

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO

im. BRONISŁAWA CZECHA

W KRAKOWIE

WYDZIAŁ REHABILITACJI RUCHOWEJ



Katarzyna Burdacka

Ocena wpływu autorskich ćwiczeń terapeutycznych na wartości wybranych zmiennych biomechanicznych, w grupie osób z konfliktem panewkowo-udowym, rekreacyjnie uprawiających biegi długodystansowe

Rozprawa doktorska

Promotor:

dr hab. Wiesław Chwała, prof. AWF

Kraków 2023

Pragnę złożyć serdeczne podziękowania mojemu promotorowi dr hab. Wiesławowi Chwale, prof. AWF za wybitną opiekę naukową, zaangażowanie, wsparcie i życzliwość, które otrzymałam na każdym etapie pracy.

Dziękuję dr hab. Robertowi Walaszкови, prof. AWF za aktywną pomoc w realizacji badań, wsparcie merytoryczne, cenne wskazówki i poświęcony czas.

Dziękuję mojej Rodzinie za nieocenione wsparcie.

Spis treści	
Wykaz używanych skrótów	7
Wstęp	10
1.1. Wprowadzenie	10
1.2. Konflikt panewkowo-udowy w stawie biodrowym	12
1.3. Biomechanika stawu biodrowego	15
1.4. Leczenie nieoperacyjne konfliktu panewkowo-udowego	17
1.5. Ćwiczenia integrujące staw biodrowy	19
1.6. Usytuowanie zagadnienia w dostępnej literaturze	21
1.7. Cel pracy	22
1.7.1. Pytania i hipotezy i badawcze	23
2. Materiał i metody badań	25
2.1. Charakterystyka badanych osób	25
2.2. Czas i miejsce badań	25
2.3. Metody badań	26
2.3.1. Charakterystyka schematu etapów badań	26
2.4. Statystyczne opracowanie wyników badań	32
3. Wyniki	34
3.1. Budowa stawów biodrowych w ocenie rentgenografii medycznej w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	34
3.1.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich wartości wskaźników budowy stawów biodrowych w obrazie rentgenowskim RTG przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	34
3.1.2. Podstawowe miary statystyczne budowy stawów biodrowych w obrazie rentgenowskim RTG przed i po interwencji	35
3.1.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości wskaźników budowy stawów biodrowych w obrazie rentgenowskim RTG przed i po interwencji	36
3.1.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych wskaźników budowy stawów biodrowych w obrazie rentgenowskim RTG przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	40
3.2. Zakresy ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN i zewnętrznej ROMEX w stawach biodrowych w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	41
3.2.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich wartości zakresów ruchu ROMIN i ROMEX przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	41
3.2.2. Podstawowe miary statystyczne zakresów ruchu rotacji ROM przed i po interwencji	42

3.2.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN i rotacji zewnętrznej ROMEX przed i po interwencji	43
3.2.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych zmiennych zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN oraz rotacji zewnętrznej ROMEX przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	45
3.3. Wyniki testu równowagi dynamicznej YBT w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	47
3.3.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich wartości wyników testu równowagi dynamicznej YBT przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....	47
3.3.2. Podstawowe miary statystyczne wyników testów równowagi dynamicznej YBT przed i po interwencji	48
3.3.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości wyników testów równowagi dynamicznej YBT przed i po interwencji	49
3.3.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych zmiennych wartości uzyskanych w teście równowagi dynamicznej YBT przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	51
3.4. Wyniki testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	55
3.4.1. Podstawowe miary statystyczne wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS przed i po interwencji	55
3.4.2. Wyniki analizy istotności różnic median wyników w teście jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS przed i po interwencji	56
3.4.3. Wyniki analizy istotności różnic median wartości analogicznych wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....	58
3.5. Rozkład obciążenia stóp w trakcie biegu	62
3.5.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich standaryzowanych wartości maksymalnego ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE w strefach anatomicznych stopy podczas biegu przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....	62
3.5.2. Podstawowe miary statystyczne maksymalnej wartości ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE, standaryzowanych względem masy ciała, w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu przed i po interwencji.....	63
3.5.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich maksymalnych wartości ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE, standaryzowanych względem masy ciała, w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu przed i po interwencji.....	67
3.5.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych zmiennych maksymalnego ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE, w strefach anatomicznych stóp, podczas biegu przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....	75

3.6. Możliwości siłowe, praca i moc mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	88
3.6.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s ⁻¹ i 180°s ⁻¹ przed i po interwencji grupie eksperymentalnej i kontrolnej	88
3.6.2. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s ⁻¹ i 180°s ⁻¹ przed i po interwencji	90
3.6.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s ⁻¹ i 180°s ⁻¹ przed i po interwencji	94
3.6.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych zmiennych szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s ⁻¹ i 180°s ⁻¹ przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej	100
4. Dyskusja	104
4.1. Dobór interwencji terapeutycznej	105
4.2. Wpływ leczenia zachowawczego na wskaźniki budowy stawów biodrowych uzyskane w obrazie rentgenowskim w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe	109
4.3. Wpływ leczenia zachowawczego na zakresy ruchu w stawie biodrowym w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe	111
4.4. Wpływ leczenia zachowawczego na wyniki testu równowagi dynamicznej Y-Balance w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe	114
4.5. Wpływ leczenia zachowawczego na wyniki testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe	117
4.6. Wpływ leczenia zachowawczego na rozkład obciążenia na stopach w trakcie biegu w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe	122
4.7. Wpływ leczenia zachowawczego na możliwości siłowe kończyn dolnych w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe	128

4.8. Podsumowanie dyskusji	132
5. Wnioski.....	135
6. Piśmiennictwo	137
Spis tabel.....	147
Spis rycin	150
Streszczenie	154
Summary.....	157
Aneks.....	159

Wykaz używanych skrótów

- FAI – konflikt panewkowo-udowy (ang. femoroacetabular impingement), grupa ze zdiagnozowanym konfliktem panewkowo-udowym
- n-FAI – grupa ze zdiagnozowanym brakiem konfliktu panewkowo-udowego
- FADIR – test zgięcia, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej (ang. flexion adduction internal rotation test)
- FABER – test zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej (ang. flexion abduction external rotation test)
- RTG – (ang. radioisotope thermoelectric generator) zdjęcie rentgenowskie, rentgenografia medyczna, rentgenogram
- SEBT – test równowagi gwiazdy (ang. star excursion balance test)
- E1F – kończyna dolna zajęta FAI w grupie eksperymentalnej przed interwencją
- E1NF – kończyna dolna niezajęta FAI w grupie eksperymentalnej przed interwencją
- E2F – kończyna dolna zajęta FAI w grupie eksperymentalnej po interwencji
- E2NF – kończyna dolna niezajęta FAI w grupie eksperymentalnej po interwencji
- C1R – kończyna dolna zajęta FAI w grupie kontrolnej przed interwencją
- C1L – kończyna dolna niezajęta FAI w grupie kontrolnej przed interwencją
- C2R – kończyna dolna zajęta FAI w grupie kontrolnej po interwencji
- C2L – kończyna dolna niezajęta FAI w grupie kontrolnej po interwencji
- JSW_M – szerokość szpary stawowej stawu biodrowego bocznie, wyrażona w [mm]
- JSW_C – szerokość szpary stawowej stawu biodrowego środkowo, wyrażona w [mm]
- INSPACE – odstęp OS, odstęp pomiędzy najbardziej wydatną częścią głowy kości udowej, a przednim obrysem szyjki kości udowej, wyrażony w [mm]
- A_ANG – kąt alfa w stawie biodrowym, wyrażony w [°]
- B_ANG – kąt beta w stawie biodrowym, wyrażony w [°]
- W_ANG – kąt Wiberga, wyrażony w [°]
- ROM – zakresy ruchu
- ROMIN – zakres ruchu rotacji wewnętrznej, wyrażony w [°]
- ROMEX – zakres ruchu rotacji zewnętrznej, wyrażony w [°]
- YBT – test Y-Balance (ang. Y-Balance Test)
- YBT1 – wynik testu Y-Balance w kierunku przednim, wyrażony w [%]
- YBT2 – wynik testu Y-Balance w kierunku tylnobocznym, wyrażony w [%]
- YBT3 – wynik testu Y-Balance w kierunku tylnoprzódowym, wyrażony w [%]
- YBTT – wynik globalny testu Y-Balance, wyrażony w [%]
- FMS – test jakościowej oceny wzorców ruchowych (ang. Functional Movement Screen)
- FMS1 – wynik testu wzorca głębokiego przysiadu (ang. deep squat), wyrażony w [pkt]
- FMS2 – wynik testu wzorca przejścia przez płotek (ang. hurdle step), wyrażony w [pkt]
- FMS3 – wynik testu wzorca wypadu w linii (ang. in-line lunge), wyrażony w [pkt]
- FMS5 – test wzorca aktywnego wyprostowania kończyny dolnej (ang. active straight leg rise), wyrażony w [pkt]
- FMS7 – wynik testu wzorca stabilności rotacyjnej tułowia (ang. rotational stability), wyrażony w [pkt]
- FMST – wynik globalny testu jakościowej oceny wzorców ruchowych (ang. total score), wyrażony w [pkt]
- Max F_M1 – maksymalne ciśnienie standaryzowane względem masy ciała w strefie pierwszej kości śródstopia, wyrażone w [Ncm⁻²kg⁻¹],

Max F_M2 – maksymalne ciśnienie standaryzowane względem masy ciała w strefie drugiej kości śródstopia, wyrażone w $[Ncm^{-2}kg^{-1}]$,

Max F_M3 – maksymalne ciśnienie standaryzowane względem masy ciała w strefie trzeciej kości śródstopia, wyrażone w $[Ncm^{-2}kg^{-1}]$,

Max F_M4 – maksymalne ciśnienie standaryzowane względem masy ciała w strefie czwartej kości śródstopia, wyrażone w $[Ncm^{-2}kg^{-1}]$,

Max F_M5 – maksymalne ciśnienie standaryzowane względem masy ciała w strefie piątej kości śródstopia, wyrażone w $[Ncm^{-2}kg^{-1}]$,

Max F_HM – maksymalne ciśnienie standaryzowane względem masy ciała w strefie przysiódkowej pięty, wyrażone w $[Ncm^{-2}kg^{-1}]$,

Max F_HL – maksymalne ciśnienie standaryzowane względem masy ciała w strefie bocznej pięty, wyrażone w $[Ncm^{-2}kg^{-1}]$,

Max F_T1 – maksymalne ciśnienie standaryzowane względem masy ciała w strefie palucha, wyrażone w $[Ncm^{-2}kg^{-1}]$,

IMPULSE_M1 – wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowanego względem masy ciała w strefie pierwszej kości śródstopia, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$

IMPULSE_M2 – wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowanego względem masy ciała w strefie drugiej kości śródstopia, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$

IMPULSE_M3 – wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowanego względem masy ciała w strefie trzeciej kości śródstopia, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$

IMPULSE_M4 – wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowanego względem masy ciała w strefie czwartej kości śródstopia, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$

IMPULSE_M5 – wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowanego względem masy ciała w strefie piątej kości śródstopia, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$

IMPULSE_HM – wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowanego względem masy ciała w strefie przysiódkowej pięty, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$

IMPULSE_HL – wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowanego względem masy ciała w strefie bocznej pięty, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$

IMPULSE_T1 – wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowane względem masy ciała w strefie palucha, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$

PTQ/BW EX60 – szczytowy moment siły mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości $60^\circ s^{-1}$, wyrażony w $[Nkg^{-1}]$

PTQ/BW FL60 - szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego przy prędkości $60^\circ \cdot s^{-1}$, wyrażony w $[Nkg^{-1}]$

W/BW EX60 – wartość pracy mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości $60^\circ \cdot s^{-1}$, wyrażona w $[Jkg^{-1}]$

W/BW FL60 – wartość pracy mięśni zginaczy stawu kolanowego przy prędkości $60^\circ \cdot s^{-1}$, wyrażona w $[Jkg^{-1}]$

AP/BW EX60 – średnia moc mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości $60^\circ \cdot s^{-1}$, wyrażona w $[Wkg^{-1}]$

AP/BW FL60 – średnia moc mięśni zginaczy stawu kolanowego przy prędkości $60^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażona w $[Wkg^{-1}]$

AGN/ANT RAT 60 – stosunek momentu siły mięśni agonistów do antagonistów stawu kolanowego przy prędkości $60^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażony w [%]

PTQ/BW EX180 - szczytowy moment siły mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażony w $[Nkg^{-1}]$

PTQ/BW FL180 - szczytowy moment siły mięśni zginaczy stawu kolanowego przy prędkości $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażony w $[Nkg^{-1}]$

W/BW EX180 – wartość pracy mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażona w $[Jkg^{-1}]$

W/BW FL180 – wartość pracy mięśni zginaczy stawu kolanowego przy prędkości $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażona w $[Jkg^{-1}]$

AP/BW EX180 - średnia moc mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażona w $[Wkg^{-1}]$

AP/BW FL180 - średnia moc mięśni zginaczy stawu kolanowego przy prędkości $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażona w $[Wkg^{-1}]$

AGN/ANT RAT 180 - stosunek momentu siły mięśni agonistów do antagonistów stawu kolanowego przy prędkości $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, wyrażony w [%]

Wstęp

1.1. Wprowadzenie

Widok biegaczy na ulicach oraz w miejskich parkach stał się bardzo powszechny. Niektórzy z nich przygotowują się do startu w imprezach biegowych, dla innych bieganie stanowi element dbania o własne zdrowie lub jest sposobem aktywnego wypoczynku. Taki typ uprawiania aktywności fizycznej określa się jako rekreacyjny. Bieganie było i jest jedną z najbardziej popularnych czynności podejmowanych przez człowieka. W przeszłości umiejętność szybkiego pokonywania odległości była konieczna do przeżycia, dziś jest to dyscyplina sportowa oraz forma aktywnego spędzania czasu wolnego(1).

Bieganie oprócz chodu to jeden z najbardziej naturalnych sposobów przemieszczania się. Niektórzy autorzy twierdzą, że to właśnie bieganie jest bardziej naturalne od chodzenia - uważają je za aktywność o ograniczonym charakterze (1). Nie każdy ma umiejętności predisponujące go do uprawiania sportów takich jak siatkówka, koszykówka, pływanie czy akrobatyka. Ale biegać może praktycznie każdy. Zasady i technika biegu są na tyle proste i powszechne, że wiele osób może z łatwością podjąć się uprawiania tej formy aktywności fizycznej. Dostępnych jest wiele miejsc, w których można bezpiecznie biegać. W bieganiu ograniczenia nie stanowi wiek, ani możliwości finansowe (2). Dzięki bieganiu możemy poprawić kondycję fizyczną oraz wzmocnić odporność całego organizmu. W trakcie tej aktywności fizycznej zaangażowane są w różnym wymiarze praktycznie wszystkie układy i narządy ciała człowieka. Stymulowany jest układ nerwowy, wzmacniają się kości i stawy oraz tkanki miękkie, takie jak mięśnie, ścięgna, więzadła i torebki stawowe. Stopniowe wzmacnianie narządu ruchu zapewnia jego większą odporność na przeciążenia związane z czynnościami dnia codziennego i wyzwaniem sportowo-rekreacyjnymi. Bieganie po zróżnicowanym podłożu stanowi nie lada wyzwanie dla całego narządu ruchu. Taka forma aktywności stymuluje stawy do lepszej reaktywności na możliwe sytuacje ruchowe. Podczas biegania, poza pracą dolnych partii ciała występują również ruchy kończyn górnych oraz tułowia. Ruchy te odbywają się we wszystkich płaszczyznach tworząc harmonijny ruch ciała w przestrzeni (3).

