (FX3)

były wyższe o ok. 32% . Uzyskane wyniki należy interpretować w ten sposób, że chodząc bez obuwia trudniej jest odciążyć kończynę podporową w płaszczyźnie czołowej w fazie jednopodporowej, lecz łatwiej jest zmienić kierunek przemieszczania OSC w przeciwną stronę, co przekłada się na bardziej płynne przetaczanie kończyny.

Analizując wyniki maksymalnej wartości składowej siły reakcji podłoża (przednio – tylnej) w fazie amortyzacji (FY1) możemy zauważyć, że jej wartość była statystycznie istotnie wyższa o ok.14% w badaniu w obuwiu w grupie eksperymentalnej w porównaniu z grupą kontrolną osób chodzących bez obuwia, podczas badania kontrolnego, natomiast pierwsze badanie nie wykazało różnic istotnych statystycznie. Potwierdza to, że w grupie eksperymentalnej w drugim badaniu wystąpiła silniejsza tendencja do hamowania ruchu w fazie amortyzacji.

Biorąc pod uwagę maksymalne wartości składowej przednio – tylnej siły reakcji podłoża w fazie odbicia (FY2), należy stwierdzić, że jej wartość jest wyższa podczas rejestracji chodu w obuwiu i to zarówno podczas pierwszego jak i drugiego badania, w porównaniach pomiędzy grupą eksperymentalną badaną bez obuwia, a kontrolną badaną w obuwiu (EBO vs. KSZ). W grupach o wyższej średniej wartości tej składowej obserwowano silniejsze, korzystne dla propulsji odbicie w przód.

Oceniając wyniki uzyskane podczas chodu dla maksymalnej wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji (FZ1) w pierwszym badaniu należy stwierdzić, że różnice istotnie statystycznie wyższe o ok. 5 i 7%, odnotowano podczas badania w obuwiu, w porównaniu między grupami; kontrolną badaną bez obuwia, a eksperymentalną i kontrolną badaną w obuwiu z obcasem (KBO vs. ESZ oraz KBO vs. KSZ). Podobne wyniki dla tej składowej, przedstawione zostały w badaniach Esenyel i wsp., (2003), ale w tych badaniach nie osiągnięto istotności statystycznej dla zaobserwowanych różnic.

Również wyniki uzyskane dla maksymalnej wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża w fazie odbicia (FZ3), charakteryzowały się statystycznie istotnie wyższymi o ok. 5% wartościami podczas badania w obuwiu, w porównaniu grupy kontrolnej badanej boso do eksperymentalnej badanej w obuwiu na obcasie (KBO vs. ESZ). Jest to zgodne z wynikami jakie przedstawili Mueller i wsp., (2015).

Podobne zależności zostały zarejestrowane podczas drugiego badania, gdzie wyniki dla maksymalnej wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji (FZ1), były statystycznie istotnie wyższe o ok. 9% w badaniu w obuwiu, przy porównaniu grupy kontrolnej badanej bez obuwia do eksperymentalnej badanej w obuwiu z obcasem (KBO vs. ESZ). Również wyniki uzyskane w badaniu kontrolnym dla maksymalnej wartości składowej

pionowej siły reakcji podłoża w fazie odbicia (FZ3), wykazały statystycznie istotnie wyższe o ok. 7% wartości, podczas rejestracji chodu w obuwiu, przy porównaniu grupy kontrolnej badanej boso do eksperymentalnej badanej w obuwiu na obcasie (KBO vs. ESZ).

Z przedstawionej powyżej analizy wyłania się obraz wskazujący, że chodząc w szpilkach, obserwujemy istotnie większą wartość składowej siły reakcji unoszącej środek ciężkości w górę w fazie amortyzacji i odbicia w stosunku do chodu bez obuwia. Jest to w efekcie niekorzystna cecha rozkładu siły reakcji, gdyż nie jest ukierunkowana na przemieszczanie w przód.

Analizując wyniki maksymalnej wartości pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie jednopodporowej (FZ2), obserwujemy zarówno w pierwszym jak i w drugim badaniu statystycznie istotne wyższe wartości zarejestrowane podczas chodu w obuwiu na obcasie w porównaniu grupy kontrolnej badanej bez obuwia do grupy eksperymentalnej badanej w obuwiu z obcasem (KBO vs. ESZ). Podczas pierwszego badania wartość ta była wyższa o ok. 9%, natomiast w drugim o ok. 12%. Świadczy to o mniejszym ociążeniu w tej fazie chodu w szpilkach w stosunku do stereotypu chodu bez obuwia.

Podsumowując wyniki porównań międzygrupowych należy stwierdzić, że stereotyp chodu w szpilkach charakteryzował się silniejszą tendencją do unoszenia OSC w górę i kierowania ruchu na boki, podczas przejmowania ciężaru ciała w fazie amortyzacji. Wyższe też były wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża w fazie odbicia w tej formie lokomocji. Natomiast chód bez obuwia charakteryzował się z kolei większą łatwością w przenoszeniu obciążenia z kończyny na kończynę w fazie odbicia.

Biorąc pod uwagę wyniki uzyskane w porównaniach wewnątrzgrupowych, pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, należy stwierdzić, że najwięcej różnic istotnych statystycznie odnotowano w grupie eksperymentalnej, zarówno podczas badania rejestrowanego podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia jak i w obuwiu z obcasem.

Analizując porównania różnic maksymalnych wartości składowych sił reakcji podłoża pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, zarejestrowanym podczas chodu bez obuwia w grupie eksperymentalnej, obserwujemy podczas drugiego badania statystycznie istotne zwiększenie wartości składowej przednio – tylnej w fazie amortyzacji (FY1) ok. 9%, zwiększenie maksymalnej wartości składowej przednio – tylnej w fazie odbicia (FY2), o ok.5%, która jest zmianą korzystną, wskazującą na poprawę propulsji, oraz wzrost maksymalnej wartości pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji o ok. 3%. Analiza składowych sił reakcji podłoża potwierdza tu spostrzeżenia poczynione podczas analizy wartości parametrów czasowo-przestrzennych, gdzie w tej grupie zaobserwowano

istotne zwiększenie prędkości chodu, które jest naturalnym następstwem opisanych powyżej prawidłowości.

Bardzo podobne istotne statystycznie zmiany, zostały zarejestrowane w grupie eksperymentalnej, podczas porównania różnic maksymalnych wartości składowych sił reakcji podłoża pomiędzy pierwszym a drugim badaniem zarejestrowanym w obuwiu z obcasem. Podczas drugiego badania zarejestrowano istotne zwiększenie wartości składowej przednio – tylnej w fazie amortyzacji (FY1) ok. 9%, zwiększenie maksymalnej wartości składowej przednio – tylnej w fazie odbicia (FY2), o ok. 6%, wzrost maksymalnej wartości pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji o ok. 3%, oraz obniżenie maksymalnej wartości pionowej składowej siły reakcji podłoża w fazie jednopodporowej (FZ2) o ok. 6 %.

Analiza składowych sił reakcji podłoża potwierdza tu ponownie spostrzeżenia poczynione podczas analizy wartości parametrów czasowo-przestrzennych, gdzie w tej grupie zaobserwowano istotne zwiększenie prędkości chodu bez obuwia i w obuwiu z obcasem, które jest naturalnym następstwem opisanych powyżej prawidłowości. Poruszając się szybciej zwiększają się wartości sił hamujących i napędzających ruch OSC w przód, a także siły unoszącej środek ciężkości do góry (Chwała, 2013). Bardziej wydajne jest też odciążanie kończyny w fazie jednopodporowej, ze względu na rosnące różnice pomiędzy maksymalnymi i minimalnymi wartościami sił w cyklu chodu. Te zmiany świadczą o bardziej dynamicznym i z lepszą kontrolą równowagi dynamicznej poruszaniu się osób z grupy eksperymentalnej, w obu formach lokomocji, co można traktować, jako możliwy wpływ zastosowanych w eksperymencie ćwiczeń.

Jedyną zmienną w grupie kontrolnej, w której zarejestrowano istotne statystycznie różnice, jest maksymalna wartość składowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej w fazie jednopodporowej (FX2), która podczas drugiego badania zmniejszyła swoją wartość pod wpływem niekontrolowanego czynnika o ok. 14%.

W grupie kontrolnej podczas badania w obuwiu z obcasem, żadna ze składowych sił reakcji podłoża nie wykazała różnic statystycznie istotnych, pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, co pozwala wnioskować, że zmiany wartości zmiennych, które zostały zarejestrowane pomiędzy pierwszym a drugim badaniem w grupie eksperymentalnej, nastąpiły pod wpływem zastosowanych ćwiczeń.

4.4. Analiza zmian energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

Jednym z założeń pracy była ocena ekonomiki chodu w oparciu o analizę składowych energii całkowitej oraz pracę zewnętrzną potrzebną do rozpędzenia i uniesienia OSC podczas chodu. Jest to obok analizy parametrów czasowo-przestrzennych, zmian kątowych oraz składowych sił reakcji podłoża kolejna z metod wykorzystywanych powszechnie w biomechanicznej ocenie chodu (Chien i wsp., 2014; Zhang i wsp., 2017).

W podrozdziale omówiono spostrzeżenia dotyczące uzyskanych wyników średnich zakresów zmian standaryzowanych względem masy ciała i metra przebytego dystansu wartości energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej w chodzie z naturalną prędkością, bez obuwia oraz w obuwiu z obcasem wysokości 8 cm.