W społeczeństwie rośnie świadomość i zrozumienie korzyści prozdrowotnych płynących z regularnego biegania. Liczba osób biegających rekreacyjnie wzrasta z każdym kolejnym rokiem (4).

Uprawianie amatorskiego biegania wiąże się z ryzykiem powstawania urazów narządu ruchu. Powodem tego może być m.in. niedostateczna wiedza na temat prowadzenia prawidłowego systemu treningowego. Najczęstsze pojawiające się błędy to brak rozgrzewki i ćwiczeń rozciągających oraz ignorowanie potrzeby odpoczynku. Niewłaściwe jest również stosowanie nadmiernych obciążeń przekraczających możliwości biegacza takich jak nadmierny

dystans treningowy, niewłaściwe podłoże lub zbyt duża prędkość biegu, skutkująca często pogorszeniem techniki biegu (5).

Według Gawrońskiego (6), rozgrzewka może zmniejszać napięcie mięśni, jednocześnie zwiększając ich rozciągliwość. Zjawisko to ma pozytywny wpływ na układ mięśniowo-szkieletowy – może zapobiegać jego uszkodzeniom, przeciwdziałając naciągnięciem, naderwaniem czy ostatecznie zerwaniem tkanek miękkich narządu ruchu. Ten sam autor uważa, że 10-minutowa rozgrzewka połączona ze statycznym rozciąganiem może zwiększyć elastyczność kluczowych grup mięśniowych (6). Publikacja Szuby i Krzemińskiej (7) potwierdzają, że rozgrzewka jest ważnym elementem uprawiania sportów wyczynowych i rekreacyjnych. Także Beck i wsp. (8) wskazują, że brak rozgrzewki lub jej niewystarczająco długi czas może być przyczyną występowania urazów wśród biegaczy. Według Gawrońskiego (6) również stretching ma pozytywny wpływ na zachowanie równowagi mięśniowej i tym samym zapobieganie występowaniu urazom i ich nawrotom. Rozciąganie pomaga zwiększyć zakres ruchu stawów, sprzyja rozluźnieniu mięśni i pomaga zmniejszyć ból (9).

Masłoń i wsp. (10) wykazali, iż częściami ciała, których najczęściej dotyka ból na skutek biegania są: stawy kolanowe, kości piszczelowe, stawy biodrowe; rzadziej stawy skokowo-goleniowe, ścięgna Achillesa i rozciągna podszwowe stopy.

Najczęstsze urazy wśród biegaczy dotyczą stawu kolanowego. W układzie ruchu kończyny dolnej kolano jest najmniej stabilnym elementem, a zatem najbardziej narażonym na przeciążenia. Mechanika stawu kolanowego jest często wtórna do czynności wykonywanej przez staw biodrowy i skokowy. Mięśnie stawów biodrowych stanowią siłą napędową biegacza - od nich rozpoczyna się ruch lokomocji (11).

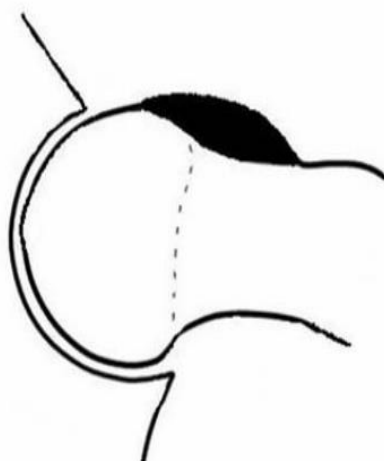
Specyfika stawu biodrowego wynika z jego lokalizacji i konfiguracji. Znajduje się w pobliżu mięśni dna miednicy, kręgosłupa, stawów krzyżowo-biodrowych i stawów kolanowych. W okolicy stawu biodrowego krzyżują się taśmy mięśniowo-powięziowe, których zintegrowana praca jest wykorzystywana w wielopłaszczyznowych ruchach, do których należy również bieganie. Staw biodrowy stanowi połączenie tułowia z kończynami dolnymi i jest bardziej podatny na przeciążenia statyczne niż dynamiczne. Bezruch i stres emocjonalny są często większym obciążeniem dla stawu biodrowego niż ruch. Te czynniki mogą być przyczyną przeciążeń, które manifestują się objawami ze strony stawu biodrowego (12).

Zaburzenia w statyce i dynamice obręczy biodrowej mogą zakłócać rytm biegu i bezpośrednio wpływać na jego technikę. Nieprawidłowa funkcja stawów biodrowych może prowadzić do urazów innych części ciała. W ujęciu funkcjonalnym staw biodrowy to nie tylko połączenie dwóch kości, ale także szereg powiązań mięśniowych, ścięgnistych i więzadłowych odpowiadających za prawidłowe ruchy kończyn dolnych. W prawidłowo działającym stawie mięśnie są na tyle silne, że są w stanie poruszyć całym ciałem w przestrzeni i na tyle elastyczne, aby zapewnić optymalny zakres ruchu dolnej części ciała. Połączenie rzadko podejmowanej

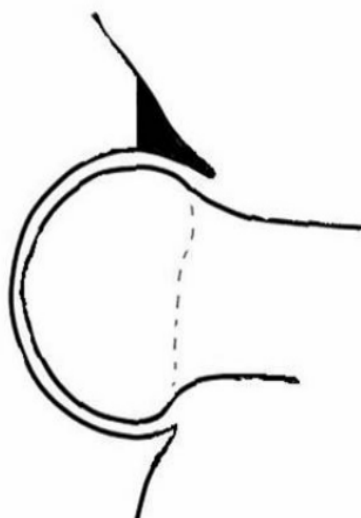
aktywności biegowej z siedzącym trybem życia, co często ma miejsce u biegaczy rekreacyjnych, może prowadzić do schorzeń obszaru stawy biodrowego. Często można zaobserwować zaburzenie prawidłowej proporcji możliwości siłowych antagonistów. Silniejsze grupy mięśniowe przejmują funkcje słabszych mięśni, powodując zaburzenie integralności stawu. Stawy biodrowe zamiast być mocne i elastyczne, stają się napięte i sztywne, co prowadzi do dysfunkcji w innych częściach ciała (13).

1.2. Konflikt panewkowo-udowy w stawie biodrowym

Konflikt panewkowo-udowy (femoroacetabular impingement, FAI) to termin medyczny, oznaczający morfologiczne nieprawidłowości w obrębie połączenia szyjkowo-głowego kości udowej (*cam*-FAI) (ryc.1), lub w obrębie panewki stawu biodrowego (*pincer*-FAI) (ryc. 2) (14).



Ryc. 1.1. Konflikt panewkowo-udowy typu *cam*-FAI (15)



Ryc. 1.2. Konflikt panewkowo-udowy typu *pincer*-FAI (15)

Po raz pierwszy konflikt panewkowo-udowy został opisany przez Ganz i wsp. (15), jako morfologiczna zmiana struktur kostnych w obrębie stawu biodrowego.

Według Leunig i wsp. (16) FAI nie powinien być traktowany jako choroba, a jedynie jako proces patomechaniczny, który może powodować osłabienie stawu biodrowego. Nie można traktować tego twierdzenia jednoznacznie, ponieważ wielu autorów klasyfikuje konflikt panewkowo-udowy, jako jeden z najważniejszych czynników rozwoju osteoartrozy (OA) stawu biodrowego (17, 18). Badania Hashimoto i wsp. (19) wskazują na stan zapalny w obrębie chrząstki stawowej w okolicy występowania konfliktu panewkowo-udowego. Chrząstka stawowa w okolicy FAI wykazuje nadaktywność metaboliczną, co potwierdza hipotezę stawiającą FAI, jako przyczynę zwyrodnienia stawu biodrowego. Cross i wsp. (20) uznali osteoartrozę stawu biodrowego, jako 11 w kolejności najczęstszą przyczynę niepełnosprawności na świecie. Rosnąca liczba osób dotkniętych osteoartrozą sugeruje podjęcie prób oceny czynników predysponujących do rozwoju OA. Konflikt panewkowo-udowy, jako jeden z najważniejszych czynników rozwoju OA wymaga wczesnej diagnostyki, ukierunkowanej terapii oraz eliminacji towarzyszących mu kompensacji w narządzie ruchu.

W badaniu 2081 zdrowych młodych dorosłych osób wykazano występowanie *cam*-FAI u 35% mężczyzn i 10% kobiet oraz *pincer*-FAI u 34% mężczyzn i 17% kobiet (21). Informacje te nie potwierdzają doniesień przedstawionych w raporcie Cross i wsp. (20), wskazującym na częstsze występowanie osteoartrozy stawu biodrowego u kobiet, która często jest skutkiem FAI. Samaan i wsp. (18) sugerują również występowanie trzeciego typu konfliktu, polegającego na ujawnieniu się obu typów patologii (*mixed*-FAI).

Patomechanizmu FAI upatruje się w nieprawidłowej ruchomości kości udowej względem panewki (15, 22, 23). Destrukcja struktur kostnych następuje w szczytowym zakresie ruchu zgięcia i rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, powodując uszkodzenie i rozmiękanie przyległej chrząstki stawowej (15). Bagwell i wsp. (24) sugerują, że zaburzona kinematyka stawu biodrowego i miednicy może być czynnikiem predysponującym do wystąpienia FAI. Wskazują również na możliwość zaburzenia ruchomości obręczy kończyn dolnych przed wystąpieniem FAI. Inni badacze przypuszczają, że ustawienie i ruchomość obręczy kończyn dolnych jest skutkiem ujawnienia się mechanizmów kompensacyjnych, powstałych w celu zredukowania bólu i dyskomfortu towarzyszącego FAI. Podkreślają, że kinematyka stawów biodrowych i miednicy jest paradoksalną odpowiedzią na istniejące schorzenie i sprzyja potęgowaniu objawów patologii (25).

Diagnoza konfliktu panewkowo-udowego odbywa się w kilku etapach. W pierwszej kolejności podstawą podejrzenia wystąpienia dysmorfii są subiektywne odczucia zgłaszane przez diagnozowaną osobę. Sheean i wsp. (26) wskazują na subiektywnie deklarowane zaburzenia stanu zdrowia u osób ze zmianą strukturalną o typie FAI, do których należą: zakłócenie funkcji fizycznych, zmęczenie, ból, zaburzenia emocjonalne oraz kłopoty

z pełnieniem ról społecznych. Znaczna liczba doniesień naukowych sugeruje jednak brak odczuwalnych objawów bólowych oraz innych oznak patologii wśród badanych, prezentujących obraz konfliktu panewkowo-udowego w obrazie RTG (28–30).

W pierwszym etapie ocenie schorzenia służą testy kliniczne. Banerjee i wsp. (30) proponują zastosowanie 3 testów klinicznych w diagnostyce FAI: test przedniego konfliktu (test zderzenia przedniego) — FADIR (flexion, adduction, intra-rotation; zgięcie, przywiedzenie i rotacja wewnętrzna), Drehmann test — FABER (flexion, abduction, external rotation; zgięcie, odwiedzenie i rotacja zewnętrzna) oraz test tylnego konfliktu (test zderzenia tylnego). Testy kliniczne bazują na badaniu ruchomości, oporze końcowym zakresu ruchu oraz ocenie charakteru uzyskanego oporu. Dodatni wynik testu może wskazywać na funkcjonalne ograniczenie ruchomości w stawie biodrowym – spowodowane dysbalansem tkanek miękkich otaczających staw lub ograniczenie strukturalne – spowodowane barierą kostną. Odczucie charakteru oporu końcowego przez badającego jest oceną zbyt subiektywną, aby mogło jednoznacznie diagnozować patologię.

W diagnostyce konfliktu panewkowo-udowego pierwszym z wyboru badaniem obrazowym jest rentgenografia medyczna. Rentgenogramy pozwalają na ocenę kształtu kości oraz ich wzajemnego ułożenia. Rentgenografia medyczna umożliwia dokładną ocenę kształtu panewki stawu biodrowego oraz jej położenia względem kości miednicy i kości udowej. Na zdjęciu RTG można także zobaczyć ewentualne zmiany w obrębie chrząstki stawowej i kości, takie jak zniekształcenia, ubytki czy przemieszczenia. Ponadto, rentgenografia jest badaniem stosunkowo tanim, szybkim i łatwo dostępnym, co czyni ją bardzo przydatną w przypadku diagnostyki konfliktu panewkowo-udowego. W przypadku podejrzenia bardziej złożonych uszkodzeń, może być konieczne wykonanie dodatkowych badań obrazowych, takich jak tomografia komputerowa (CT) lub rezonans magnetyczny (MRI). Badanie RTG może służyć do diagnostyki FAI oraz do monitorowania procesu jego leczenia (31). W diagnostyce RTG oraz monitorowaniu leczenia konfliktu panewkowo-udowego stosuje się projekcję AP oraz osiową. W celu określenia budowy stawu biodrowego wskazane jest wyznaczenie przez radiologa szerokości szpary stawowej w części środkowej i bocznej, odstępów OS oraz kątów alfa, beta oraz Wiberga. Normy szerokości szpary stawowej w stawie biodrowym środkowo i bocznie mogą się nieznacznie różnić w zależności od źródła, jednak zazwyczaj uważa się, że średnia szerokość szpary stawowej w stawie biodrowym środkowo wynosi około 4-6 mm, a bocznie około 3-5 mm. Odstęp OS w stawie biodrowym określa odstęp pomiędzy najbardziej wydatną częścią głowy kości udowej, a przednim obrysem szyjki kości udowej. Średni odstęp OS w stawie biodrowym wynosi około 12-15 mm (32). Kąt alfa określa kąt pomiędzy linią łączącą środek głowy kości udowej z najbardziej wypukłym punktem szyjki kości udowej (punkt alfa) a linią prostopadłą do liniowej proksymalnej osi szyjki kości udowej i przechodzącą przez punkt alfa. Zazwyczaj przyjmuje się, że kąt alfa w stawie biodrowym powinien wynosić poniżej 55°. Kąt beta określa

kąt pomiędzy linią prostopadłą do panewki stawowej a linią łączącą najbardziej wypukły punkt panewki stawowej z punktem kontaktu z szyjką kości udowej. Kąt beta w stawie biodrowym powinien wynosić między 30° a 70° (33). Kąt Wiberga określa kąt między linią prostopadłą do powierzchni panewki a linią łączącą środek panewki ze środkiem głowy kości udowej. Prawidłowa wartość kąta Wiberga w stawie biodrowym powinna wynosić między 25° a 40° (91–93).

1.3. *Biomechanika stawu biodrowego*

Staw biodrowy łączy kość udową z miednicą. Z mechanicznego punktu widzenia jest to kulisty staw panewkowy o 3 stopniach swobody (8).

Rzeczywisty ruch kości biodrowej względem miednicy nie jest czystym ruchem jednoosiowym, ale ruchem złożonym. Podczas chodzenia występuje zgięcie, przywiedzenie i rotacja zewnętrzna (faza przenoszenia) oraz wyprost, odwiedzenie i rotacja wewnętrzna (faza podporu). Interesujące jest przybliżenie kierunku osi ruchu względem punktem fixum. Gdy stopa jest punktem stabilizującym układ, miednica obraca się wokół głowy kości udowej, a oś podłużna tego ruchu rozciąga się od środka głowy kości udowej do jej kłykcia bocznego. I odwrotnie, jeśli punktem stabilizacji jest miednica, kość udowa może mieć wiele osi dłużych (8).

Literatura ostatnich lat bazuje na analizie trzech aktów ruchowych w przebiegu FAI. Badacze skupiają się na obserwacji chodu po płaskim podłożu, wchodzeniu po schodach oraz przysiadzie osób z obecnym konfliktem w obrazie RTG w porównaniu do osób bez obrazowych zmian patomechanicznych. Obserwacja chodu bazuje na ocenie kinematyki stawu biodrowego oraz miednicy. Badacze wskazują na zmniejszoną ruchomość stawu biodrowego w trakcie chodu w płaszczyźnie strzałkowej (35, 36), czołowej (34, 36, 37) oraz poprzecznej (35). Kennedy i wsp. (38) uwidocznili zmniejszony zakres ruchomości miednicy w płaszczyźnie czołowej w trakcie chodu u osób z *cam*-FAI. Nie odnotowali natomiast zmian w ruchomości miednicy w płaszczyźnie strzałkowej i poprzecznej. Rylander i wsp. (36) nie wykazali żadnych różnic w ruchomości miednicy w trakcie chodu u osób ze zmianą strukturalną w stawie biodrowym w porównaniu do osób zdrowych. Geoffrey i wsp. (39) uwidocznili zwiększenie sił reakcji w stawie biodrowym u pacjentów z FAI. Przytoczone badania w większości przypadków jednoznacznie potwierdzają zaburzenia ruchomości w stawie biodrowym, natomiast nie potwierdzają zmian w kinematyce miednicy w trakcie chodu u osób z FAI.

Analiza wchodzenia po schodach czy przysiadu wydaje się mieć większe znaczenie dla omawianego w tej pracy problemu. W wymienionych aktach ruchowych dochodzi do submaksymalnego ruchu zgięcia w stawach biodrowych. Ruch zgięcia w stawie biodrowym objętym procesem chorobowym o typie FAI, powoduje zbliżenie do siebie zwyrodniałych

części stawu, co potęguje dolegliwości bólowe oraz ogranicza funkcje narządu ruchu. Rylander i wsp. (36) wykazali ograniczenie ruchomości w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej oraz osiąganie szczytowej wartości zakresu rotacji wewnętrznej u osób z *cam*-FAI, w trakcie wchodzenia po schodach. Co więcej, badacze ci udowodnili wzrost przodopochylenia miednicy oraz zwiększenie zakresu ruchomości miednicy w płaszczyźnie poprzecznej w trakcie wchodzenia po schodach, będące skutkiem występowania *cam*-FAI. Hammond i wsp. (39), sugerują jednak występowanie wielu podobieństw w mechanice narządu ruchu prezentowanych w trakcie wchodzenia po schodach u osób zdrowych oraz prezentujących zmiany strukturalne w stawach biodrowych. Badacze ci wskazują jedynie na występowanie międzygrupowych różnic w pozycji ustawienia tułowia w trakcie chodu po schodach.

Zdecydowanie najwięcej dostępnych aktualnie doniesień naukowych analizuje kinematykę narządu ruchu osób ze zmianami strukturalnymi stawów biodrowych o typie FAI w trakcie przysiadu (25, 38, 40–42). Lamontagne i wsp. (41) udowodnili płytsze zejście do przysiadu w grupie osób z konfliktem panewkowo-udowym, w porównaniu do grupy kontrolnej. Diamond i wsp. (43) zwrócili jednak uwagę na możliwość głębszego zejścia do przysiadu osób z *cam*-FAI w sytuacji szerszego niż rozpiętość bioder rozstawienia ustawienia stawów kolanowych w trakcie tej aktywności. Tendencją potwierdzoną kilkoma publikacjami jest zwiększone przodopochylenie miednicy obserwowane wśród osób z *cam*-FAI, osiągane w końcowej fazie przysiadu przy maksymalnym zgięciu stawów biodrowych (25, 40). Autorzy tłumaczą ten fakt zmniejszonym momentem siły prostowników stawu biodrowego (24)

Biomechanika to interdyscyplinarna dziedzina naukowa, która łączy świat nauk ścisłych (mechanika) i biologicznych (biologia, medycyna). Dla analizy biegu, biomechanika jest kluczowa – pozwala dokładnie ocenić jego technikę. Bardzo ważne jest, aby przed rozpoczęciem regularnych treningów, biegacz został poddany ocenie biomechanicznej narządu ruchu. Taka ocena powinna obejmować postawę ciała, zakresy ruchu w stawach, elastyczność i napięcie mięśniowe oraz charakter cyklu biegu. Cykl biegu od momentu kontaktu stopy z podłożem do momentu kolejnego kontaktu tej samej stopy z podłożem podzielony jest na dwie fazy: fazę podporu oraz fazę przenoszenia. W chodzie z naturalną prędkością proporcje trwania fazy podporu do fazy wymachu (przeniesienia) wynoszą ok. 60% do 40%, natomiast w biegu kształtują się w odwrotnej proporcji - 40% faza podporu i 60% faza wymachu. W fazie kontaktu stopy z podłożem wyróżnić można fazę amortyzacji (absorbtion), środkowego podparcia stopy (midstance) i fazę odbicia (propulsion), natomiast fazę wymachu podzielić można na wymach tylny (initial swing), środkowy (midswing) i przedni (terminal swing). Taka zależność dotyczy biegu z prędkością $3,2 \text{ ms}^{-1}$ tj. $11,5 \text{ kmh}^{-1}$, którą można uznać za średnią prędkość biegu na długim dystansie. Wraz ze wzrostem prędkości biegu proporcje faz zmieniają się w kierunku wydłużenia fazy wymachu. Różnica pomiędzy cyklem chodu i biegu polega

także na obecności w cyklu biegu fazy lotu, a w chodzie podwójnego podparcia. Faza lotu, to moment, w którym obie kończyny dolne nie posiadają kontaktu z podłożem (44, 45)

Technikę biegu długodystansowego należy analizować rozdzielnie od wzorców chodu oraz biegów krótkodystansowych (sprintu). W technice biegu długodystansowego nie powinna występować faza kontaktu pięty z podłożem, jak to ma miejsce w chodzie. Wiele osób preferuje jednak tę nieprawidłową technikę, która może prowadzić do przeciążenia narządu ruchu (43, 44). W biegach sprinterskich nie obserwuje się momentu przetaczania stopy, co jest obecne w biegach na dłuższych dystansach. Te akty ruchowe różnią się względem siebie kinematyką kończyn dolnych (45).

Prawidłowa biomechanika biegu może zapewnić efektywniejsze i bezurazowe uprawianie sportu. Nieprawidłowa mechanika ruchu może wynikać z dysfunkcji strukturalnej (anatomicznej) lub funkcjonalnej. Zmiany strukturalne są częstą przyczyną pojawiania się kompensacji w układzie ruchu. Czasem tego typu zmiany wymagają leczenia chirurgicznego lub możliwe jest stworzenie w ciele takich kompensacji, które nie będą powodować przeciążeń w narządzie ruchu. Zmiany strukturalne najczęściej dotyczą budowy kości i stawów i mogą prowadzić do pojawienia lub nasilenia choroby zwyrodnieniowej. Dysfunkcje funkcjonalne mogą być spowodowane urazem lub nieprawidłową techniką biegu. Zwykle dotyczą zmian w mięśniach, więzadłach i układach powięziowych. Obejmują nadmierne napięcie lub osłabienie mięśni, brak koordynacji oraz nieprawidłową czynność układu nerwowego. Stany takie mogą zostać skorygowane zanim pojawią się konsekwencje ich występowania (8).

1.4. *Leczenie nieoperacyjne konfliktu panewkowo-udowego*

Leczenie nieoperacyjne (zachowawcze) polega na zmianie czynności życiowych, ze szczególnym uwzględnieniem unikania niekontrolowanego ruchu bioder oraz przyjmowania niesteroidowych leków przeciwzapalnych. Rezygnacja ze sportów wyczynowych jest często niedopuszczalna dla młodych pacjentów. Młodzi ludzie z bólem biodra coraz częściej pojawiają się w klinikach ortopedycznych. Dzięki zdobyczom współczesnej radiologii można je prawidłowo diagnozować, a następnie skutecznie leczyć, aby zapobiec lub znacznie opóźnić wystąpienie zmian zwyrodnieniowych (17).

Postępowanie lecznicze w przebiegu FAI może odbywać się dwukierunkowo: w postaci leczenia operacyjnego oraz zachowawczego. Obecnie w leczeniu operacyjnym wykorzystuje się artroskopię stawu biodrowego. Kilka doniesień sugerują włączenie fizjoterapii do postępowania po artroskopii w leczeniu operacyjnym FAI (49). Bennell i wsp. (49) wskazują na znaczną poprawę stanu funkcjonalnego pacjentów poddanych zabiegom fizjoterapeutycznym po artroskopii stawu biodrowego w porównaniu do grupy kontrolnej.

Palmer i wsp. (50) sugerują konieczność porównania skuteczności zachowawczego i operacyjnego leczenia FAI w celu rozdysponowania finansowania w National Health Service w Wielkiej Brytanii. Proponują oni zastosowanie programu terapeutycznego dostosowanego do indywidualnego stanu pacjenta i obejmującego wzmocnienie mięśni, poprawę stabilności centralnej oraz kontrolę motoryczną. Badanym zalecają również unikanie ekstremalnych pozycji zgięcia, odwiedzenia oraz rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym (50). Bardziej szczegółowy program postępowania zachowawczego zaproponowali Emara i wsp. (51). Obejmuje on podział na pierwotną (środki przeciwbólowe i fizjoterapia) oraz wtórną (ocena po ustąpieniu objawów bólowych i modyfikacja czynności dnia codziennego) ocenę i leczenie.

Griffin i wsp. (52) ankietując fizjoterapeutów ze Stanów Zjednoczonych, Wielkiej Brytanii oraz Australii dowiedli, że u wielu pacjentów, którzy trafiają do specjalistów z objawami bólowymi obszaru stawów biodrowych, kręgosłupa i kończyn dolnych diagnozowany jest konflikt panewkowo-udowy. Przegląd ten sugeruje, że nieoperacyjne leczenie FAI zwykle prowadzone jest przez fizjoterapeutów. Pomimo wzrostu uznania FAI za źródło bólu biodra u młodych dorosłych osób niewiele jest informacji na temat odpowiednich metod leczenia zachowawczego.

Ocena technologii medycznych (Health Technology Assessment) National Health System w Wielkiej Brytanii przeprowadzając referendum wśród 36 fizjoterapeutów (z Wielkiej Brytanii, USA oraz Australii) ukazała dezaprobatę respondentów programu zaproponowanego przez Emara i wsp. (51). NHS uwzględniając propozycję ekspertów z zakresu fizjoterapii zaproponowało ostateczny protokół (Personalised Hip Therapy) postępowania w leczeniu zachowawczym FAI zawierający 4 kluczowe elementy (52). Zalecają, aby pacjent stosował się do wszystkich czterech składowych protokołu przez czas, co najmniej 12 tygodni, a maksymalnie 6 miesięcy, w czasie których odbywa od minimum 3 (plus 3 multimedialnie) do 10 wizyt w gabinecie u fizjoterapeuty. W trakcie trwania terapii badany samodzielnie realizuje zalecenia nakazane przez fizjoterapeutę we własnym zakresie. Protokół obejmuje cztery elementy kluczowe o dużym znaczeniu klinicznym; są nimi: edukacja pacjenta, ocena pacjenta, leczenie przeciwbólowe oraz program ćwiczeń. Twórcy protokołu Personalised Hip Therapy wyróżniają również komponenty dodatkowe, które mogą zostać włączone do postępowania terapeutycznego. PHT wyszczególnia także postępowanie niedopuszczalne w leczeniu (52).

Badacze z Wielkiej Brytanii w celu porównania trafności zaproponowanego protokołu poddali testowaniu 102 pacjentów, z potwierdzonym konfliktem panewkowo-udowym, którzy zostali losowo przydzieleni do jednej z dwóch grup: grupy leczonej operacyjnie i grupy leczonej zachowawczo. Wyniki badania wykazały, że obie metody leczenia przyniosły poprawę w zakresie bólu i funkcjonowania, ale nie stwierdzono istotnej statystycznie różnicy między nimi. Oznacza to, że w przypadku pacjentów z konfliktem panewkowo-udowym, którzy nie reagują na leczenie zachowawcze, leczenie operacyjne może być skuteczną opcją leczenia, ale

nie zawsze jest niezbędne. Autorzy badania zauważyli również, że leczenie operacyjne wiąże się z większym ryzykiem powikłań i dłuższym okresem rekonwalescencji niż leczenie zachowawcze. Dlatego zalecają, aby leczenie operacyjne było stosowane tylko u pacjentów, u których leczenie zachowawcze nie przynosi rezultatów (52).

1.5. Ćwiczenia integrujące staw biodrowy

Konflikt panewkowo – udowy jest zaburzeniem równowagi głębokich struktur stawu biodrowego. Odpowiednio dobrane ćwiczenia ukierunkowane na mobilizację oraz centrowanie głowy kości udowej w panewce stawu biodrowego stanowią szansę na poprawę równowagi napięć tkanek miękkich obszaru stawu biodrowego, tym samym umożliwiając profilaktykę oraz przywracanie prawidłowej mechaniki całej kończyny dolnej. Ponadto, optymalna kinematyka kończyn dolnych jest istotnym warunkiem możliwości wieloletniego kontynuowania treningu biegowego, co może znacząco wpływać na osiągnięte wyniki i być czynnikiem zmniejszającym ryzyko urazów.