Analizując istotne statystycznie różnice składowej bocznej energii kinetycznej (E_{kx}), należy stwierdzić, że zarówno w pierwszym jak i drugim badaniu, wartość E_{kx} była znamienne wyższa podczas chodu bez obuwia, zarówno w grupie eksperymentalnej jak i kontrolnej. Różnice zmian energii kinetycznej bocznych ruchów środka ciężkości ciała pomiędzy grupami w każdym cyklu chodu, zawierały się w przedziale między ok. 24% a 31% podczas pierwszego badania, oraz pomiędzy ok. 26% a 34% podczas drugiego badania. Można zatem stwierdzić, że osoby badane w obuwiu z obcasem charakteryzowały się mniejszymi bocznymi odchyleniami środka ciężkości, co jest sprzecznie z doniesieniami (Zeng i wsp., 2023), którzy podają, że stosowanie obuwia na obcasie nie wpływa statystycznie istotnie na ruch OSC w płaszczyźnie czołowej. Również inni badacze donoszą, że ruch OSC w kierunku w kierunku przyśrodkowo – bocznym ma większe odchylenia w badaniu przeprowadzonym boso w porównaniu do badań w innym obuwiu (kłapki, sandały, buty sportowe) (Franklin i wsp., 2015)

W tym miejscu warto zaznaczyć, że podobną prawidłowość zaobserwowano w zakresie bocznej składowej siły reakcji podłoża w fazie odbicia. Wartości zmian energii ruchu OSC w płaszczyźnie czołowej stanowiły niewielką część energii generowanej w kierunku zamierzonego ruchu. W przypadku chodu bez obuwia było to ok. 3% E_{ky} , natomiast podczas chodu w szpilekach udział był jeszcze mniejszy i zawierał się w granicach ok. 1,5 do 2%.

Biorąc pod uwagę wartości składowej przednio-tylnej energii kinetycznej (E_{ky}), OSC, można zauważyć, że w pierwszym i drugim badaniu, wartość E_{ky} jest wyższa podczas chodu w obuwiu z obcasem, ale w sposób statystycznie istotny, tylko w porównaniu grupy kontrolnej badanej bez obuwia do grupy eksperymentalnej badanej w obuwiu na obcasie. Zmiany energii kinetycznej ruchu postępowego środka ciężkości ciała wyniosły podczas pierwszego badania

ok. 13%, a podczas drugiego badania, ok. 17 %. Pomimo wyraźnych różnic względnych w żadnej z pozostałych par porównań, między chodem w obuwiu z obcasem i bez obuwia, w żadnej z grup odnotowane różnice nie były znamienne ($p < 0,05$). Takie wyniki są zgodne z doniesieniami (Zeng i wsp., 2023)

Rozpatrując wyniki składowej pionowej energii kinetycznej (E_{kz}), można zaobserwować, iż we wszystkich porównaniach pomiędzy grupami, wartość E_{kz} różniła się istotnie statystycznie w porównaniach badań zarejestrowanych podczas chodu bez obuwia, w stosunku do badań w obuwiu z obcasem, i była wyższa o ok. 41 – 83% u osób badanych w obuwiu, bez względu na to, czy osoby badane należały do grupy kontrolnej czy eksperymentalnej. Należy jednak zauważyć, że większość wyników składowej pionowej zarejestrowanych także podczas drugiego badania, przedstawiała statystycznie istotne wyższe wartości zawierające się w granicach między ok. 34 – 110%. Potwierdza to poczynione wcześniej spostrzeżenia, że składowa pionowa siły reakcji podłoża wykazywała podobne prawidłowości.

W badaniu drugim, znamienne wartości zarejestrowano również w porównaniu pomiędzy grupą eksperymentalną, a kontrolną badaną bez obuwia, w którym to porównaniu, podczas pierwszego badania wyniki nie różniły się istotnie statystycznie, a podczas drugiego badania wartość składowej pionowej zwiększyła się w grupie eksperymentalnej o ok. 27%. Należy to wiązać z istotnie większą prędkością chodu w drugim badaniu, w tej grupie i znamienym wzrostem składowej pionowej siły reakcji podłoża.

Rozpatrując wyniki testowania istotności różnic pomiędzy średnimi w odniesieniu do standaryzowanych zmian energii potencjalnej (E_p), można zaobserwować, że we wszystkich porównaniach pomiędzy grupami, badanymi bez obuwia, w stosunku do badań zarejestrowanych w obuwiu z obcasem, wyniki były statystycznie istotnie wyższe u osób badanych w obuwiu, bez względu na przynależność do grupy kontrolnej, czy też eksperymentalnej. Należy jednak wziąć pod uwagę, że wszystkie zarejestrowane podczas drugiego badania dane, były nieco wyższe (między ok. 21 – 36%), niż podczas badania pierwszego (gdzie różnice zawierały się między ok. 19 – 31%). W badaniu drugim, znamienne wyższe wartości dla zmian energii potencjalnej (E_p) w cyklu chodu, zarejestrowano również w porównaniu między grupą eksperymentalną, a kontrolną badaną bez obuwia, w którym to porównaniu podczas pierwszego badania różnice nie były istotne statystycznie, a wartość składowej pionowej zwiększyła się w drugim badaniu w grupie eksperymentalnej o ok. 9 %.

Odnotowane wyższe wartości zmian energii potencjalnej w cyklu chodu były niewątpliwie związane z poruszaniem się w drugim badaniu z większą prędkością,

przejawiającą się między innymi większymi wartościami pionowej składowej siły reakcji podłoża, która stanowiła największy udział w wypadkowej siły reakcji generowanej w fazie kontaktu stóp z podłożem w cyklu chodu.

Rozważając porównania wartości zmian energii całkowitej, odpowiadającej wartości pracy zewnętrznej potrzebnej do rozpędzenia i uniesienia środka ciężkości (E_{tot}), obserwujemy, że wartości, które różniły się istotnie statystycznie i występowały pomiędzy badaniem boso, a badaniem w obuwiu, bez względu na to, czy osoby badane zakwalifikowane były do grupy eksperymentalnej czy kontrolnej. Ponadto, stwierdzić należy, iż statystycznie istotne wyższe wartości energii całkowitej w zakresie między ok. 19, a 25%, wystąpiły u osób badanych bez obuwia. Świadczy to o większej kosztocłonności chodu bez obuwia w stosunku do chodu w obuwiu na obcasie.

Analizując różnice średnich wartości zmian energii pomiędzy pierwszym a drugim badaniem, obserwujemy szereg istotnych statystycznie różnic, głównie w grupie eksperymentalnej.

Porównując istotne statystycznie zmiany wartości składowej bocznej energii kinetycznej (E_{kx}), obserwujemy jej zmniejszenie o ok. 9% tylko w grupie eksperymentalnej badanej bez obuwia, co może wskazywać w tym przypadku na większą kontrolę bocznych wychyleń środka ciężkości.

Analizując wartości składowej podłużnej energii kinetycznej (E_{ky}) należy stwierdzić, że miała wyższe wartości podczas drugiego badania w grupie eksperymentalnej podczas chodu bez obuwia (ok. 11%) i w obuwiu z obcasem (ok. 10%), oraz w grupie kontrolnej badanej boso (ok. 6%). Potwierdza to fakt wystąpienia znamienne wyższych wartości składowej przednio-tylnej siły reakcji podłoża podczas chodu w drugim badaniu w grupie eksperymentalnej.

Oceniając różnice zarejestrowane dla składowej pionowej energii kinetycznej (E_{kz}), istotne statystycznie zmiany obserwujemy tylko w grupie wykonującej ćwiczenia CFS, zarówno podczas badania bez obuwia, jak i w butach z obcasem. W obu porównaniach wartości pionowych zmian energii kinetycznej OSC były wyższe podczas drugiego badania o ok. 12%.

Biorąc pod uwagę różnice pomiędzy średnimi zmianami wypadkowej energii kinetycznej (E_k), uzyskane podczas rejestracji chodu należy stwierdzić, że jej wartości zmieniają się istotnie statystycznie tylko w porównaniach wewnątrz grupy i tylko w grupie wykonującej ćwiczenia, zarówno podczas badania bez obuwia, jak i w butach z obcasem. W obu porównaniach wartości zmiennej pionowej były wyższe podczas drugiego badania o ok. 10%. Znajdują tu potwierdzenie wszystkie wskazane wyżej prawidłowości wiążące wartości

parametrów czasowo-przestrzennych ze zmianami wartości składowych sił reakcji podłoża i składowych energii.

Analizując różnice dla energii potencjalnej obserwujemy, że jej wartość wzrosła istotnie statystycznie w drugim badaniu o ok. 4%, a zmiany odnotowano tylko w grupie kontrolnej, badanej w butach na obcasie.

Ostatnią zmienną w porównaniach wewnątrzgrupowych, wykazującą istotne statystycznie różnice zarejestrowane pomiędzy pierwszym a drugim badaniem jest energia całkowita, dla której uzyskane podczas drugiego badania wyniki były wyższe o ok 17%, a różnice te, wystąpiły tylko w grupie wykonującej ćwiczenia, i tylko podczas badania w butach z obcasem. Było to naturalną konsekwencją zwiększenia prędkości chodu, która pociągnęła za sobą wzrost kosztu biomechanicznego. Nie należy tego faktu jednak traktować, jako zjawiska negatywnego, gdyż układ ruchu przygotowany pod względem możliwości siłowych, szybkościowych, wytrzymałościowych i koordynacyjnych potrafi sprostać wymaganiom poruszania się z większą prędkością, w sposób stabilny i bezpieczny, z jednoczesną akceptacją zwiększonego kosztu poruszania (Chwała, 2013).