W świetle rozwoju medycyny opartej na faktach (Evidence Based Medicine), konieczne staje się tworzenie protokołów systematyzujących pracę fizjoterapeutów. Szczególnie w Polsce, takie wymagania stawia Ustawa o zawodzie fizjoterapeuty [Ustawa o zawodzie fizjoterapeuty. Dz.U. 2015 poz. 1994.]. Konieczne jest tworzenie norm postępowania, według, których prowadzona będzie dokumentacja medyczna. Tworzenie trafnych i rzetelnych protokołów postępowania jest bardzo pożądanym kierunkiem w rozwoju fizjoterapii. Ich stosowanie umożliwia sprecyzowanie działań, skraca czas powrotu pacjentów do zdrowia, umożliwia klarowną ocenę zastosowanego planu terapeutycznego i stanowi ogniwo łączące współpracę fizjoterapeuty z zespołem lekarskim.

W opublikowanym w 2014 roku przez Loudon i wsp. (53) artykule eksperckim, wskazane są wytyczne do prowadzenia leczenia zachowawczego u biegaczy ze zdiagnozowanym FAI. Według badaczy do stworzenia protokołu postępowania leczniczego konieczna jest dokładna znajomość zaburzeń układu ruchu występujących u biegaczy z FAI. Opisują oni różnice w postawie ciała, ruchomości stawów biodrowych oraz sile mięśni u biegaczy ze zdiagnozowanym FAI w stosunku do zdrowych sportowców uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe (53).

Osoby z FAI prezentują postawę ciała typu swayback. Charakteryzuje się ona zniesieniem fizjologicznej lordozy lędźwiowej, przesunięciem do tyłu górnej części tułowia oraz wysunięciem do przodu miednicy (54). Wysunięcie miednicy do przodu współwystępuje z ustawieniem stawów biodrowych w wyproście. W postawie typu swayback mięśnie skośne zewnętrzne brzucha oraz mięśnie biodrowo-lędźwiowe są nadmiernie wydłużone. Zginacze biodra tj. mięsień prosty uda i naprężacz powięzi szerokiej są skrócone. Postawa ciała typu

swayback powoduje przesunięcie środka ciężkości do tyłu w stosunku do stawu biodrowego, skutkując atrofią mięśni pośladkowych (53). Przedstawione powyżej obserwacje postawy ciała mogą stać się podstawą dla tworzenia programów leczenia zachowawczego. Istotne wydaje się zaproponowanie ćwiczeń korygujących postawę, których celem byłyby zmiany w aktywności mięśni posturalnych. Zadaniem ćwiczeń korygujących powinno być ustawienie sylwetki w fizjologicznych normach, co jest konieczne do optymalizacji rozkładu obciążeń działających na narząd ruchu.

Zakresy ruchu w stawie biodrowym u biegaczy z FAI są zmniejszone w zakresie ruchu zgięcia, rotacji zewnętrznej i wewnętrznej oraz odwodzenia i przywodzenia w stosunku do biegaczy zdrowych (55–58). W fizjoterapii, zaburzenia ruchomości tłumaczy się dysbalansem tkanek miękkich okolicy stawu oraz nieprawidłowościami „gry stawowej”. „Gra stawowa” to pojęcie opisujące ruchy zachodzące pomiędzy powierzchniami stawowymi, takimi jak trakcja, kompresja, ślizg oraz toczenie (59). Analizując patomechanikę konfliktu panewkowo-udowego można stwierdzić, że zaburzenia ruchomości stawu biodrowego uwarunkowane są nie tylko dysbalansem tkanek miękkich otaczających staw, ale również zaburzeniem struktury stawu, a tym samym gry stawowej. Najwyraźniejszym ograniczeniem w przebiegu FAI ulegają ślizgi głowy kości udowej w kierunku przednim i tylnym. Szczególną uwagę należy zwrócić na tylny ślizg głowy kości udowej względem panewki w ruchu zgięcia stawu biodrowego. Ograniczenie artrokinematyki w kierunku tylnym wynika ze zwiększonej sztywności tylnej części torebki stawowej, skrócenia mięśni prostowników stawu biodrowego oraz nadmiernego rozciągnięcia przednich struktur stawu biodrowego (60).

Powyżej opisane obserwacje nasuwają konieczność wprowadzenia do protokołu leczenia ćwiczeń mobilizujących oraz poprawiających „grę stawową”. Celem ćwiczeń powinno być zwiększanie ślizgu tylnego (głównie w pozycji zgięcia stawu biodrowego), rozciągnięcie tylnej części torebki stawowej oraz mięśni prostowników. Poprawa pracy stawu za pomocą ćwiczeń przy równoczesnym wzmacnianiu przednich struktur stawu prowadzić ma do centrowania głowy kości udowej w panewce.

Trzecim istotnym elementem ulegającym zaburzeniu w przebiegu FAI jest siła mięśniowa. Literatura wskazuje na wydłużenie oraz osłabienie mięśnia biodrowo-łędźwiowego, skrócenie i dominację mięśnia naprężacza powięzi szerokiej oraz skrócenie i osłabienie mięśnia pośladkowego większego i grupy mięśni kulszowo-goleniowych w obszarze kończyny dolnej objętej procesem zwyrodnieniowym o typie FAI w stosunku do siły mięśni kończyn dolnych zdrowych (53). Doniesienia te, sugerują dołączenie do protokołu terapeutycznego ćwiczeń zarówno zmniejszających napięcie określonych grup mięśniowych, jak i wzmacniających struktury osłabione. Konieczne jest rozróżnienie przyczyn osłabienia mięśni, które mogą wynikać z ich nadmiernego rozciągnięcia lub z nadmiernego skrócenia. Rozpoznanie tej różnicy

jest istotne dla stworzenia dobrze ukierunkowanego protokołu ćwiczeń, który będzie uwzględniał wzmocnienie mięśni w skorygowanej pozycji ciała.

U biegaczy trenujących rekreacyjnie biegi długodystansowe szczególnie istotne wydają się być zaburzenia w sile mięśni dwustawowych. Mięsień naprężacz powięzi szerokiej, mięsień prosty uda oraz grupa mięśni kulszowo-goleniowych bezpośrednio determinują funkcję stawu kolanowego i biodrowego. Literatura wskazuje na znaczącą przewagę urazów stawu kolanowego w stosunku do innych części kończyny dolnej wśród biegaczy (61, 62). Łącząc oba fakty można wnioskować o dużym znaczeniu siły mięśni dwustawowych dla możliwości ruchowych kończyn dolnych u biegaczy. Od właściwej proporcji możliwości siłowych wymienionych antagonistycznych grup mięśniowych zależeć mogą możliwości treningowe, osiągnięte wyniki sportowe oraz poziom ryzyka wystąpienia kontuzji.

1.6. Usytuowanie zagadnienia w dostępnej literaturze

Objawy FAI ujawniają się pod wpływem zwiększonych obciążeń narządu ruchu (63) Grupą szczególnie narażoną na zwiększone siły działające na staw biodrowy są biegacze długodystansowi (64). Amatorskie biegi długodystansowe gwałtownie zyskują na popularności. Osoby wcześniej nie podejmujące aktywności fizycznej, pod wpływem treningu osiągają sprawność pozwalającą na pokonanie tą formą lokomocji znacznych odległości (65). Nie zawsze towarzyszy im świadomość, że układ ruchu podczas biegu doznaje znacznie większych obciążeń, niż w przypadku chodu, co wiązać się może z ryzykiem jego przeciążeń pod wpływem treningu i szybszego zużywania struktur stawowych. Badania wskazują na kontynuowanie uprawiania sportu wśród sportowców zawodowych pomimo zdiagnozowanego u nich konfliktu panewkowo-udowego (66).

Fraser i wsp. (67) wykazali zwiększoną wartość kąta alfa wśród profesjonalnych biegaczy, piłkarzy i hokeistów w porównaniu do tancerzy. Autorzy pod wątpliwość poddają rodzaj wykonywanej aktywności fizycznej, jako przyczynę powstałych zaburzeń. Sugerują, iż dana aktywność może jedynie predysponować do ujawnienia się istniejących pierwotnie zmian morfologicznych stawu.

Dostęp do diagnostyki oraz świadomość problemu wśród biegaczy amatorów jest zmniejszona w stosunku do zawodowych sportowców. Nasuwa to podejrzenie wzrostu narażenia ich na przeciążenia narządu ruchu, związane z podejmowaną aktywnością biegową. Brak wykrycia oraz leczenia konfliktu panewkowo-udowego naraża biegaczy na wytworzenie się kompensacji w przyległych segmentach narządu ruchu.

Stworzony przez Health Technology Assessment protokół Personalised Hip Therapy, zakłada możliwość usystematyzowania postępowania terapeutycznego w fizjoterapii powszechnego problemu o dużym znaczeniu zdrowotnym, jakim jest konflikt panewkowo-

udowy. Założone w nim elementy bazowe jakimi są: ustandaryzowana ocena, edukacja pacjenta, indywidualizacja postępowania, stały nadzór terapeuty oraz progresja stosowanej kuracji skłaniają do pokładania dużych nadziei w efektywność jego wykorzystania.

Zaproponowany przez brytyjskich badaczy protokół PHT jest stosunkowo nowym narzędziem, którego skuteczność nie została w pełni udowodniona naukowo. Badacze do oceny efektów terapii posłużyli się kwestionariuszami subiektywnej oceny stanu zdrowia pacjenta (52). Osiągnięty w nich rezultat był porównywalny do efektów leczenia operacyjnego. Ocena subiektywna stanu zdrowia jest bardzo istotnym elementem oceny prowadzonej terapii. Jednakże, najnowsza nauka dysponując nowoczesnymi narzędziami pomiarowymi jest w stanie określić w sposób obiektywny efekty zastosowanego leczenia. W przedstawionych powyżej eksperymentach (34, 35, 40) badano jedynie wybrane aspekty biomechaniczne układu ruchu prezentowane przez osoby ze zdiagnozowanym konfliktem panewkowo-udowym. Słabą stroną proponowanego protokołu PHT jest brak weryfikacji uzyskanych rezultatów za pomocą obiektywnych narzędzi pomiarowych, stosowanych współcześnie w nauce, a oparcie ich jedynie na subiektywnych opiniach zawartych w odpowiedziach zawartych w kwestionariuszach. Dlatego między innymi stało się to wyraźną przesłanką do podjęcia niniejszego tematu badań.

W dotychczasowej literaturze nie podjęto jednak gruntownie tematu wpływu zastosowanego planu terapeutycznego w przebiegu FAI na hipotetyczną poprawę biomechaniki układu ruchu. Nie było to możliwe, ze względu na brak ujednoliconej propozycji postępowania zachowawczego. Powstały w 2016 roku protokół PHT wymaga potwierdzenia jego skuteczności z perspektywy prezentowanych aspektów biomechanicznych wśród osób ze zdiagnozowanym FAI. Biomechaniczny stan narządu ruchu świadczy o zdrowiu funkcjonalnym, określa ryzyko powstawania kompensacji oraz decyduje o możliwości podjęcia lub kontynuowania danej aktywności fizycznej. Dobór badanej grupy pod względem podobnego poziomu sprawności fizycznej minimalizuje różnice w prezentowanych aktywnościach. Ponadto wybór osób, narażonych na zwiększone obciążenia narządu ruchu (biegacze) pozwoli bardziej uwydatnić możliwe niekorzystne skutki konfliktu panewkowo-udowego u tych osób, z powodu znacznie wyraźniejszych jego długofalowych skutków.

1.7. Cel pracy

Celem pracy było wykazanie wpływu leczenia zachowawczego na narząd ruchu, prowadzonego według protokołu autorskich ćwiczeń terapeutycznych, wśród osób ze zmianą morfologiczną stawów biodrowych o charakterze konfliktu panewkowo-udowego, rekreacyjnie uprawiających biegi długodystansowe. Układem odniesienia dla uzyskanych przez biegaczy wyników, były analogiczne rezultaty grupy kontrolnej,

zrekrutowanej z osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe, charakteryzujących się brakiem zmian patologicznych w stawach biodrowych. Porównań uzyskanych rezultatów w obu badanych grupach dokonano za pomocą wybranych cech morfologii stawu biodrowego w obrazie rentgenografii medycznej, zmiennych biomechanicznych i wskaźników oceny funkcjonalnej.

1.7.1. *Pytania i hipotezy i badawcze*

Realizację celu pracy oparto o następujące pytania badawcze:

- czy występują różnice między wartościami wybranych cech morfologii stawu biodrowego w obrazie rentgenografii medycznej, zmiennych biomechanicznych i wskaźników oceny funkcjonalnej układu ruchu zmierzonych u biegaczy z FAI w porównaniu do biegaczy zdrowych przed przeprowadzeniem protokołu usprawniania?,
- czy występują różnice między wartościami wybranych cech morfologii stawu biodrowego w obrazie rentgenografii medycznej, zmiennych biomechanicznych i wskaźników oceny funkcjonalnej układu ruchu zmierzonych u biegaczy z FAI w porównaniu do biegaczy zdrowych po przeprowadzeniu protokołu usprawniania?,
- czy wartości wybranych cech morfologii stawu biodrowego w obrazie rentgenografii medycznej, zmiennych biomechanicznych i wskaźników oceny funkcjonalnej układu ruchu biegaczy z FAI oraz biegaczy zdrowych wykazują różnice pomiędzy badaniem wstępnym i kontrolnym, po przeprowadzeniu protokołu usprawniania?

Postawione pytania badawcze pozwoliły na sformułowanie następujących hipotez badawczych:

- wartości wybranych cech morfologii stawu biodrowego w obrazie rentgenografii medycznej, zmiennych biomechanicznych i wskaźników oceny funkcjonalnej układu ruchu biegaczy z FAI, różnią się, w porównaniu do biegaczy zdrowych przed przeprowadzeniem protokołu usprawniania,
- wartości wybranych cech morfologii stawu biodrowego w obrazie rentgenografii medycznej, zmiennych biomechanicznych i wskaźników oceny funkcjonalnej układu ruchu biegaczy z FAI, nie różnią się zasadniczo, w porównaniu do biegaczy zdrowych

po przeprowadzeniu protokołu usprawniania,

- wartości wybranych cech morfologii stawu biodrowego w obrazie rentgenografii medycznej, zmiennych biomechanicznych i wskaźników oceny funkcjonalnej układu ruchu biegaczy z FAI oraz biegaczy zdrowych, różnią między sobą w porównaniach obu przeprowadzonych badań.

2. Materiał i metody badań

2.1. Charakterystyka badanych osób

W badaniach wzięło udział 44 mężczyzn w wieku od 30 do 50 lat, regularnie, rekreacyjnie uprawiających biegi długodystansowe. Tygodniowy dystans przebiegany przez osoby badane wynosił od 20 do 100 kilometrów (średnio $45,2 \pm 23,9$ km). Badani byli członkami amatorskich grup biegowych, funkcjonujących na terenie Krakowa (tabela 2.1.).