4.5. Zmiany wartości wskaźnika odzyskiwania energii podczas chodu bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie

Biomechaniczny koszt chodu, związany jest nie tylko z wydatkowaną energią metaboliczną, lecz może być wyraźnie zmniejszony poprzez skuteczny mechanizm wzajemnej wymiany energii potencjalnej na kinetyczną i odwrotnie, w odpowiednich fazach chodu, kiedy zmiany energii posiadają przeciwne znaki i są przesunięte w fazie o kąt bliski 180° (Chwała, 2013). W podrozdziale omówiono interpretacje wyników własnych, dotyczące zmian wartości wskaźnika odzyskiwania energii w chodzie z naturalną prędkością bez obuwia oraz w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm.

Wyniki badań własnych pokazują, że na wartość wskaźnika odzyskiwania energii ma wpływ forma wykonywanej lokomocji, gdyż wskaźnik ten był istotnie wyższy podczas noszenia butów z obcasem podczas chodu, bez względu na przynależność do grupy (kontrolnej czy eksperymentalnej), zarówno podczas pierwszego jak i drugiego badania.

Różnice względne wartości wskaźnika odzyskiwania energii były porównywalne w porównaniach między grupami, podczas pierwszego i drugiego badania i lokowały się na poziomie między ok. 9, a 17% podczas pierwszego badania oraz między ok. 8 a 16% podczas badania kontrolnego. Jest to dość ciekawe spostrzeżenie, wskazujące na dobrą kontrolę ruchów OSC podczas chodu w obuwiu na obcasie, gdzie istotnie niższe wartości pracy zewnętrznej

zostały potwierdzone wyższymi wartościami wskaźnika odzyskiwania energii. Zatem mechanizm odzyskiwania energii w mechanizmie odwróconego wahadła okazał się skuteczniejszy podczas chodu w obuwiu na obcasie.

Analizując uzyskane wyniki testowania istotności różnic w porównaniach pomiędzy pierwszym a drugim badaniem należy stwierdzić, że wartości wskaźnika odzyskiwania energii zarejestrowane podczas drugiego badania, są nieco większe niż podczas badania wstępnego, ale nie są statystycznie istotne i zawierają się w granicach między ok. 1 a 3%. Możemy więc stwierdzić, że zastosowany zestaw ćwiczeń CFS nie wpłynął statystycznie istotnie na wskaźnik odzyskiwania energii podczas chodu bez obuwia ani w obuwiu z obcasem.

Istotne zwiększenie prędkości chodu w drugim badaniu skutkowało również zwiększeniem kosztu biomechanicznego, gdyż mechanizm przetwarzania energii nie zwiększył już swojej sprawności.

5. Wnioski

W odpowiedzi na postawione pytania badawcze oraz sformułowane na wstępie pracy hipotezy dokonano poniższych spostrzeżeń.

1. Na podstawie wyników badań własnych można stwierdzić, że stereotyp chodu z naturalną prędkością bez obuwia różni się w stosunku do chodu w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm, zarówno w obszarze licznych zmiennych kinematycznych jak również kinetycznych w obu badanych grupach osób. W pierwszym badaniu odnotowano nieliczne różnice, natomiast w badaniu kontrolnym najistotniejsze różnice odnotowano w obrębie zakresów ruchu: zgięcia kręgosłupa i ruchów miednicy w płaszczyźnie czołowej, rotacji miednicy, ruchów odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego, zgięcia i wyprostowania kolana, zgięcia grzbietowego i podszwowej stopy, zgięcia i rotacji szyi, maksymalnych wartości bocznych, przednio – tylnych i pionowych składowych sił reakcji podłoża, wartości zakresów składowych pracy zewnętrznej oraz wskaźnika odzyskiwania energii. Uzyskane wyniki potwierdzają pierwszą z postawionych w tym obszarze hipotez.
2. Trening CFS zastosowany w grupie eksperymentalnej wywołał istotne zmiany w badaniu kontrolnym, zarówno w kinematycznym oraz kinetycznym schemacie chodu bez obuwia, jak i w schemacie ruchu w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm. Największe zmiany każdego z analizowanych stereotypów chodu w badaniu bez obuwia dotyczyły: zwiększenia prędkości chodu, skrócenia czasu cyklu chodu, wydłużenia długości cyklu chodu, skrócenia względnego czasu kontaktu stopy z podłożem w cyklu chodu, skrócenia względnego czasu podwójnego podparcia, zwiększenia częstotliwości kroków, zwiększenia ruchów ramion w płaszczyźnie strzałkowej raz rotacji szyi, zwiększenia max wartości składowych sił reakcji podłoża (przednio – tylna), w fazie amortyzacji i fazie odbicia, oraz zwiększenia max pionowej wartości składowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji, zmniejszenia zakresu zmian energii kinetycznej ruchu na boki, zwiększenia zakresu zmian energii kinetycznej ruchu postępowego oraz pionowego, zwiększenia zakresu zmian wypadkowej energii kinetycznej,

Zmiany każdego z analizowanych stereotypów chodu w badaniu w obuwiu z obcasem wykazały: zwiększenie prędkości chodu, skrócenie czasu cyklu chodu, wydłużenie długości cyklu chodu, skrócenie względnego czasu kontaktu stopy z podłożem w cyklu chodu, skrócenie względnego czasu podwójnego podparcia, wydłużenie względnego czasu pojedynczego podparcia, zwiększenie częstotliwości kroków, zwiększenie zakresu ruchu pochylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, zmniejszenie rotacji w stawie kolanowym, zwiększenie ruchów ramion w płaszczyźnie strzałkowej oraz rotacji szyi, zwiększenie max wartości składowych sił reakcji podłoża (przednio – tylna), w fazie amortyzacji i fazie odbicia, oraz zwiększenie max pionowej wartości składowej siły reakcji podłoża w fazie amortyzacji i w fazie odbicia, zwiększenie zakresu zmian energii kinetycznej ruchu postępowego oraz pionowego, zwiększenie zakresu zmian wypadkowej energii kinetycznej, oraz zwiększenie energii całkowitej. Druga z postawionych hipotez została zweryfikowana pozytywnie.

3. Trening CFS stosowany w grupie eksperymentalnej wywołał zwiększenie różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi w zakresie kinematycznego i kinetycznego schematu chodu bez obuwia i w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm, w porównaniu do wyników uzyskanych w grupie kontrolnej. Największe zmiany w stosunku do wyników grupy kontrolnej odnotowano w obszarze: względnego czasu podwójnego podparcia, częstotliwości kroków, zakresu ruchu pochylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, ruchów biodra w płaszczyźnie czołowej, rotacji st. kolanowego, zakresu zmian energii potencjalnej, całkowitej oraz składowej energii kinetycznej ruchu względem osi poprzecznej i pionowej wartości maksymalnych sił reakcji podłoża względem osi pionowej i strzałkowej. Trzecia z postawionych hipotez została zweryfikowana pozytywnie.
4. Trening CFS okazał się być skutecznym narzędziem w zakresie poprawy kontroli układu ruchu, który pozwolił na zwiększenie prędkości chodu w obuwiu na obcasie przy równoczesnym zachowaniu kontroli zmian położenia ogólnego środka ciężkości ciała.

5. Biorąc pod uwagę powyższe rezultaty badań, zastosowanie profilaktycznego zestawu ćwiczeń CFS może przyczynić się do neutralizowania potencjalnych negatywnych skutków noszenia butów na obcasie, ale może również znaleźć zastosowanie aplikacyjne we wszystkich czynnościach, gdzie kontrola równowagi odgrywa istotną rolę dla ich bezpiecznego i skutecznego wykonania.

6. Piśmiennictwo

1. Adler, Susan, S., Beckers, D., & Buck, M. (2008). *PNF i Practice* (M. Botsch (ed.); Third).
2. Anwar, S. F. Z., Wang, Y., Raza, W., Arnold, G., & Wang, W. (2023). Mechanical energy fluctuation in lower limbs during walking in participants with and without total hip replacement. *Royal Society Open Science*, *10*(3).
<https://doi.org/10.1098/rsos.230041>
3. Baaklini, E., Angst, M., Schellenberg, F., Hitz, M., Schmid, S., Tal, A., Taylor, W. R., & Lorenzetti, S. (2017). High-heeled walking decreases lumbar lordosis. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.035>
4. Bae, Y. H., Ko, M., & Lee, S. M. (2016). Comparison of joint angles and electromyographic activity of the lower extremities during standing with wearing standard and revised high-heeled shoes: A pilot study. *Technology and Health Care*.
<https://doi.org/10.3233/THC-161177>
5. Barnamehei, H., Kharazi, M., & Barnamehei, M. (2017). P83: Heel height affects lower extremity joint moments during walking with OpenSim software. *Gait & Posture*, *57*(xxxx), 319–320. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.441>
6. Barnish, M., Morgan, H. M., & Barnish, J. (2018). The 2016 HIGH Heels: Health effects And psychosexual Benefits (HIGH HABITS) study: systematic review of reviews and additional primary studies. *BMC Public Health*, *18*(1), 37.
<https://doi.org/10.1186/s12889-017-4573-4>
7. Barnish, M. S., & Barnish, J. (2016). High-heeled shoes and musculoskeletal injuries: A narrative systematic review. *BMJ Open*, *6*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2015-010053>
8. Borchgrevink, G. E., Viset, A. T., Witsø, E., Schei, B., & Foss, O. A. (2016). Does the use of high-heeled shoes lead to fore-foot pathology? A controlled cohort study comprising 197 women. *Foot and Ankle Surgery*.
<https://doi.org/10.1016/j.fas.2015.10.004>
9. Cagnie, B., Dhooge, F., Schumacher, C., De Meulemeester, K., Petrovic, M., Van Oosterwijck, J., & Danneels, L. (2015). Fiber Typing of the Erector Spinae and Multifidus Muscles in Healthy Controls and Back Pain Patients: A Systematic Literature Review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *38*(9), 653–663. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2015.10.004>
10. Cavagna, G. A., Willems, P. A., Legramandi, M. A., & Heglund, N. C. (2002). Pendular energy transduction within the step in human walking. *J Exp Biol*, *205*, 3413–3422.
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12324550
<http://jeb.biologists.org/content/205/21/3413.full.pdf>
<http://jeb.biologists.org/content/205/21/3413.long>
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/123>
11. Chien, H. L., Lu, T. W., & Liu, M. W. (2014). Effects of long-term wearing of high-heeled shoes on the control of the body's center of mass motion in relation to the center of pressure during walking. *Gait and Posture*.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.007>
12. Chiu, M.-C., & Wang, M.-J. J. (2006). *Professional footwear evaluation for clinical nurses*. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.03.012>
13. Chiu, M., & Wang, M. (2006). *Professional footwear evaluation for clinical nurses*. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.03.012>
14. Chwała, W. (2013). *Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i*

sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym (Issue 12).

15. Collins, C. K., Johnson, V. S., Godwin, E. M., & Pappas, E. (2016). The reliability and validity of the Saliba Postural Classification System. *Journal of Manual and Manipulative Therapy*. <https://doi.org/10.1080/10669817.2016.1138599>
16. Cong, Y., Tak-Man Cheung, J., Leung, A. K., & Zhang, M. (2011). Effect of heel height on in-shoe localized triaxial stresses. *Journal of Biomechanics*, 44(12), 2267–2272. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.036>
17. Cronin, N. J. (2014). Effects of high heeled shoes on female gait. A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.036>
18. Cronin, N. J., Barrett, R. S., & Carty, C. P. (2012). Long-term use of high-heeled shoes alters the neuromechanics of human walking. *Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01402.2011>
19. De Oliveira Pezzan, P. A., João, S. M. A., Ribeiro, A. P., & Manfio, E. F. (2011). Postural assessment of lumbar lordosis and pelvic alignment angles in adolescent users and nonusers of high-heeled shoes. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2011.09.006>
20. Derlatka, M. (2017). Human gait recognition based on ground reaction forces in case of sport shoes and high heels. *Proceedings - 2017 IEEE International Conference on INnovations in Intelligent SysTems and Applications, INISTA 2017*, 247–252. <https://doi.org/10.1109/INISTA.2017.8001165>
21. Di Sipio, E., Piccinini, G., Pecchioli, C., Germanotta, M., Iacovelli, C., Simbolotti, C., Cruciani, A., & Padua, L. (2018). Walking variations in healthy women wearing high-heeled shoes: Shoe size and heel height effects. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.048>
22. Ebbeling, C. J., Hamill, J., & Crusemeyer, J. A. (1994). Lower Extremity Mechanics and Energy Cost of Walking in High-Heeled Shoes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. <https://doi.org/10.2519/jospt.1994.19.4.190>
23. Esenyel, M., Walsh, K., Walden, J. G., & Gitter, A. (2003). Kinetics of High-Heeled Gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(1), 27–32. <https://doi.org/10.7547/87507315-93-1-27>
24. Farahpour, N., Jafarnezhad, A., Damavandi, M., Bakhtiari, A., & Allard, P. (2016). Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Gait and Posture*, 49(9), 1705–1710. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.056>
25. Fouasson-Chailloux, A., Maugars, Y., Vinatier, C., Trossaert, M., Menu, P., Rannou, F., & Guicheux, J. (2018). Clinical relevance of 3D gait analysis in patients with haemophilia. *Hemophilia*. <https://doi.org/10.1111/hae.13563>
26. Franklin, S., Grey, M. J., Heneghan, N., Bowen, L., & Li, F. X. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait and Posture*, 42(3), 230–239. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>
27. Gage, J., DeLuca, P., & Renshaw, T. (1995). Gait Analysis: Principles and Applications. *The Journal of Bone and Joint Surgery, Incorporated*, 77(10), 1607–1623.
28. Głowacka, A., Świtoński, E., & Michnik, R. (2012). Wyznaczanie sił mięśniowych podczas chodu dzieci zdrowych. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 6, 31–36.
29. Hodges, P. (2004). Abdominal mechanism in low back pain. In *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization*. <https://doi.org/10.1016/b978-0-443-07293-2.50013-3>
30. Klepczyńska, M., Zagrodny, B., Wojnicz, W., Ludwicki, M., Awrejcewicz, J., &

- Abstract: (2019). *Influence of the shoe type on the ground reaction forces*.
<https://doi.org/10.34658/9788366287297> Cover
31. Lederman, E. (2010). The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(1), 84–98. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.08.001>
 32. Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle Analiza chodu*.
 33. Li, Y., Koldenhoven, R. M., Liu, T., & Venuti, C. E. (2021). Age-related gait development in children with autism spectrum disorder. *Gait and Posture*, 84(December 2020), 260–266. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.12.022>
 34. Lindenberg, K. M., & Carcia, C. R. (2013). ORIGINAL RESEARCH THE INFLUENCE OF HEEL HEIGHT ON VERTICAL GROUND REACTION FORCE DURING LANDING TASKS IN RECREATIONALLY ACTIVE AND ATHLETIC COLLEGIATE FEMALES. 8(1), 1–8.
 35. Matuszewska, A., & Syczewska, M. (2023). Analysis of the movements of the upper extremities during gait: Their role for the dynamic balance. *Gait & Posture*, 100, 82–90. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.12.004>
 36. Merlo, A., & Campanini, I. (2019). ☆Impact of instrumental analysis of stiff knee gait on treatment appropriateness and associated costs in stroke patients. *Gait and Posture*, 72(June), 195–201. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.06.009>
 37. Meskó, N., Óry, F., Csányi, E., Juhász, L., Szilágyi, G., Lubics, O., Putz, & Láng, A. (2021). Women walk in high heels: Lumbar curvature, dynamic motion stimuli and attractiveness. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(1), 1–10. <https://doi.org/10.3390/ijerph18010299>
 38. Mika, A., Oleksy, L., Mika, P., Marchewka, A., & Clark, B. C. (2012a). The effect of walking in high- and low-heeled shoes on erector spinae activity and pelvis kinematics during gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(5), 425–434. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3182465e57>
 39. Mika, A., Oleksy, Ł., Mika, P., Marchewka, A., & Clark, B. C. (2012b). The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.001>
 40. Mika, A., Oleksy, Ł., Mikołajczyk, E., Marchewka, A., & Mika, P. (2011). Changes of bioelectrical activity in cervical paraspinal muscle during gait in low and high heel shoes. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. <https://doi.org/10.1194794> [pii]
 41. Morris, P. H., White, J., Morrison, E. R., & Fisher, K. (2013). High heels as supernormal stimuli: How wearing high heels affects judgements of female attractiveness. *Evolution and Human Behavior*. <https://doi.org/10.1016/j.evolhumbehav.2012.11.006>
 42. Mueller, A. K., Gervais, S., Conway, T., & Rubenstein, J. (2015). *Comparison of Gait Kinetics in High Heels vs. Barefoot*. 22–24.
 43. Nguyen, L. Y., Harris, K. D., Morelli, K. M., & Tsai, L. C. (2021). Increased knee flexion and varus moments during gait with high-heeled shoes: A systematic review and meta-analysis. *Gait and Posture*, 85(September 2020), 117–125. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.01.017>
 44. Nowakowska, K., & Jochymczyk-Woźniak, K. (2014). Ocena chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 8.
 45. Ogrodzka, K., Niedźwiedzki, T., & Jana, A. (2008). *The variability of kinematic parameters of the lower limb joints of subjects before and after total knee replacement* (Issue 9). <https://www.jotsrr.org/articles/the-variability-of-kinematic-parameters-of-the-lower-limb-joints-of-subjects-before-and-after-total-knee-replacement.pdf>
 46. Okuda, S., Takano, S., Ueno, M., Hara, Y., Chida, Y., Ikkaku, T., Kanda, F., & Toda,