Tabela 2.1. Charakterystyka badanych osób

Zmienna	Grupa FAI n=22	Grupa n-FAI n=22
Wiek [lata]	$38,55 \pm 7,45$	$36,36 \pm 6,31$
Masa ciała [kg]	$79,69 \pm 11,81$	$74,84 \pm 9,23$
Wysokość ciała [m]	$1,78 \pm 0,05$	$1,76 \pm 0,05$
BMI [kgm^{-2}]	$22,38 \pm 2,85$	$21,23 \pm 2,21$
Tygodniowa liczba kilometrów [km]	$49,21 \pm 28,44$	$46,26 \pm 26,28$
Max. treningowa prędkość biegu [ms^{-1}]	$3,54 \pm 0,21$	$3,82 \pm 0,26$
Min. treningowa prędkość biegu [ms^{-1}]	$2,86 \pm 0,16$	$3,08 \pm 0,19$

2.2. Czas i miejsce badań

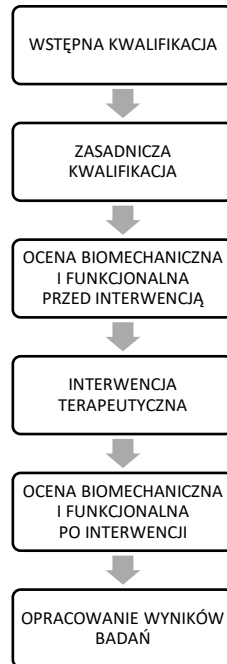
Diagnostykę kliniczną, pomiary biomechaniczne i funkcjonalne, oraz konsultacje indywidualne przeprowadzono w Pracowni Biokinetyki Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie. Diagnostykę obrazową RTG przeprowadzono w Centrum Medycznym iMED24 w Krakowie pod nadzorem lekarza, specjalisty radiologa.

Badania zostały przeprowadzone dwukrotnie. Pierwsze pomiary przeprowadzono przed rozpoczęciem interwencji terapeutycznej na przełomie 2019 i 2020 roku (styczeń – grudzień). Kontrolne pomiary przeprowadzono po zakończonej interwencji terapeutycznej w sierpniu i wrześniu 2020r. Interwencja terapeutyczna trwała 6 miesięcy, od lutego do lipca 2020 r.

2.3. Metody badań

2.3.1. Charakterystyka schematu etapów badań

Metoda badań rozplanowana została w 6 następujących po sobie chronologicznie etapach badań (ryc. 2.1).



Ryc. 2.1. Schemat prowadzenia badań

2.3.1.1. Wstępna kwalifikacja badanych do projektu

Wstępnej kwalifikacji biegaczy do badań dokonano za pomocą specjalnie do tego celu przygotowanego kwestionariusza ankiety. Ankieta stworzona została według poniższych kryteriów włączenia i wyłączenia (52).

Kryteria włączenia do badania były następujące (52):

- wiek 30-50 lat,
- wyrażenie pisemnej zgody na udział w projekcie badawczym,
- deklaracja zdolności do pełnego uczestnictwa przez cały czas trwania projektu badawczego,
- czynny trening biegowy o charakterze długodystansowym, wykonywany, co najmniej 3 razy w tygodniu po 45 minut.

Kryteria wyłączenia z badań były następujące (52):

- występowanie wcześniejszych patologii stawu biodrowego, takich jak: choroba Perthesa, młodzieńcze złuszczenie głowy kości udowej lub jałowa martwica głowy kości udowej,
- przebyty uraz stawu biodrowego, taki jak: złamanie panewki stawu biodrowego lub głowy kości udowej, zwichnięcie stawu biodrowego,
- zdiagnozowana osteoartroza powyżej 1 stopnia w skali Tönnis (68) lub zmniejszenie górnego wymiaru szpary stawowej poniżej 2 mm w projekcji A-P,
- choroby psychiczne lub skłonność do nadużywania leków,
- inne schorzenia ogólne, w tym choroby narządu ruchu mogące wpływać na lokomocję i stan zdrowia badanych.

2.3.1.2. Zasadnicza kwalifikacja badanych do projektu

Zasadniczej, celowej kwalifikacji badanych do projektu dokonano za pomocą diagnostyki konfliktu panewkowo-udowego. Celem zasadniczej kwalifikacji było stworzenie dwóch grup badawczych. Do pierwszej grupy (FAI) zakwalifikowani zostali biegacze spełniający kryterium włączania do grupy z konfliktem panewkowo-udowym. Do drugiej grupy (n-FAI) zakwalifikowani zostali biegacze spełniający kryterium włączania do grupy bez zmian morfologicznych stawów biodrowych.

Diagnostykę konfliktu panewkowo-udowego wykonano za pomocą badania obrazowego RTG stawów biodrowych w projekcji A-P i osiowej z wyznaczeniem kąta alfa oraz beta (33). Kryterium włączania do grupy FAI był wyznaczony w badaniu RTG kąt alfa $>55^\circ$ (*cam-FAI*) i/lub kąt beta $<30^\circ$ (*pincer-FAI*) w jednym lub obu stawach biodrowych (33). Kryterium włączania do grupy n-FAI był kąt alfa $<55^\circ$ i/lub kąt beta $>30^\circ$ i $<70^\circ$ w przynajmniej jednym stawie biodrowym (tabela 2.1) (33). Celowego doboru konkretnych osób do grup dokonano bez przekazania badanym informacji o kwalifikacji do określonej grupy (próba zaślepienia).

2.3.1.3. Ocena rentgenograficzna, biomechaniczna i funkcjonalna układu ruchu

Na wstępie badani poddani zostali diagnostyce obrazowej przy użyciu rentgenografii medycznej. Wykonane zostało obrazowanie obu stawów biodrowych w pozycji AP oraz osiowej. Lekarza specjalista radiolog wykonał opis rentgenogramów zawierający następujące cechy morfologii stawu biodrowego: szerokość szpary stawowej stawu biodrowego bocznie i środkowo z dokładnością do 0,5 mm, odstęp OS

z dokładnością do 0,5 mm, kąt alfa, beta oraz kąt Wiberga w stawie biodrowym z dokładnością do 1°.

Badanym wykonano podstawowe pomiary antropometryczne. Pomiaru wysokości ciała i długości kończyn dolnych dokonano za pomocą antropometru z dokładnością do 0,005 m. Pomiaru masy ciała dokonano za pomocą wagi elektrycznej z dokładnością do 0,01 kg.

W następnej kolejności za pomocą elektronicznego goniometru marki BOSCH z dokładnością do 1° dokonano pomiarów czynnych zakresów ruchu ROM w stawach biodrowych. Przyjęcie pozycji wyjściowych przed pomiarem, sposób ułożenia goniometru oraz procedura wykonania pomiaru została przeprowadzona według standardów dla badania ortopedycznego. Osoba badana siedziała na krawędzi stołu badawczego, z podudziem kończyny badanej zwieszonym poza leżanką, tak, aby kolano i staw biodrowy tworzyły kąt prosty. W czasie badania konieczne było uniknięcie ruchów kompensacyjnych sąsiednich segmentów ciała (69). Dla osób w wieku od 30 do 60 lat wartości referencyjne zakresów ruchów w stawie biodrowym w poszczególnych płaszczyznach określono za pomocą wartości normatywnych: S 15°- 0°- 125°, F 40° – 0° – 30°, R 35° – 0° – 35° (69). Podczas pomiaru ruchów czynnych testowane były wszystkie okoliczne struktury odpowiedzialne za dany ruch oraz wymagana była stabilizacja, aby nie dochodziło do kompensacji ze strony innych odcinków ciała.

Kolejnym elementem procedury badawczej była ocena funkcjonalna narządu ruchu badanych. Wykorzystano w niej: *Test Functional Movement Screen* (FMS) (jakościowej oceny wzorców ruchowych) oraz *Y-Balance Test* (pomiar równowagi dynamicznej).

Test FMS składa się z 7 podstawowych testów oceniających funkcjonalne wzorce ruchowe człowieka. Są to: głęboki przysiad (deep squat), przejście przez płotek (hurdle step), wypad w lini (in-line lunge), ruchomość obręczy barkowej (shoulder mobility), aktywny wyprost kończyny dolnej (active straight leg raise), ugięcie ramion w podporze (trunk stability push-up), stabilność rotacyjna tułowia (rotational stability).

Do przeprowadzenia testu wykorzystano specjalny standaryzowany przyrząd pomiarowy składający się z podstawy (5 × 15 × 150 cm), drążka, dwóch poprzeczek oraz gumy. Testy te oceniły mobilność w stawach, elastyczność mięśni, stabilizację, koordynację i umiejętność zachowania równowagi (70).

Na potrzeby niniejszych badań do analizy wybrano sześć prób testu: FMS1, FMS2, FMS3, FMS 5, FMS 7, bezpośrednio związanych z mechaniką stawu

biodrowego oraz wynik globalny testu FMS.

W ramach każdego z elementów składowych testu, osoba badana wykonała po trzy próby. Do analizy został wybrany najlepszy wynik. Obserwacji ruchu badanego dokonano w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, a każdy z wyżej wymienionych testów oceniany był w skali od 0 do 3, gdzie (71):

- 3 pkt przyznawano w przypadku prawidłowo wykonanego testu bez wzorców kompensacyjnych,
- 2 pkt przyznawano za wykonanie prawidłowo testu, jednak z występującymi wzorcami kompensacyjnymi,
- 1 pkt oznaczał niemożność wykonania testu,
- 0 pkt przyznano, gdy w trakcie wykonywania testu wystąpił ból, uniemożliwiający wykonanie testu.

Zastosowany w pomiarach *Y-Balance Test* jest modyfikacją testu „gwiazdy” (ang. *Star Excursion Balance Test* - SEBT). Test ten posłużył do pomiaru funkcjonalnej stabilności posturalnej i zdolności utrzymania równowagi w warunkach dynamicznych.

Do pomiarów użyto specjalnie skonstruowanego przyrządu *Y-Balance Test Kit* (72). Urządzenie to składało się z centralnej plastikowej płytki oraz trzech, przymocowanych do niej rur, usytuowanych w kierunku przednim, tylnoprzyśrodkowym i tylnobocznym. Kąt utworzony między przednią rurą a tylnymi rurami wynosił 135° , natomiast między obiema tylnymi rurami wynosił 90° . Na każdej z rur zaznaczona była miara centymetrowa z dokładnością do 0,005 m (73).

Badani, podczas stania jednonóż w centralnym miejscu głównego podestu przyrządu mieli za zadanie przesunąć jak najdalej wskaźnik kończyną dolną przeciwną do badanej, podporowej, w trzech kierunkach: przednim (anterior), tylnoprzyśrodkowym (posteriomedial) i tylnobocznym (posteriolateral) (73).

Kolejnym etapem badań był pomiar rozkładu obciążenia na stopach z wykorzystaniem platformy podobarograficznej.

Użyta w badaniach biegu platforma FOOTSCAN 7.111 (*RSscan International NV*) umożliwiła pomiar rozkładu nacisku, który wywierają stopy na podłoże w pozycji statycznej oraz podczas lokomocji. Zawierała ona 8192 czujniki siły reakcji podłoża zamontowanych na płycie o wymiarach 1068 mm x 418 mm x 12 mm (aktywna powierzchnia sensoryczna - 975 mm x 325 mm) i umożliwiała pomiar z wysoką częstotliwością sięgającą 500 Hz.

W celu kalibracji platformy wykonano pomiar w pozycji statycznej (swobodne stanie). Wyniki z próby statycznej nie zostały wykorzystane w pracy. W trakcie badania uzyskano parametry obrazujące rozkład nacisku w poszczególnych strefach stóp oraz trajektorię rozkładu sił w czasie kontaktu stóp z podłożem podczas biegu, eksponując indywidualny dla każdego z biegaczy schemat ruchu z prędkością techniczną. Pomiaru w warunkach dynamicznych dokonano bez obuwia w trakcie biegu na ścieżce o długości 20 m, pośrodku której znajdowała się platforma skanująca nacisk stopy na podłoże. Wybór biegu bez obuwia podyktowany był praktyczną potrzebą uniknięcia wpływu obuwia sportowego na stereotyp obciążania stóp, który mógłby prowadzić do nieprawidłowego wnioskowania. Zapisu dokonano 10-krotnie dla każdej z obu stóp podczas biegu (łącznie 20 kroków biegowych dla obu kończyn). Wielokrotność wykonanych prób pozwoliła na wyznaczenie średniego stereotypu obciążania stopy, co umożliwiło rzetelne oddanie charakteru parametrów biegu w warunkach treningowych (74).

W analizie wykorzystane zostały zmienne charakteryzujące obciążanie poszczególnych stref stóp, takie jak *Max F* (maksymalna wartość ciśnienia standaryzowanego względem masy ciała w strefie anatomicznej stopy, wyrażone w $[Ncm^{-2}kg^{-1}]$) oraz *Impulse* (wartość impulsu siły (popędu siły) w przeliczeniu na cm^2 powierzchni, standaryzowanego względem masy ciała w strefie anatomicznej stopy, wyrażone w $[Nscm^{-2}kg^{-1}]$). Ponieważ wyniki z platformy podobarograficznej zawierały jedynie wartości absolutne, charakteryzujące się znacznym rozrzutem ze względu na zróżnicowanie masy ciała badanych, dlatego dokonano standaryzacji zmiennych względem masy ciała, dzieląc wartość absolutną zmiennej przez masę ciała badanej osoby.

W kolejnym etapie eksperymentu dokonano pomiaru możliwości siłowych, pracy i mocy mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych z wykorzystaniem urządzenia BIODEX S4 (Biodex Medical Systems).

Pomiaru momentu siły, pracy i mocy w warunkach izokinetycznych wykonano dla dwóch prędkości kątowych: $60^{\circ}s^{-1}$ (15 powtórzeń pomiaru) oraz $180^{\circ}s^{-1}$ (15 powtórzeń) (75). Badanie wykonane zostało w pozycji siedzącej według wytycznych zawartych w instrukcji obsługi urządzenia.

2.3.1.4. *Interwencja terapeutyczna*

Autorski protokół ćwiczeń stworzony został w oparciu o zasady merytoryczne zaprezentowane w pracach Hernandez-Molina i wsp. (76), Loudon i wsp. (53), Griffin i wsp. (52) oraz Sahrman (51, 74, 75). Należały do nich:

- mobilizacja stawu biodrowego we wszystkich fizjologicznych płaszczyznach w bezbolesnym i bezpiecznym zakresie ruchu (indywidualnym dla każdego z uczestników eksperymentu),
- poprawa ślizgu powierzchni stawowej głowy kości udowej względem panewki stawu biodrowego w kierunku tylnym,
- centrowanie głowy kości udowej w panewce stawu biodrowego, za pomocą aktywnej pracy w pozycji lub pracy biernej z użyciem pomocy (pasek, koc),
- aktywna korekcja ustawienia miednicy względem kończyn dolnych,
- wzmacnianie tonicznej siły mięśni przez długie (3 minut) aktywne trwanie w skorygowanej pozycji.