- T. (2016). Gait analysis of patients with Parkinson's disease using a portable triaxial accelerometer. *Neurology and Clinical Neuroscience*, 4(3), 93–97.
<https://doi.org/10.1111/ncn3.12043>
47. Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*.
 48. Perry, J., Burnfield, J. M., & Cabico, L. M. (2010). *Gait analysis : normal and pathological function*. SLACK.
 49. Puszczalowska-Lizis, E., Dąbrowiecki, D., Jandziś, S., & Żak, M. (2019). Foot deformities in women are associated with wearing high-heeled shoes. *Medical Science Monitor*, 25, 7746–7754. <https://doi.org/10.12659/MSM.917983>
 50. Rezgui, T., Ben Mansour, K., & Marin, F. (2022). Lumbar Spine Dynamic During High Heeled Gait: Musculoskeletal Modeling Contribution. In *Lecture Notes in Mechanical Engineering* (Vol. 1). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-030-86446-0_1
 51. Richardson, C., Hodges, P. W., & Hides, J. (2004). *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization* (Second).
 52. Roggio, F., Bianco, A., Palma, A., Ravalli, S., Maugeri, G., Rosa, M. Di, & Musumeci, G. (2021). Technological advancements in the analysis of human motion and posture management through digital devices. *World Journal of Orthopedics*, 12(7), 467–484. <https://doi.org/10.5312/wjo.v12.i7.467>
 53. Ruchlewicz, T., Chwała, W., Chiciak, K. ., Malczyk, J. ., & Marchwińska, J. . (2003). Analiza chodu osób protezowanych. *Acta Scientifica Academiae Ostroviensis*, 13, 13–32.
 54. Russell, B. S. (2010). The effect of high-heeled shoes on lumbar lordosis: A narrative review and discussion of the disconnect between Internet content and peer-reviewed literature. In *Journal of Chiropractic Medicine*.
<https://doi.org/10.1016/j.jcm.2010.07.003>
 55. Saliba - Johnson, V. (2019). *System ochrony kręgosłupa w oparciu o stabilizację toniczną CoreFirst STRATEGIES - Version 7.7*. The Institute of Pchysical Art.
<https://doi.org/ISBN: 978-83-938901-1-8>
 56. Schroeder, J., & Hollander, K. (2018). Effects of high-heeled footwear on static and dynamic pelvis position and lumbar lordosis in experienced younger and middle-aged women. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.034>
 57. Shang, J., Chen, L., Zhang, S., Zhang, C., Huang, J., Wang, X., Yan, A., & Ma, X. (2020). Influence of high-heeled shoe parameters on biomechanical performance of young female adults during stair ascent motion. *Gait and Posture*, 81(July), 159–165.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.07.065>
 58. Shaulian, H., Solomonow-Avnon, D., Herman, A., Rozen, N., Haim, A., & Wolf, A. (2018). The effect of center of pressure alteration on the ground reaction force during gait: A statistical model. *Gait and Posture*, 66, 107–113.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.013>
 59. Simonsen, E. B., Svendsen, M. B., Nørreslet, A., Baldvinsson, H. K., Heilskov-Hansen, T., Larsen, P. K., Alkjær, T., & Henriksen, M. (2012). Walking on high heels changes muscle activity and the dynamics of human walking significantly. *Journal of Applied Biomechanics*. <https://doi.org/10.1123/jab.28.1.20>
 60. Staszkievicz, R., Chwała, W., Forczek, W., & Laska, J. (2012). Influence of surface on kinematic gait parameters and lower extremity joints mobility. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14(1), 75–82.
 61. Syczewska, M. (2010). *BADANIE RUCHU KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA PODCZAS CHODU*.
 62. Titchenal, R. M., Asay, J., Favre, J., Andriacchi, T., & Chu, C. (2015). Effects of High

- Heel Wear and Increased Weight on the Knee during Walking. *Physiology & Behavior*, 176(3), 139–148. <https://doi.org/10.1053/j.gastro.2016.08.014.CagY>
63. Valentini, R., Martinelli, B., Mezzarobba, S., De Michiel, A., & Toffano, M. (2009). Optokinetic analysis of gait cycle during walking with 1 cm- and 2 cm-high heel lifts. *Foot*. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2008.09.002>
64. Van Dieën, J. H., Cholewicki, J., & Radebold, A. (2003). Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, 28(8), 834–841. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000058939.51147.55>
65. Wang, Y., Shi, C., Jiao, W., Yu, W., Shi, G., & Zheng, J. (2021). Wearing high heels with an appropriate height is protective for pelvic floor function. *Translational Andrology and Urology*, 10(6), 2493–2499. <https://doi.org/10.21037/tau-21-486>
66. Weitkunat, T., Buck, F. M., Jentsch, T., Simmen, H. P., Werner, C. M. L., & Osterhoff, G. (2016). Influence of high-heeled shoes on the sagittal balance of the spine and the whole body. *European Spine Journal*. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4621-2>
67. Winter, D. A. (1991). *The biomechanics and motor control of humna gait : normal, elderly and pathological* (second). Waterloo Biomechanics.
68. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (fourth).
69. Zeng, Z., Liu, Y., Hu, X., Li, P., & Wang, L. (2023). Effects of high-heeled shoes on lower extremity biomechanics and balance in females: a systematic review and meta-analysis. *BMC Public Health*, 23(1), 726. <https://doi.org/10.1186/s12889-023-15641-8>
70. Zhang, X., Li, B., Hu, K., Wan, Q., Ding, Y., & Vanwanseele, B. (2017). Adding an arch support to a heel lift improves stability and comfort during gait. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.110>
71. Zöllner, A. M., Pok, J. M., McWalter, E. J., Gold, G. E., & Kuhl, E. (2015). On high heels and short muscles: A multiscale model for sarcomere loss in the gastrocnemius muscle. *Journal of Theoretical Biology*. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2014.10.036>

7. Spis tabel

Tabela 2.2.1 Zestaw i lokalizacja użytych w badaniach markerów	24
Tabela 3.1.1 Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro-Wilka parametrów czasowo – przestrzennych, podczas chodu bez obuwia (BO,) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	29
Tabela 3.1.2 Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro-Wilka parametrów czasowo – przestrzennych, podczas chodu w obuwiu na obcasie (SZ), w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	30
Tabela 3.1.3. Statystka opisowa parametrów czasowo - przestrzennych, uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej(E), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO)	30
Tabela 3.1.4. Statystka opisowa parametrów czasowo - przestrzennych, uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej (K), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO)	31
Tabela 3.1.5. Statystka opisowa parametrów czasowo - przestrzennych, uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej(E), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)	31
Tabela 3.1.6. Statystka opisowa parametrów czasowo - przestrzennych, uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej(K), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ).....	32
Tabela 3.1.7. Wyniki analizy wariancji Anova (F) parametrów czasowo - przestrzennych; podczas chodu z naturalna prędkością bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ), w pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	33
Tabela 3.2.1. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych wartości kątów podczas chodu bez obuwia (BO) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	40
Tabela 3.2.2. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych wartości zakresów zmian kątów podczas chodu w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	41
Tabela 3.2.3. Statystka opisowa dla zakresów zmian analizowanych kątów, mierzona podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (EBO).....	42
Tabela 3.2.4. Statystka opisowa dla zakresów zmian analizowanych kątów, mierzona podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania dla grupy kontrolnej podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (KBO).....	43
Tabela 3.2.5. Statystka opisowa dla analizowanych zakresów zmian kątów, mierzona podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania dla grupy eksperymentalnej (E), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ)	44
Tabela 3.2.6. Statystka opisowa dla zakresów zmian analizowanych kątów, mierzona podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej(K), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ).....	45
Tabela 3.2.7. Wyniki analizy wariancji Anova (F) oraz Anova Kruskala–Wallisa (K-W) zakresów zmian analizowanych kątów podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	46
Tabela 3.2.8. Wyniki testowania istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi wartości kątów w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu bez obuwia (BO) i w obuwiu z obcasem (Sz).....	52

Tabela 3.3.1. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych sił reakcji podłoża podczas chodu bez obuwia (BO) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	55
Tabela 3.3.2. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych wartości składowych sił reakcji podłoża podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ) w grupie eksperymentalnej i kontrolnej (K).....	56
Tabela 3.3.3. Statystyka opisowa standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarejestrowanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej (E), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO).....	57
Tabela 3.3.4. Statystyka opisowa standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarejestrowanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej (K), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO).....	57
Tabela 3.3.5. Statystyka opisowa standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarejestrowanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej (E), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ).....	58
Tabela 3.3.6. Statystyka opisowa standaryzowanych składowych sił reakcji podłoża, zarejestrowanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie kontrolnej (K), podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ).....	58
Tabela 3.3.7. Wyniki analizy wariancji Anova (F) wartości sił reakcji podłoża podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ), w pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	59
Tabela 3.3.8. Wyniki testowania istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi sił reakcji podłoża w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu bez obuwia (BO) i w obuwiu z obcasem (Sz).....	66
Tabela 3.4.1. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych energii kinetycznej, potencjalnej i całkowitej, podczas chodu bez obuwia (BO), w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	70
Tabela 3.4.2. Wyniki testowania normalność rozkładu testem Shapiro Wilka standaryzowanych zmiennych energii kinetycznej, potencjalnej i całkowitej, podczas chodu w obuwiu na obcasie (SZ), w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	70
Tabela 3.4.3. Statystyka opisowa zmiennych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i przebytego dystansu, w grupie eksperymentalnej (E), uzyskanych podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO),	71
Tabela 3.4.4. Statystyka opisowa zmiennych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i przebytego dystansu, w grupie kontrolnej (K), uzyskanych podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO),	71
Tabela 3.4.5. Statystyka opisowa zmiennych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i przebytego dystansu, w grupie eksperymentalnej (E), uzyskanych podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ).....	72
Tabela 3.4.6. Statystyka opisowa zmiennych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i przebytego dystansu, w grupie kontrolnej (K), uzyskanych podczas chodu z naturalną prędkością w obuwiu na obcasie (SZ).....	72
Tabela 3.4.7. Wyniki analizy wariancji Anova (F) oraz Anova Kruskala–Wallisa (K-W) standaryzowanych zmian energii OSC podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO), oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w pierwszym (I) i drugim badaniu (II), dla grupy eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K).....	73
Tabela 3.4.8. Wyniki testowania istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi standaryzowanych zmian energii OSC w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej (K), podczas chodu bez obuwia (BO) i w obuwiu z obcasem (Sz).....	79

Tabela 3.5.1. Wyniki testowania normalności rozkładu testem Shapiro Wilka wskaźnika odzyskiwania energii, podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ), w grupie eksperymentalnej(E) i kontrolnej(K).....	82
Tabela 3.5.2 Statystyka opisowa standaryzowanych zmiennych wskaźnika odzyskiwania energii uzyskanych podczas pierwszego (1) i drugiego (2) badania w grupie eksperymentalnej(E) i kontrolnej (K), podczas chodu z naturalną prędkością bez obuwia (BO), oraz w obuwiu na obcasie (SZ)	83

8. Spis rycin

Ryc. 1.2.1 Ćwiczenie poprawy stabilności tułowia w pozycji siedzącej.....	14
Ryc. 1.2.2 Ćwiczenie przyjmowania obciążenia ciężaru ciała.....	14
Ryc. 1.3.1 Ilustracja cyklu chodu z podziałem na poszczególne fazy	17
Ryc. 3.1.1 Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic w teście Anova (F) dla parametrów czasowo – przestrzennych, podczas chodu bez obuwia, (BO) w grupie eksperymentalnej (E) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie kontrolnej(K)	34
Ryc. 3.1.3 Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami prędkości chodu (a), względnego czasu cyklu chodu (b), względnej długości cyklu chodu (c), względnego czasu kontaktu stóp z podłożem (d), względnego czasu podwójnego podparcia (e) i częstotliwości kroków (f), pomiędzy pierwszym (1) i drugim (2) badaniem w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO)	37
Ryc. 3.1.4 Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami prędkości chodu (a), względnego czasu cyklu chodu (b), względnego czasu kontaktu stóp z podłożem (c), względnego czasu podwójnego podparcia (d), względnego czasu pojedynczego podparcia (e) i częstotliwości kroków (f) w pierwszym (1), i drugim (2) badaniu w grupie kontrolnej, podczas chodu bez obuwia (BO).....	38
Ryc. 3.1.5 Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami prędkości chodu (a), względnego czasu cyklu chodu (b), względnej długości cyklu chodu (c), względnego czasu kontaktu stóp z podłożem (d), względnego czasu podwójnego podparcia (e), względnego czasu pojedynczego podparcia (f) i częstotliwości kroków (g), w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ)	39
Ryc. 3.2.1. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala -Wallisa dla wartości zakresów zmian kątów Del_Pel Obl w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K)	49
Ryc. 3.2.2. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla zakresów zmian wartości kątów pochylenia kręgosłupa (a), rotacji miednicy (b), odwiedzenia i przywiedzenia stawu biodrowego (c), zgięcia i wyprostowania stawu kolanowego (d), zgięcia i wyprostowania stawu skokowego (e), zgięcia szyi (f), rotacji szyi (g) w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K).....	50
Ryc. 3.2.3. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla zakresów zmian wartości kątów pochylenia kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej (a), odwiedzenie i przywiedzenia stawu biodrowego (b), zgięcia i wyprostowania stawu skokowego (c) w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K).....	51
Ryc. 3.2.4. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów zgięcia i wyprostowania stawu ramennego (a), oraz rotacji szyi (b) pomiędzy pierwszym (1) i drugim (2) badaniem w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO).....	53
Ryc. 3.2.5. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów rotacji szyi w pierwszym i drugim (2) badaniu, w grupie kontrolnej, podczas chodu bez obuwia (BO)	54
Ryc. 3.2.6. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów pochylenia miednicy (a), rotacji stawu kolanowego (b), zgięcia i wyprostowania stawu ramennego (c), rotacji szyi w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ)	54

Ryc. 3.2.7. Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów zgięcia kręgosłupa w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie kontrolnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ).....	55
Ryc. 3.3.1. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla zmian standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża FX1, w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ).....	63
Ryc. 3.3.2. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala - Wallisa zmian standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża zmiennych FX2 (a) oraz FX3 (b), w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K).....	63
Ryc. 3.3.3. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża FY2 w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ).....	63
Ryc. 3.3.4. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża, FZ1(a) oraz FZ2 (b), w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ).....	64
Ryc. 3.3.5 Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallisa dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża FZ w pierwszym badaniu (I), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K).....	64
Ryc. 3.3.6. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża zmiennych FX1 (a), FX3 (b) w drugim badaniu (II), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ).....	64
Ryc. 3.3.7. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallisa dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża zmiennej FX w drugim badaniu (II), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K).....	65
Ryc. 3.3.8. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża zmiennych FY1 (a), FY2 (b) w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ).....	65
Ryc. 3.3.9. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża zmiennych FZ1 (a), FZ2 (b), w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu z obcasem (SZ).....	65
Ryc. 3.3.10. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallisa dla standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża zmiennej FZ w drugim badaniu (II), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K).....	66
Ryc. 3.3.11. Graficzna prezentacja istotnych różnic statystycznych dla średniej wartości standaryzowanej składowej siły reakcji podłoża FX2 w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie kontrolnej, podczas chodu bez obuwia (BO).....	68
Ryc. 3.3.12. Graficzna prezentacja istotnych różnic statystycznych dla średnich wartości standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża FY1 (a), FY2 (b), FZ1 (c), w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej (E), podczas chodu bez obuwia (BO)...	68
Ryc. 3.3.13. Graficzna prezentacja istotnych różnic statystycznych dla średnich wartości standaryzowanych składowych siły reakcji podłoża FY1 (a), FY2 (b), FZ1(c), FZ2(d) w pierwszym (1) i drugim(2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ).....	69
Ryc. 3.4.1. Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Kruskala-Wallisa standaryzowanych zmian energii kinetycznej OSC względem osi x (a), y (b) w	

<i>pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (ESZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K).....</i>	<i>77</i>
Ryc. 3.4.2. <i>Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova dla standaryzowanych zmian energii kinetycznej OSC względem osi z w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (ESZ) w grupie eksperymentalnej (E) i kontrolnej(K).....</i>	<i>77</i>
Ryc. 3.4.3. <i>Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova standaryzowanych zmian energii potencjalnej (a) oraz całkowitej (b) OSC, w pierwszym badaniu (1), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ).....</i>	<i>77</i>
Ryc. 3.4.4. <i>Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova standaryzowanych zmian energii kinetycznej OSC względem osi x (a), y (b), z (c) w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu (SZ).....</i>	<i>78</i>
Ryc. 3.4.5. <i>Graficzna prezentacja wyników istotnych statystycznie różnic w teście Anova standaryzowanych zmian energii potencjalnej (a) i energii całkowitej (b) OSC, w drugim badaniu (2), podczas chodu bez obuwia (BO) oraz w obuwiu na obcasie (SZ).....</i>	<i>78</i>
Ryc. 3.4.6. <i>Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Ekx_std w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO).....</i>	<i>80</i>
Ryc. 3.4.7. <i>Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Eky_std w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO) (a), i w obuwiu z obcasem (SZ)(b).....</i>	<i>81</i>
Ryc. 3.4.8. <i>Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Ekz_std w pierwszym(1) i drugim(2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO) (a), i w obuwiu z obcasem (SZ)(b).....</i>	<i>81</i>
Ryc. 3.4.9. <i>Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Ek_std w pierwszym(1) i drugim(2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO)(a), i w obuwiu z obcasem (SZ)(b).....</i>	<i>81</i>
Ryc. 3.4.10. <i>Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Etot_std w pierwszym(1) i drugim(2) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ).....</i>	<i>82</i>
Ryc. 3.4.11. <i>Graficzna prezentacja istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami Del_Ep_std w pierwszym (1) i drugim (2) badaniu, w grupie kontrolnej, podczas chodu w obuwiu z obcasem (SZ).....</i>	<i>82</i>
Ryc. 3.5.1. <i>Graficzna prezentacja istotnych różnic statystycznych dla średnich wartości wskaźnika odzyskiwania energii w pierwszym (a) i drugim (b) badaniu, w grupie eksperymentalnej, podczas chodu bez obuwia (BO), oraz w obuwiu na obcasie (SZ).....</i>	<i>85</i>

9. Streszczenie

Wprowadzenie;

W dostępnej literaturze istnieje wiele rozbieżności w wynikach badań oceniających postawę i wzorzec chodu u osób noszących obuwie z obcasem. Jednocześnie brak jest takich rezultatów badań, które oceniają potencjalny wpływ treningu na zapobieganie negatywnym skutkom używania obuwia na obcasie.

Zasadniczym celem przeprowadzonych badań było określenie wpływu ćwiczeń CFS (Core First Stategies) na zmiany kinematycznego i kinetycznego stereotypu chodu w obszarze parametrów czasowo-przestrzennych, zakresów zmian kątów intersegmentarnych, składowych siły reakcji podłoża, zakresów zmian składowych energii OSC, wartości całkowitej pracy zewnętrznej oraz wskaźnika odzyskiwania energii, w grupie kobiet chodzących bez obuwia oraz w obuwiu na obcasie, na tle wyników grupy kontrolnej.