Przestrzegano następujących zasad technicznych:

- nieskomplikowana technika ćwiczeń,
- konieczność posiadania jedynie prostych przyrządów (pasek, koc),
- możliwość wykonywania ćwiczeń samodzielnie bez każdorazowej pomocy terapeuty lub trenera,
- możliwość włączenia protokołu ćwiczeń w plan treningowy.

Interwencja terapeutyczna omówiona została na kilku spotkaniach z uczestnikami badań podzielonych na 5-osobowe grupy. Spotkania te poprzedziły okres samodzielnego regularnego wdrażania ćwiczeń między pierwszym a drugim badaniem. Spotkania miały charakter treningów, na których uczestnikom prezentowano protokół ćwiczeń. Prowadzący dokładnie zademonstrował i omówił ćwiczenia, uwzględniając indywidualne ograniczenia i możliwości uczestników. Protokół obejmował dziesięć ćwiczeń głównych. Każda pozycja zawierała trzy warianty wykonania, stopniowane według poziomu trudności. Protokół zawierał także dwa ćwiczenia dodatkowe, które uczestnicy mogli wykonywać w ramach przygotowania do części zasadniczej, pomiędzy głównymi ćwiczeniami lub na zakończenie treningu. Przykładowe fotografie ćwiczeń zawarto w aneksie niniejszej pracy (Aneks str. 161).

Badani byli zobligowani do wykonywania kolejnych ćwiczeń przez 3 minuty (aktywna praca w pozycji) tak, aby pełna jednostka treningowa trwała nie mniej niż 30

minut i była powtarzana co najmniej 3 razy w tygodniu (z przerwą jednodniową). Jednostka treningowa układana była samodzielnie przez uczestnika według następujących wytycznych:

- każde ćwiczenie miało być regularnie włączane do jednostek treningowych (żadne nie może zostać pominięte),
- nieznacznie większy udział czasowy przeznaczony mógł być na ćwiczenia, które wymagają większej pracy od uczestnika (co zostało uzgodnione z zespołem badawczym),
- kolejność wykonywanych ćwiczeń była zgodna z ich numeracją w protokole, co oznaczało dobieranie ćwiczeń w pojedynczej serii treningowej zgodnie ze wzrostem ich numeracji (od 1 do 10),
- uczestnik wybierał maksymalny dostępny dla siebie poziom ćwiczenia tak, aby pozycja była dla niego wygodna, a zarazem wymagająca.

Etap interwencji terapeutycznej obejmował 6 miesięcy, w trakcie których uczestnicy prowadzili dziennik uczestnika projektu, w którym zapisywali odbyte treningi, wykonane ćwiczenia, czas trwania jednostki oraz uwagi. Uczestnicy brali udział w cotygodniowych konsultacjach, w trakcie których prowadzący udzielał uczestnikom porad, związanych z samodzielną pracą oraz korygował błędy dotyczące indywidualnej techniki ćwiczeń.

2.4. *Statystyczne opracowanie wyników badań*

Opracowanie statystyczne wykonano przy użyciu programu STATISTICA v.12. W zależności od rozkładu wyników indywidualnych ocenianej zmiennej, dane statystyki opisowej przedstawione zostały w postaci średnich (\bar{x}) oraz odchyłeń standardowych (s) (rozkład normalny) lub mediany (Me) i odchylenia ćwiartkowego (Q) (brak rozkładu normalnego). W zakresie analizowanych zmiennych przedstawiony został również współczynnik zmienności (V) oraz minimalne (Min.) i maksymalne (Max.) wartości zmiennych.

Normalność rozkładu zmiennych sprawdzono testem Shapiro-Wilka. W celu oceny istotności różnic badanych zmiennych w obrębie porównań międzygrupowych zastosowano jednoczynnikową analizę wariancji ANOVA (test F), z weryfikacją za pomocą testu post hoc Tukeya, lub w przypadku braku normalnego rozkładu wyników,

nieparametryczny test Kruskala-Wallisa oraz weryfikację testem post hoc Dunna (test Bonferroniego).

W celu oceny istotności różnic badanych zmiennych w obrębie porównań wewnątrzgrupowych w pierwszym i drugim badaniu zastosowano test t-Studenta lub w przypadku braku normalnego rozkładu wyników, nieparametryczny test Wilcoxa. Różnice uznawano za statystycznie istotne, jeżeli poziom prawdopodobieństwa testowego był niższy od założonego poziomu istotności ($p \leq 0,05$).

3. Wyniki

3.1. Budowa stawów biodrowych w ocenie rentgenografii medycznej w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

3.1.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich wartości wskaźników budowy stawów biodrowych w obrazie rentgenowskim RTG przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.1 zamieszczono wyniki testowania normalności rozkładu wartości zmiennych budowy stawu biodrowego w obrazie rentgenowskim RTG w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E1F; E2F) i niezajętej (E1NF; E2NF), oraz w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C1R; C2R) i lewej (C1L; C2L) przed i po interwencji.

Tabela 3.1. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro–Wilka) szerokości szpary stawowej bocznie JSW_M [mm] i środkowo JSW_C [mm], odstępów OS INSPACE [mm] oraz kątów alfa A_ANG [°], beta B_ANG [°] i kąta Wiberga W_ANG [°] w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

Zmienna /Grupa	JSW_M [mm]	JSW_C [mm]	INSPACE [mm]	A_ANG [°]	B_ANG [°]	W_ANG [°]
E1F	0,0101	0,0067	0,0054	0,3333*	0,2058*	0,6776*
E1NF	0,0167	0,0049	0,1240*	0,7777*	0,1455*	0,8075*
E2F	0,0078	0,0019	0,4979*	0,4242*	0,8490*	0,8009*
E2NF	0,0183	0,0053	0,4146*	0,1997*	0,7203*	0,5629*
C1R	0,0003	0,0000	0,2063*	0,5282*	0,9865*	0,0533*
C1L	0,0125	0,0049	0,2715*	0,1670*	0,8159*	0,5043*
C2R	0,0007	0,0000	0,2054*	0,1105*	0,1710*	0,1603*
C2L	0,0082	0,0147	0,3914*	0,5609*	0,8710*	0,5823*

Analizując wartości wyników poziomu istotności odnotowanych w teście W Shapiro–Wilka, dotyczących szerokości szpary stawowej bocznie JSW_M i środkowo JSW_C w pomiarze przed i po interwencji stwierdzono, że wszystkie analizowane zmienne charakteryzowały się brakiem rozkładu normalnego ($p < 0,05$). Ponadto wartości zmiennej odstępów OS INSPACE w grupie E1F wykazały brak normalnego rozkładu wyników. Pozostałe zmienne wykazywały normalny rozkład wyników indywidualnych w grupach.

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

wszystkich zmiennych o rozkładzie normalnym odnotowano brak podstaw do odrzucenia hipotezy o równości wariancji.

3.1.2. Podstawowe miary statystyczne budowy stawów biodrowych w obrazie rentgenowskim RTG przed i po interwencji

W tabeli 3.2 zamieszczono podstawowe miary statystyczne szerokości szpary stawowej bocznie JSW_M i środkowo JSW_C, oraz odstępu OS INSPACE w pomiarze przed i po interwencji.

Tabela 3.2. Podstawowe miary statystyczne szerokości szpary stawowej bocznie JSW_M [mm] i środkowo JSW_C [mm], oraz odstępu OS INSPACE [mm] przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x} [mm]	SD [mm]	Me [mm]	Q [mm]	Min. [mm]	Max. [mm]	V [%]
JSW_M E1F	5,4	1,26	5,5	3,00	2,0	8,0	23
JSW_M E2F	5,5	1,19	5,5	3,00	2,0	8,0	22
JSW_M E1NF	5,3	0,91	5,0	2,00	3,0	7,0	17
JSW_M E2NF	5,4	0,84	5,0	1,75	3,5	7,0	16
JSW_M C1L	5,0	0,55	5,0	1,00	4,0	6,0	11
JSW_M C2L	5,1	0,59	5,0	1,00	4,0	6,0	12
JSW_M C1R	5,2	0,75	5,0	1,50	4,0	7,0	14
JSW_M C2R	5,2	0,77	5,0	1,50	4,0	7,0	15
JSW_C E1F	4,4	0,79	4,0	1,50	3,0	6,0	18
JSW_C E2F	4,4	0,66	4,0	1,50	3,0	6,0	15
JSW_C E1NF	4,3	0,77	4,0	1,50	3,0	6,0	18
JSW_C E2NF	4,4	0,79	4,0	1,50	3,0	6,0	18
JSW_C C1L	3,7	0,45	4,0	0,50	3,0	4,0	12
JSW_C C2L	3,7	0,45	4,0	0,50	3,0	4,0	12
JSW_C C1R	3,9	0,71	4,0	1,00	3,0	5,0	18
JSW_C C2R	4,0	0,78	4,0	1,50	3,0	6,0	19
INSPACE E1F	3,8	3,51	3,0	7,50	-1,0	14,0	94
INSPACE E2F	4,5	3,55	3,8	7,50	-1,0	14,0	78
INSPACE E1NF	5,9	3,03	5,0	4,75	1,5	11,0	51
INSPACE E2NF	6,3	2,87	6,5	4,50	2,0	11,0	45
INSPACE C1L	9,3	2,98	9,0	5,00	4,0	14,0	32
INSPACE C2L	9,0	2,56	8,8	4,00	5,0	13,0	28
INSPACE C1R	7,5	3,28	7,5	5,50	2,0	13,0	44
INSPACE C2R	7,5	3,05	8,0	5,50	2,0	13,0	40

W tabeli 3.3 zamieszczono podstawowe miary statystyczne kątów alfa A_ANG i beta B_ANG oraz kąta Wiberga W_ANG w pomiarze przed i po interwencji.

Tabela 3.3. Podstawowe miary statystyczne kątów alfa A_ANG [°] i beta B_ANG [°] oraz kąta Wiberga W_ANG [°] przed i po interwencji

Zmienna	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
Grupa	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[%]
A_ANG E1F	56,8	8,23	58,5	17,00	42,0	76,0	14
A_ANG E2F	53,0	8,15	51,0	14,00	40,0	68,0	15
A_ANG E1NF	50,4	7,23	49,5	13,50	35,0	62,0	14
A_ANG E2NF	50,2	6,31	50,5	10,00	39,0	59,0	13
A_ANG C1L	43,7	4,79	44,0	11,50	31,0	54,0	11
A_ANG C2L	43,7	4,76	43,5	10,00	36,0	56,0	11
A_ANG C1R	43,3	5,68	45,0	11,50	29,0	52,0	13
A_ANG C2R	43,6	4,79	44,5	9,00	35,0	53,0	11
B_ANG E1F	20,8	14,32	21,5	31,00	-2,0	60,0	69
B_ANG E2F	27,1	12,38	27,0	22,00	6,0	50,0	46
B_ANG E1NF	32,0	16,38	30,0	33,00	7,0	73,0	51
B_ANG E2NF	31,2	11,82	32,5	25,50	10,0	61,0	38
B_ANG C1L	39,3	8,98	39,5	17,00	22,0	56,0	23
B_ANGC2L	41,2	8,86	42,0	16,00	27,0	59,0	22
B_ANG C1R	44,6	8,49	44,5	18,00	24,0	60,0	19
B_ANG C2R	44,8	11,19	45,5	22,50	26,0	71,0	25
W_ANG E1F	32,1	7,42	32,0	16,00	18,0	50,0	23
W_ANG E2F	32,8	8,03	32,5	16,00	18,0	50,0	24
W_ANG E1NF	30,8	5,56	31,0	11,00	18,0	40,0	18
W_ANG E2NF	31,8	5,47	32,5	11,50	18,0	41,0	17
W_ANG C1L	34,4	5,09	35,5	8,00	25,0	41,0	15
W_ANG C2L	34,6	5,10	36,0	9,00	24,0	42,0	15
W_ANG C1R	33,4	4,32	34,0	9,50	22,0	41,0	13
W_ANG C2R	33,9	4,55	33,5	10,00	22,0	42,0	13

3.1.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości wskaźników budowy stawów biodrowych w obrazie rentgenowskim RTG przed i po interwencji

W tabeli 3.4 zamieszczono wyniki analizy istotności różnic średnich wartości szerokości szpary stawowej bocznie JSW_M i środkowo JSW_C, odstępów OS INSPACE, kątów alfa A_ANG i beta B_ANG oraz kąta Wiberga W_ANG pomiędzy grupami przed i po interwencji.

Tabela 3.4. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich wartości szerokości szpary stawowej bocznie JSW_M i środkowo JSW_C, odstępów OS INSPACE, kątów alfa A_ANG i beta B_ANG oraz kąta Wiberga W_ANG we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	JSW_M [mm]	JSW_C [mm]	INSPACE [mm]	A_ANG [°]	B_ANG [°]	W_ANG [°]
E1F - E1NF	0,2755 ^D	1,0000 ^D	0,3241 ^D	0,0094**^T	0,0210*^T	0,1836 ^T
E1F - C1R		0,2652 ^D	0,0041***^D	0,0001****^T	0,0001****^T	
E1F - C1L		0,0133*^D	0,0000****^D	0,0001****^T	0,0002****^T	
E1NF - C1R		0,6470 ^D	0,8504 ^D	0,0036***^T	0,0064**^T	
E1NF - C1L		0,0475*^D	0,0192*^D	0,0067**^T	0,2195 ^T	
C1R - C1L		1,0000 ^D	0,8361 ^D	0,9970 ^T	0,4895 ^T	
E2F - E2NF	0,1926 ^D	1,0000 ^D	0,2088 ^T	0,4464 ^T	0,6091	0,4192 ^T
E2F - C2R		0,4313 ^D	0,0074**^T	0,0002****^T	0,0002****^T	
E2F - C2L		0,0037***^D	0,0002****^T	0,0002****^T	0,0005****^T	
E2NF - C2R		0,8361 ^D	0,5375 ^T	0,0039***^T	0,0008****^T	
E2NF - C2L		0,0115*^D	0,0204*^T	0,0045***^T	0,0204*^T	
C2R - C2L		0,6240 ^D	0,3739 ^T	1,0000 ^T	0,7095 ^T	

*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 ($p < 0,005$)