Kolejnym celem było wskazanie różnic pomiędzy obiema stereotypami chodu w obu badanych grupach.

Material i metody:

Do projektu kwalifikowane były kobiety w wieku 18-40 lat, używające obuwia na obcasie do 5 godzin dziennie. Kwalifikacja do grupy badanych, odbyła się na podstawie ankiety weryfikującej doznane w przeszłości urazy, dolegliwości bólowe, potencjalnie występujące schorzenia neurologiczne lub ortopedyczne, które mogłyby mieć wpływ na schemat chodu, oraz badania ortopedycznego przeprowadzonego przez lekarza.

W badaniach wzięło udział łącznie 60 kobiet w wieku między 18 a 40 lat (średnia wieku wynosiła 25,13), spośród których 30 w sposób losowy zostało przydzielonych do grupy eksperymentalnej, a 30 do z grupy kontrolnej. Osoby zakwalifikowane do grupy eksperymentalnej, przez miesiąc codziennie miały wykonywać zestaw ćwiczeń CFS, wg. ściśle określonego schematu opisanego w metodologii badań.

Badanie chodu z naturalną prędkością *bez* obuwia, a następnie w obuwiu na obcasie o wysokości 8 cm dla każdej osoby wykonane było dwukrotnie w odstępie miesiąca. Do rejestracji chodu został wykorzystany system Vicon 250, służący do badania przestrzennej analizy ruchu sprzężony z platformami dynamometrycznymi. Analizie poddano wartości parametrów czasowo-przestrzennych, zakresy zmian kątów intersegmentarnych, maksymalne standaryzowane wartości składowych siły reakcji podłoża, zakresy standaryzowanych zmian składowych energii kinetycznej i potencjalnej, całkowitą pracę zewnętrzną i wskaźnik

odzyskiwania energii. Analizę wyników oparto na ocenie istotności różnic badanych zmiennych w obrębie porównań międzygrupowych oraz wewnątrzgrupowych.

Wyniki:

Po zastosowaniu eksperymentalnego zestawu ćwiczeń CFS, zaobserwowano skutki jego oddziaływania na kinematyczny i kinetyczny schemat chodu, zarówno w badaniu bez obuwia jak i w obuwiu na obcasie. Analiza wyników badań wykazała w porównaniach międzygrupowych i wewnątrzgrupowych w badaniu wstępnym i kontrolnym szereg istotnych różnic w kinematycznych i kinetycznych stereotypach chodu, pomiędzy badanymi grupami oraz kolejnymi badaniami. Istotne statystycznie zmiany dotyczyły: parametrów czasowo-przestrzennych, zakresów zmian kątów intersegmentarnych, maksymalnych standaryzowanych wartości składowych siły reakcji podłoża, zakresów standaryzowanych zmian składowych energii kinetycznej i potencjalnej, całkowitej pracy zewnętrznej i wskaźnika odzyskiwania energii.

Wnioski:

Na podstawie wyników badań własnych można stwierdzić, że stereotyp chodu z naturalną prędkością bez obuwia różnił się w stosunku do chodu w obuwiu z obcasem o wysokości 8 cm, zarówno w obszarze licznych zmiennych kinematycznych jak również kinetycznych w obu badanych grupach osób. Trening CFS wywołał istotne zmiany w badaniu kontrolnym, zarówno w kinematycznym oraz kinetycznym schemacie chodu w obu rejestrowanych formach lokomocji. Spowodował również zwiększenie różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi w zakresie kinematycznego i kinetycznego schematu chodu bez obuwia i w obuwiu z obcasem, w porównaniu do wyników uzyskanych w grupie kontrolnej. Trening CFS okazał się być skutecznym narzędziem w zakresie poprawy kontroli układu ruchu, który pozwolił na zwiększenie prędkości chodu w obuwiu na obcasie przy równoczesnym zachowaniu kontroli zmian położenia ogólnego środka ciężkości ciała. Zastosowanie profilaktycznego zestawu ćwiczeń CFS może znaleźć zastosowanie w czynnościach, gdzie kontrola równowagi odgrywa istotną rolę dla ich bezpiecznego i skutecznego wykonania.

Summary

Introduction;

In the available literature, there are many discrepancies in the results of studies assessing posture and gait pattern in people wearing heeled shoes. At the same time, there are no research results, that assess the potential impact of training on preventing the negative effects of using high-heeled shoes.

The main aim of the conducted research, was to determine the impact of CFS (Core First Strategies) exercises, on changes in the kinematic and kinetic stereotype of gait in the area of spatiotemporal parameters, ranges of changes in intersegmental angles, components of the ground reaction force, ranges of changes in oscillation of the center of gravity energy components, the value of positive external work and the recovery index, in the group of women walking without shoes and in high heels, against the results of the control group.

Another aim was to indicate the differences, between the two gait stereotypes in both study groups.

Material and methods:

Women aged 18-40 who used high heels for up to 5 hours a day, were qualified for the project. Qualification to the group of subjects, was based on a questionnaire verifying past injuries, pain, potential neurological or orthopedic conditions that could affect gait pattern, and an orthopedic examination by a doctor.

A total of 60 women aged between 18 and 40 (mean age 25.13) participated in the study, 30 of them were randomly assigned to the experimental group, and 30 to the control group. People qualified for the experimental group were to perform a set of CFS exercises every day for a month, according to strictly defined scheme described in the research methodology.

The test of self-selected gait at natural speed without shoes and then in shoes with 8 cm high heels for each person, was performed twice, one month apart. The Vicon 250 system was used, to record the gait, used to study the spatial analysis of movement coupled with dynamometric platforms.

The values of spatiotemporal parameters, ranges of changes in intersegment angles, maximum standardized values of the components of the ground reaction force, ranges of standardized changes in the components of kinetic and potential energy, positive external work and energy recovery index were analyzed. The analysis of the results was based on the assessment of the significance of differences in the studied variables within the intergroup and intragroup comparisons.

Results:

After applying the experimental set of CFS exercises, the effects of its impact on the kinematic and kinetic gait pattern were observed, both in the study without shoes and in heeled shoes. The analysis of the study results showed a number of significant differences in kinematic and kinetic gait stereotypes in the intergroup and intragroup, comparisons in the initial and follow-up study, between the study groups and subsequent studies. Statistically significant changes concerned: spatiotemporal parameters, ranges of changes in intersegmental angles, maximum standardized values of the components of the ground reaction force, ranges of standardized changes in the components of kinetic and potential energy, positive external work and energy recovery index.

Conclusions:

Based on the results of our own research, it can be concluded, that the stereotype of walking with a natural speed without shoes differed in relation to walking in shoes with an 8 cm heel, both in the area of numerous kinematic and kinetic variables, in both examined groups of people. CFS training caused significant changes in the follow-up study, both in the kinematic and kinetic gait pattern, in both forms of locomotion. It also increased the differences between the analogous variables in the kinematic and kinetic patterns of gait without shoes and with shoes with a heel, compared to the results obtained in the control group. CFS training turned out to be an effective tool in improving the control of the locomotor system, which allowed to increase the speed of walking in high heels, while maintaining control over changes in the position of the general center of gravity of the body.

The use of the prophylactic set of CFS exercises can be used in activities where balance control plays an important role for their safe and effective performance.

9. Aneks

Załączniki:

Załącznik nr 1; zestaw ćwiczeń do samodzielnego wykonywania.

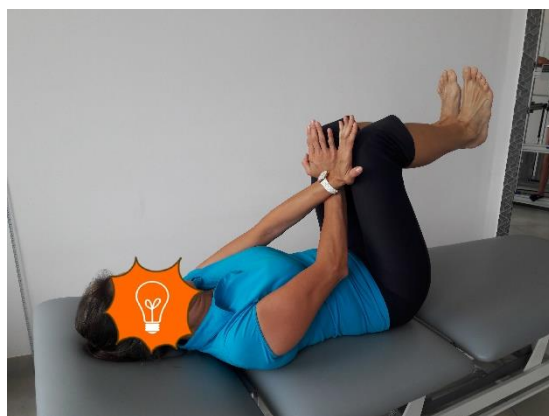
1. Aktywacja gorsetu dolnej części tułowia (Abdominal Series)

- a. PW: leżenie na plecach, kolana zgięte, stopy oparte o podłogę. Przyciągnięcie ud w kierunku klatki piersiowej (ok 95-100°), kolana zgięte, stopy w zgięciu grzbietowym, ręce w okolicy kolan na przedniej części ud. Opór zgięcia stawów biodrowych – napięcie izometryczne (ryc 1). Utrzymanie pozycji 25 sek. Przyciągnięcie kończyn dolnych do klatki piersiowej.

Ryc 1

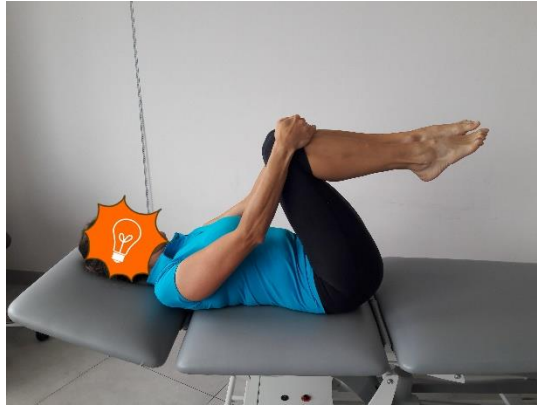


- b. PW: jak wyżej, ręce skrzyżnie w okolicy kolan (prawa ręka na lewym kolanie, lewa ręka na prawym kolanie). Opór zgięcia stawów biodrowych – napięcie izometryczne (ryc 2). Utrzymanie pozycji 25 sek. Przyciągnięcie kończyn dolnych do klatki piersiowej



Ryc 2

- c. PW: jak wyżej, ręce na kolanach (od góry), stopy w zgięciu podeszwowym. Opór wyprostu stawów biodrowych – napięcie izometryczne (ryc 3). Utrzymanie pozycji 25 sek. Przyciągnięcie kończyn dolnych do klatki piersiowej



Ryc 3

- d. Powtórzenie część a.
Powtórzenie sekwencji a-d 5x

2. Aktywne rozciąganie m. czworogłowego uda w leżeniu na boku:

PW: leżenie na boku prawym z podparciem pod głową i szyją. Przyciągnięcie kolan do klatki piersiowej i utrzymanie zgięcia kończyny dolnej prawej w czasie wyprostowania kończyny dolnej lewej podtrzymywanej w okolicy kostki przez kończynę górną lewą.

Utrzymanie tyłopochylenia miednicy podczas prostowania kończyny dolnej lewej w stawie biodrowym.

Utrzymanie pozycji 25 sek. (ryc 4)

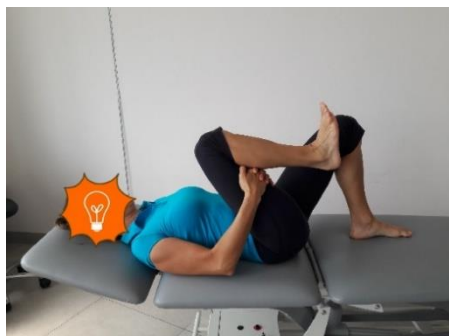
Ryc 4



Wykonaj ćwiczenie 5x na każdą stronę.

3. Aktywne rozciąganie grupy kulszowo – goleniowej w leżeniu na plecach

- a. PW: leżenie na plecach, kolana zgięte, stopy oparte o podłoże. Przyciągnięcie kolana kończyny dolnej prawej do klatki piersiowej, ręce pod tylna powierzchnia uda, utrzymanie 10 sek. Zgięcie grzbietowe stopy kończyny dolnej



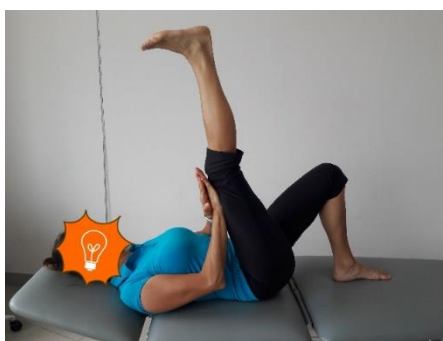
prawej, powolne jej prostowanie w stawach biodrowym i kolanowym (ryc 5) aż do pełnego wyprostowania stawu kolanowego.

Ryc 5



Ryc 6

- b. Przyciągnięcie wyprostowanej prawej kończyny dolnej kierunku klatki piersiowej (ryc6) – obwodzenie stopą zgodnie i przeciwnie do ruchu zegara.
- c. Opór wyprostowania stawów biodrowego prawego – napięcie izometryczne, utrzymanie pozycji 6 sek. (ryc 6).
- d. Rozluźnienie wyprostowania w stawie biodrowym z utrzymaniem wyprostowania w stawie kolanowym.
- e. Przyciągnięcie wyprostowanej kończyny dolnej w stronę klatki piersiowej
- f. Powtórzenie sekwencji c-e 5x
- g. Ręce na przednim obszarze uda prawego.
Opór zgięcia stawu biodrowego prawego – napięcie izometryczne (ryc 7).
Utrzymanie pozycji 25 sek. Przyciągnięcie kończyny dolnej prawej do klatki piersiowej.



Ryc 7

Powtórzenie sekwencji na lewą kończynę dolną.

4. Aktywne rozciąganie mięśni łydki w obciążeniu.

PW: stanie w wykroku, ręce oparte o stół lub krzesło, pięta nogi zakroczonej przylega do podłoża.

- a. Wciskanie pięty nogi zakroczonej w podłogę z jednoczesnym unoszeniem palców tej kończyny dolnej (ryc 8). Utrzymanie pozycji 25 sek
- b. PW: jak wyżej z pogłębionym zgięciem w stawie kolanowym (mięsień płaszczkowaty i piszczelowy tylny), wciskanie pięty nogi zakroczonej w podłogę z jednoczesnym unoszeniem palców tej kończyny dolnej. Utrzymanie pozycji 25 sek. Powtórzenie sekwencji a-c 3x.



Ryc 8

Powtórzenie ćwiczenia na drugą stronę.

5. Ćwiczenie kontroli systemu tonicznego (high stepping).

PW: stanie przed ścianą, ręce oparte o ścianę, powyżej ramion.

Uniesienie prawej kończyny dolnej zgiętej w stawie kolanowym i skokowym.

Kończyny górne naciskają na ścianę w stronę zgięcia – napięcie izometryczne.

Wykonywanie wyprostu i zgięcia w stawie skokowym lewej kończyny dolnej (wspinanie na palce), z jednoczesnym utrzymywaniem napięcia izometrycznego kończyn górnych (ryc9) -uwaga na przeprost w okolicy odc. lędźwiowego.

Wykonywanie ruchu przez 25 sek.

Wykonanie ćwiczenia 5x na każdą stronę.



Ryc 9

Załącznik nr 2

Ankieta kwalifikacyjna

Dotyczy przebytych chorób, urazów narządu ruchu oraz częstotliwości stosowania obuwia na obcasie u kobiet w przedziale wiekowym 18- 40 lat.

Ankieta ma charakter informacyjny, udział w niej jest dobrowolny.

Prawidłową odpowiedź proszę zaznaczyć znakiem „x”, pytania otwarte proszę wypełnić w miejscach wykropkowanych. Informacje osobowe będą chronione w oparciu o zasady opisane szczegółowo w RODO.

1. Numer osoby badanej
2. Data urodzenia: dzień..... miesiąc..... rok.....
3. Masa ciała: Wysokość ciała:
4. Czy posiada Pani wrodzone lub nabyte wady kończyn dolnych?
 - Tak
 - Nie
5. Czy doznała Pani kiedykolwiek urazu kończyn dolnych?
 - Tak
 - Nie
6. Jeśli tak, proszę określić, jakiego typu urazu Pani doznała, wpisać ile razy nastąpił ten uraz i kiedy miał miejsce po raz ostatni:
 - Uszkodzenie stawu skokowego
 - Uszkodzenie stawu kolanowego.....
 - Uszkodzenie stawu biodrowego.....
 - Uszkodzenie w obrębie miednicy.....
 - Uszkodzenie w obrębie kręgosłupa.....
 - Inne urazy

7. Czy chorowała lub choruje Pani jakąś chorobę neurologiczną lub ortopedyczną? (np. udar mózgu, guz mózgu, choroby nerwowo – mięśniowe, zapalenie kości i stawów, uszkodzenie nerwów obwodowych lub inne)
-
-
8. Czy kiedykolwiek została u Pani zdiagnozowana jakaś choroba psychiczna? Jeśli tak, to jaka?
- Tak
- Nie
9. Czy kiedykolwiek miała Pani dolegliwości bólowe kręgosłupa, jeśli tak to ile razy i kiedy?
- Tak
- Nie
10. Czy w dniu dzisiejszym odczuwała Pani ostry ból kręgosłupa?
- Tak
- Nie
11. Jak długo w ciągu tygodnia używa Pani obuwia na obcasie?
- Do 5 godzin
- Do 10 godzin
- Do 15 godzin
- Określ szacunkowo inny czas w godzinach

Załącznik nr 3

Ankieta końcowa

Dotyczy przebytych chorób, urazów narządu ruchu oraz częstotliwości stosowania obuwia na obcasie u kobiet w przedziale wiekowym 18- 40 lat.

Ankieta ma charakter informacyjny, udział w niej jest dobrowolny.

Prawidłową odpowiedź proszę zaznaczyć znakiem „x”, pytania otwarte proszę wypełnić w miejscach wykropkowanych. Informacje osobowe będą chronione w oparciu o zasady opisane szczegółowo w RODO.

1. Numer osoby badanej

2. Czy przez czas trwania eksperymentu, wykonywała Pani codziennie proponowane ćwiczenia ?

- Tak
- Nie
- Opuściłam kilka dni (ile?)

3. Czy zauważyła Pani jakies zmiany w swojej postawie?

- Tak
- Nie

4. Jeśli tak, to proszę określić, jakie.

.....
.....
.....
.....
.....

5. Jeśli przed programem miewała Pani dolegliwości bólowe kręgosłupa, to czy one jakoś się zmieniły? (ustąpiły lub zmniejszyły?)

.....
.....
.....

6. Czy po zakończeniu programu zamierza Pani kontynuować ćwiczenia?

- Tak
- Nie

7. Czy udział w programie wniósł w Pani życie większą świadomość postawy i jej wpływu na występowanie dolegliwości bólowych?

- Tak
- Nie

8. Czy u swój udział w programie ocenia Pani za przydatny?

- Tak
- Nie

9. Co więcej mogłoby Pani pomóc w pracy nad postawą?

.....

.....

.....