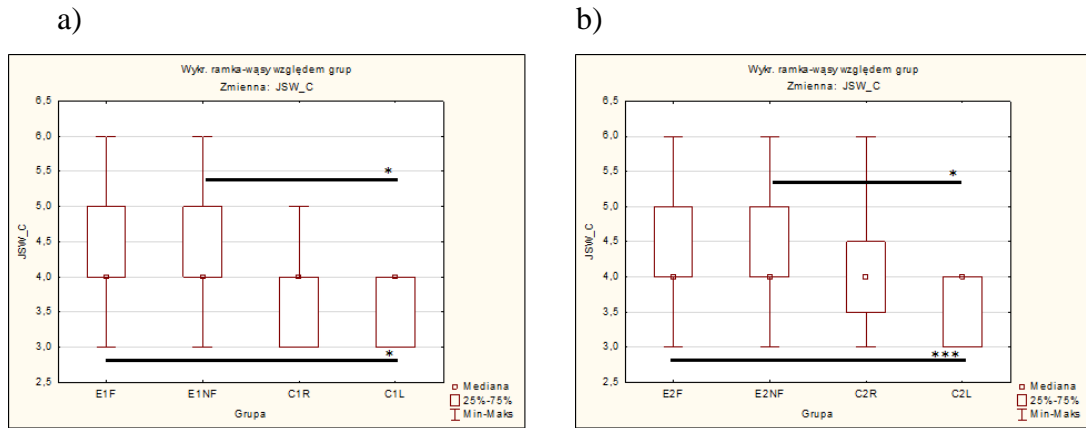
**** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post-hoc ($p < 0,001$)

^T ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Tukeya

^D ocena istotności różnic przeprowadzona testem post-hoc Dunna

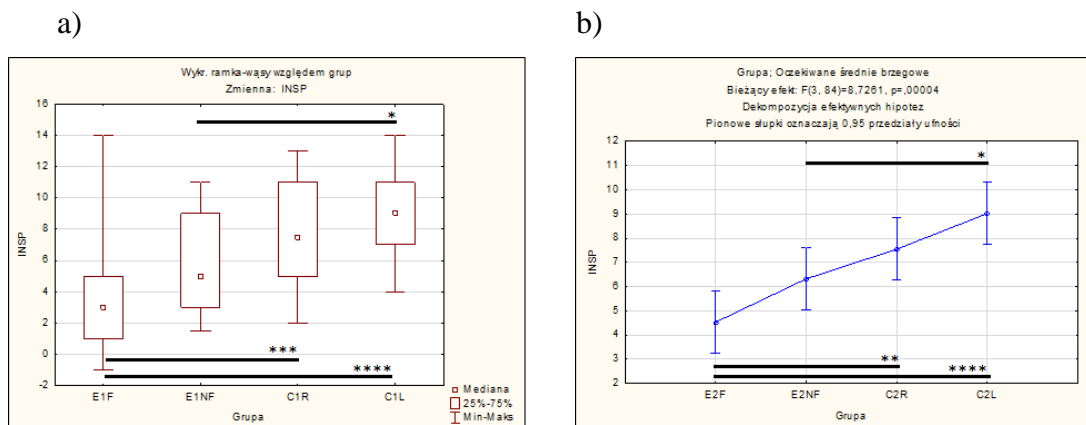
Analiza wariancji wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupami w wartościach szerokości szpary stawowej środkowo JSW_C, odstępów OS INSPACE oraz kątów alfa A_ANG i beta B_ANG zarówno w pomiarze przed jak i po interwencji.

Test post hoc wskazał, że wartości zmiennej JSW_C były istotnie wyższe w pomiarach dla kończyny zajętej i niezajętej w grupie eksperymentalnej w stosunku do kończyny lewej z grupy kontrolnej, odpowiednio o 6 i 4% ($p < 0,05$) przed interwencją. Po interwencji, wartości szerokości szpary stawowej środkowo w każdej grupie uległy zwiększeniu. Wzrost szerokości szpary stawowej środkowo JSW_C był jednak nieco wyższy w pomiarach dla kończyn z grupy kontrolnej, przez co tendencja do dysproporcji pomiędzy tą zmienną budowy stawu wzrosła do wartości odpowiednio o 7 i 6%.



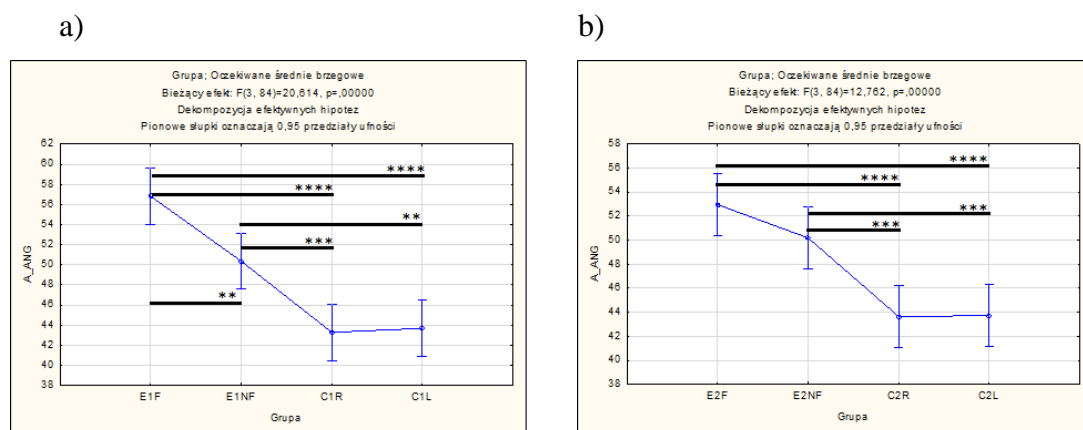
Ryc. 3.1. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szerokości szpary stawowej bocznie JSW_C pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)

W pomiarze przed interwencją wykazano niższe wartości odstępów OS INSPACE w pomiarach dla kończyn z grupy eksperymentalnej w stosunku do kończyn z grupy kontrolnej. Wartości zmiennej INSPACE w kończynie zajętej były o 50% niższe w stosunku do wartości zmierzonych w kończynie prawej i o 59% niższe w stosunku do wartości zmierzonych w kończynie lewej z grupy kontrolnej w badaniu przed interwencją ($P < 0,005$). Istotnie niższe wartości o 36% wykazano także w badaniu dla kończyny niezajętej w grupie eksperymentalnej w stosunku do kończyny lewej w grupie kontrolnej przed interwencją. Po interwencji zwiększeniu uległy wartości odstępów OS w pomiarach dla kończyn z grupy eksperymentalnej, natomiast w grupie kontrolnej nie zanotowano wzrostu. W związku z tym, tendencja do różnicy wartości pomiędzy grupą eksperymentalną i kontrolną pozostała, jednak wielkość dysproporcji zmalała do poziomu 30-40%.

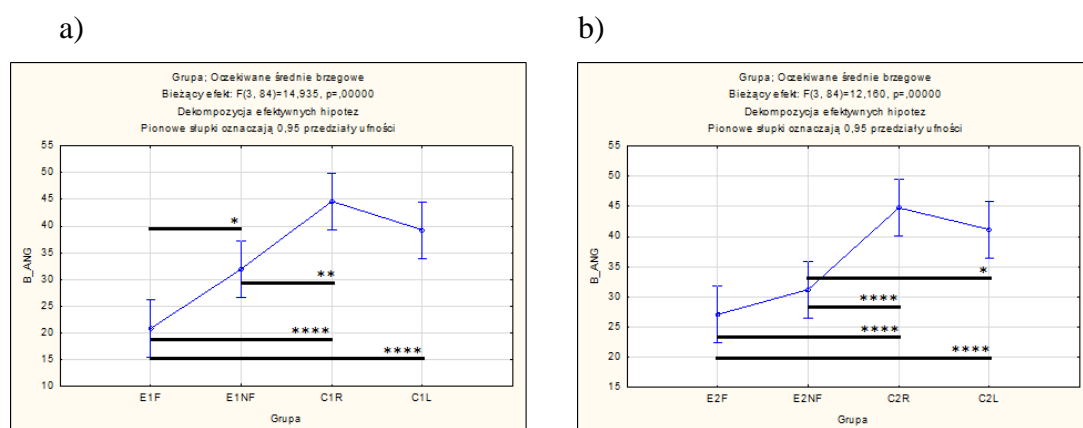


Ryc. 3.2. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości odstępów OS INSPACE pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)

Najistotniejsze różnice w obrazowaniu RTG pomiędzy grupami wykazano w zmiennych dotyczących kątów w stawie biodrowym. Wartości kąta alfa A_ANG i beta B_ANG stanowiły kryterium kwalifikacyjne do udziału w projekcie, z tego powodu różnice w pomiarze przed interwencją są oczywiste. Jednakże, na uwagę zasługuje fakt, że po interwencji wartości obu kątów w badanych kończynach w grupie kontrolnej oraz w kończynie niezajętej w grupie eksperymentalnej nie uległy istotnej zmianie. Zanotowano natomiast wyraźny spadek wartości kąta alfa A_ANG oraz wyraźny wzrost wartości kąta beta B_ANG w badaniu kończyny zajętej po interwencji. Różnica pomiędzy kończyną zajęta a pozostałymi kończynami w średnich wartościach kąta alfa A_ANG w badaniu przed interwencją wyniosła od 11 do 24%, a w badaniu po interwencji od 5 do 18% ($p < 0,001$). Różnica pomiędzy kończyną zajęta a pozostałymi kończynami w średnich wartościach kąta beta B_ANG w badaniu przed interwencją wyniosła od 53 do 114%, a w badaniu po interwencji od 15 do 65%.



Ryc. 3.3 Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości kąta alfa A_ANG pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)



Ryc. 3.4. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości kąta beta B_ANG pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)

3.1.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych wskaźników budowy stawów biodrowych w obrazie rentgenowskim RTG przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.5 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami uzyskanymi w teście równowagi dynamicznej YBT w badanych grupach przed i po interwencji.

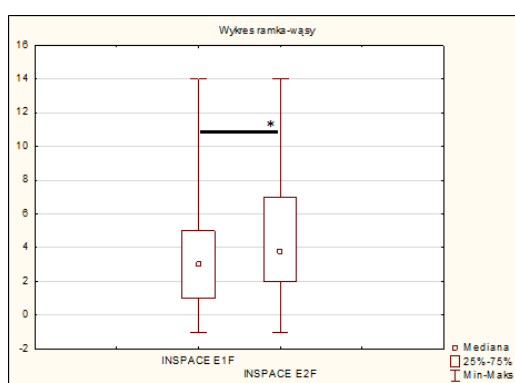
Tabela 3.5. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami szerokości szpary stawowej środkowo JSW_M i bocznie JSW_C, odstępów OS INSPACE, kątów alfa A_ANG i beta B_ANG oraz kąta Wiberga W_ANG dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	JSW_M [mm]	JSW_C [mm]	INSPACE [mm]	A_ANG [°]	B_ANG [°]	W_ANG [°]
E1F vs. E2F	0,3105 ^W	0,5930 ^W	0,0125 ^{*W}	0,0021 ^{***t}	0,0357 ^{*t}	0,3952 ^t
E1NF vs. E2NF	0,1730 ^W	0,3613 ^W	0,1397 ^t	0,8747 ^t	0,7946 ^t	0,0948 ^t
C1R vs. C2R	0,7893 ^W	0,2249 ^W	0,8330 ^t	0,5873 ^t	0,9493 ^t	0,1260 ^t
C1L vs. C2L	1,0000 ^W	1,0000 ^W	0,2037 ^t	0,9415 ^t	0,2263 ^t	0,1621 ^t

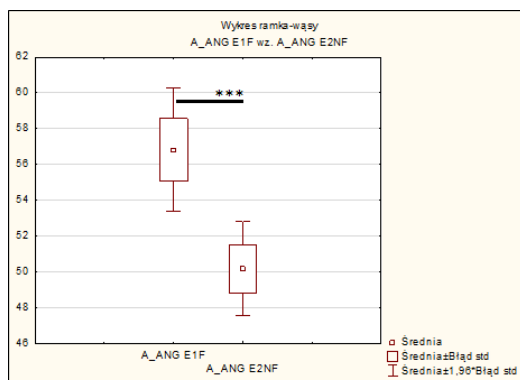
^t ocena istotności różnic przeprowadzona testem t-Studenta

^W ocena istotności różnic przeprowadzona testem Wicoxona

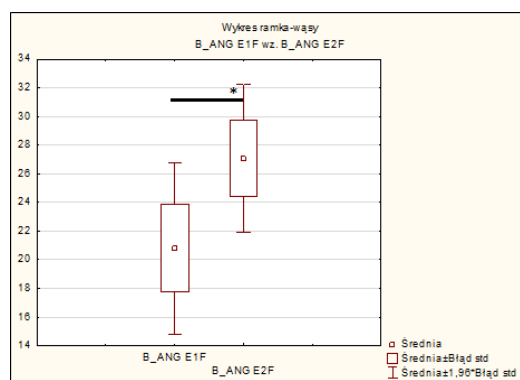
Istotne statystycznie różnice w zmiennych budowy stawów biodrowych pomiędzy interwencjami zanotowano jedynie w kończynie zajętej z grupy eksperymentalnej. Wykazano wzrost szerokości szpary stawowej środkowo JSW_C o 1% ($p < 0,05$), spadek wartości kąta alfa A_ANG o 7% ($p < 0,005$) oraz wzrost wartości kąta beta B_ANG o 23% ($p < 0,05$).



Ryc. 3.5. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości odstępów OS INSPACE dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji



Ryc. 3.6. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości kąta alfa A_ANG dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji



Ryc. 3.7. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości kąta beta B_ANG dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji

3.2. Zakresy ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN i zewnętrznej ROMEX w stawach biodrowych w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

3.2.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich wartości zakresów ruchu ROMIN i ROMEX przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.6 zamieszczono wyniki testowania normalności rozkładu wartości zakresów ruchów ROM w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E1F; E2F) i niezajętej (E1NF; E2NF), oraz w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C1R; C2R) i lewej (C1L; C2L) przed i po interwencji. Oceny normalności rozkładu dokonano za pomocą testu W Shapiro-Wilka.

Tabela 3.6. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro–Wilka) wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN [°] i rotacji zewnętrznej ROMEX [°] w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

Zmienna /Grupa	ROMIN [°]	ROMEX [°]
E1F	0,8754*	0,0441*
E1NF	0,4611*	0,1168*
E2F	0, 5193*	0,1252*
E2NF	0, 3628*	0,0856*
C1R	0, 4603*	0,8352*
C1L	0, 5826*	0,0963*
C2R	0, 5205*	0,9744*
C2L	0, 4620*	0,5706*

Wyniki testu Shapiro–Wilka wskazują, że nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy o normalnym rozkładzie wyników dla wszystkich analizowanych zmiennych ($p < 0,05$).

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

3.2.2. Podstawowe miary statystyczne zakresów ruchu rotacji ROM przed i po interwencji

W tabeli 3.7 zamieszczono podstawowe miary statystyczne zakresów zakresu rotacji wewnętrznej ROMIN i zakresu rotacji zewnętrznej ROMEX w pomiarze przed i po interwencji. Dla zmiennych, podano średnią arytmetyczną, odchylenie standardowe, wartość maksymalną i minimalną (\bar{x} ; SD; Max; Min), wartość mediany, odchylenia ćwiartkowego (Me; Q) oraz wartości współczynnika zmienności (V).

Tabela 3.7. Podstawowe miary statystyczne zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN [°] i zakresu rotacji zewnętrznej ROMEX [°] przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[%]
ROMIN E1F	26	6,6	26	5,0	14	41	26
ROMIN E2F	33	6,3	32	5,5	21	44	19
ROMIN E1NF	28	5,4	27	3,5	19	40	19
ROMIN E2NF	36	6,8	36	5,0	26	52	19
ROMIN C1R	32	7,8	33	6,5	18	47	24

Tabela 3.7. cd

ROMIN C2R	41	8,9	42	5,0	26	56	22
ROMIN C1L	31	6,5	32	4,5	19	42	21
ROMIN C2L	40	8,6	38	7,5	23	56	22
ROMEX E1F	30	8,0	29	6,0	19	47	27
ROMEX E2F	37	8,4	35	6,5	24	52	23
ROMEX E1NF	28	6,8	27	5,5	20	46	24
ROMEX E2NF	34	4,7	35	3,5	26	43	14
ROMEX C1R	29	5,5	29	3,5	20	42	19
ROMEX C2R	36	7,0	36	4,5	22	51	19
ROMEX C1L	30	7,0	29	5,0	20	46	23
ROMEX C2L	35	5,9	33	4,0	24	50	17

3.2.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN i rotacji zewnętrznej ROMEX przed i po interwencji

W tabeli 3.8 zamieszczono wyniki analizy istotności różnic średnich wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN i rotacji zewnętrznej ROMEX pomiędzy grupami przed i po interwencji.

Tabela 3.8. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN, rotacji zewnętrznej ROMEX, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	ROMIN [°]	ROMEX [°]
E1F - E1NF	0,5218 ^T	0,9062 ^D
E1F - C1R	0,0052*** ^T	
E1F - C1L	0,0292* ^T	
E1NF - C1R	0,1768 ^T	
E1NF - C1L	0,4656 ^T	
C1R - C1L	0,9338 ^T	
E2F - E2NF	0,7298 ^T	0,5643 ^T
E2F - C2R	0,0064*** ^T	
E2F - C2L	0,0249* ^T	
E2NF - C2R	0,1011 ^T	
E2NF - C2L	0,2558 ^T	
C2R - C2L	0,9658 ^T	

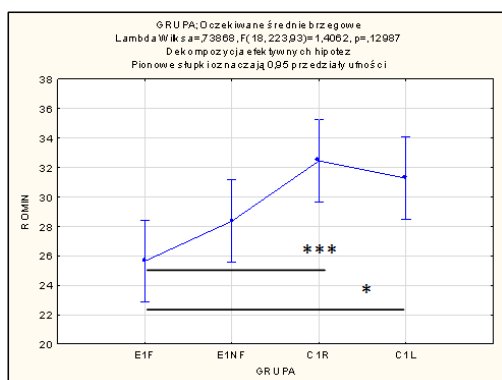
Analiza wariancji wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupami w wartościach zakresu ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN w pomiarze przed interwencją. Test post hoc wskazał, że zmienna ROMIN osiągała istotnie wyższe

wartości w grupie kontrolnej w stosunku do kończyny zajętej E1F odpowiednio o 5° (C1L) $p < 0,05$ i 6° (C1R) $p < 0,001$, co odpowiadało różnicy na poziomie 15-19%.

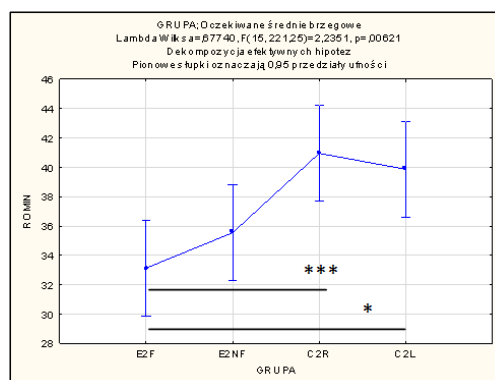
Podobne znamienne zależności zidentyfikowano w badaniu po interwencji, gdzie średnia wartość ROMIN w grupie E2F były istotnie niższe od wartości rotacji wewnętrznej w grupie kontrolnej, a różnice wynosiły odpowiednio o 7° (C1L) $p < 0,05$ i 8° (C1R) $p < 0,001$, co odpowiadało różnicy na poziomie 18-20%.

Ryciny 3.8a – 3.8b prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN, w których odnotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy zmiennymi w analizowanych grupach przed i po interwencji.

a)



b)



Ryc. 3.8. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)

Pozostałe zmienne charakteryzujące rotację wewnętrzną były wyższe w grupie kontrolnej w obu badaniach średnio od 2-5° w stosunku do kończyny niezajętej w grupie eksperymentalnej, lecz nie wykazały znamienych różnic na poziomie $p < 0,05$. Podobnie, nieco wyższe wartości ok. 2-3° w obu badaniach odnotowano w kończynie zajętej w stosunku do kończyny niezajętej. W obu badaniach różnice rotacji okazały się w tych porównaniach nieistotne statystycznie ($p < 0,05$).

Analiza wariancji wykazała brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy wszystkimi grupami w porównaniach średnich wartości zakresu ruchu rotacji zewnętrznej ROMEX, zarówno podczas pomiarów dokonanych przed, jak i po interwencji ($p < 0,05$). Wartości bezwzględne odnotowanych różnic zawierały się tu w granicach 1-2°.

3.2.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych zmiennych zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN oraz rotacji zewnętrznej ROMEX przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.9 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN oraz rotacji zewnętrznej ROMEX badanych grupach przed i po interwencji.

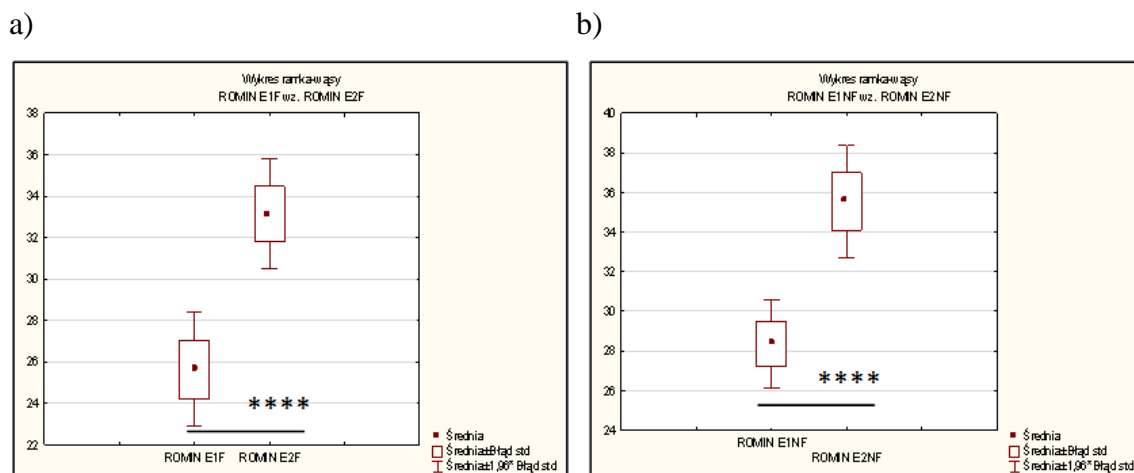
Tabela 3.9. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN oraz rotacji zewnętrznej ROMEX dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	ROMIN [°]	ROMEX [°]
E1F vs. E2F	0,0000**** t	0,0007*** W
E1NF vs. E2NF	0,0000**** t	0,0000**** t
C1R vs. C2R	0,0003*** t	0,0013** t
C1L vs. C2L	0,0001*** t	0,0170* t

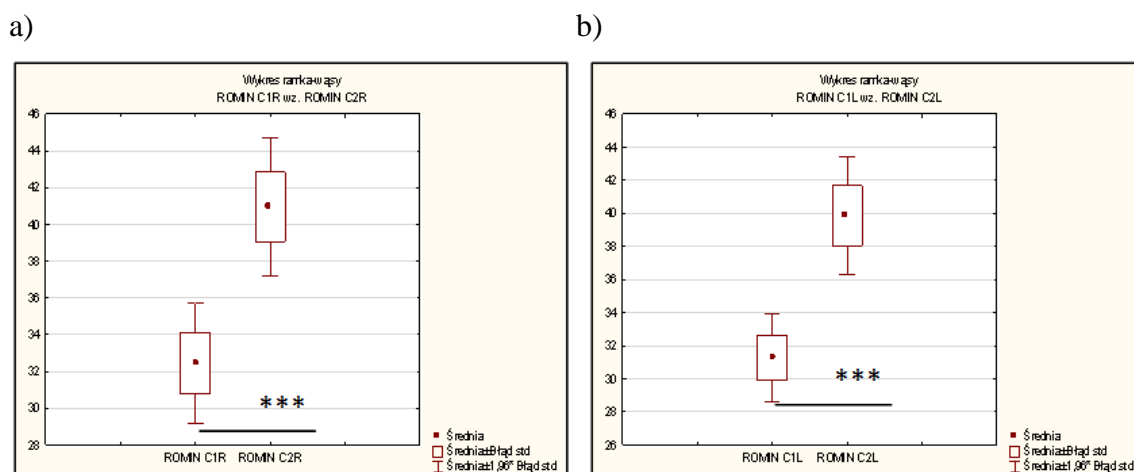
Przeprowadzona analiza istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi za pomocą testu t-Studenta dla zmiennych zależnych oraz testu Wilcoxon wskazuje, że wszystkie wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN oraz rotacji zewnętrznej ROMEX odnotowane w pierwszym badaniu różniły się istotnie statystycznie w stosunku do wyników badania drugiego, zarówno w grupie eksperymentalnej, jak i kontrolnej ($p < 0,05$). Należy zaznaczyć, że wszystkie uzyskane rezultaty drugiego badania były wyższe w stosunku do wyników badania przed interwencją.

Najwyższy istotny statystycznie przyrost zakresu rotacji wewnętrznej na poziomie 9° odnotowano dla kończyn prawej i lewej w grupie kontrolnej ($p < 0,005$), co odpowiadało przyrostowi odpowiednio o 26% i 27%.

Przyrosty rotacji dla kończyny niezajętej i zajętej w grupie eksperymentalnej były minimalnie mniejsze w wartościach bezwzględnych i lokowały się odpowiednio na poziomie 8° i 7° ($p < 0,001$). W odniesieniu do wartości wyjściowych rotacja wewnętrzna zwiększyła się odpowiednio o 29% (EF) i 25% (ENF) w grupie eksperymentalnej.



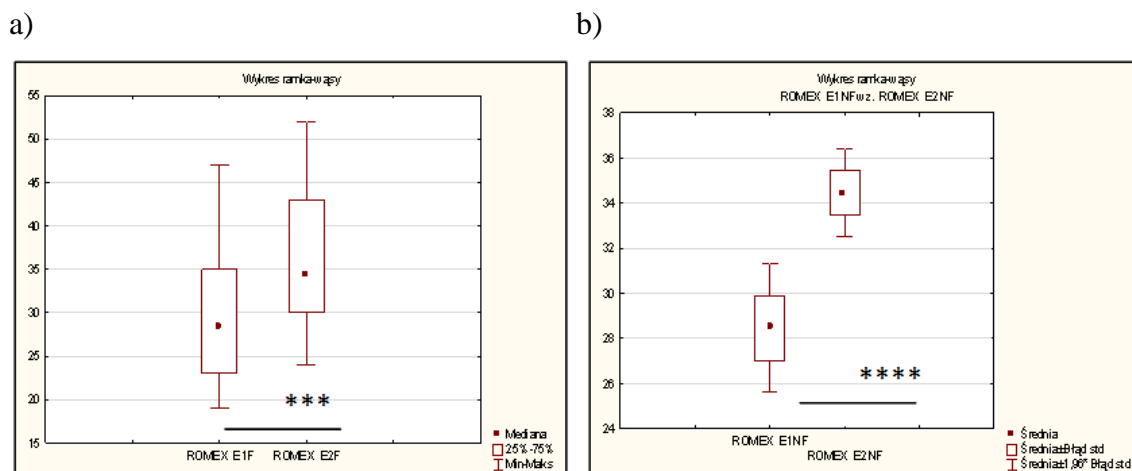
Ryc. 3.9. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN dla kończyny niezajętej (a) i zajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji



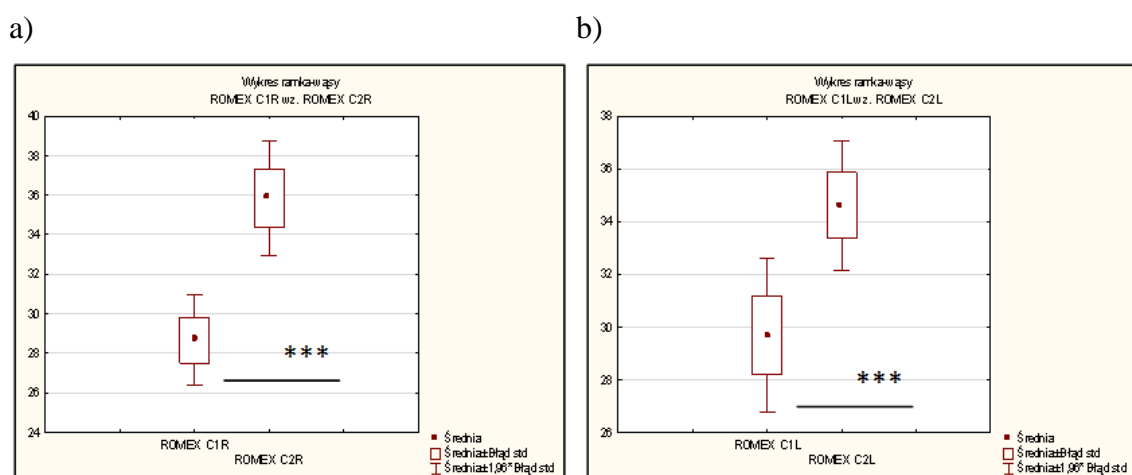
Ryc. 3.10. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN dla kończyny prawej (a) i lewej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

Analizując wyniki istotności statystycznej pomiędzy zmierzonymi zakresami rotacji zewnętrznej ROMEX należy stwierdzić, że najwyższe znamienne różnice odnotowano dla prawej kończyny w grupie kontrolnej ($p < 0,01$) oraz kończyny niezajętej w grupie eksperymentalnej ($p < 0,005$), gdzie średni przyrost wynosił 7° . Odpowiadało to przyrostowi względnemu ROM odpowiednio o ok. 25% i 22%.

W badaniu kontrolnym uzyskano znamienne wyższe rezultaty średnio o 7° dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej ($p < 0,001$) (przyrost o 21%) oraz dla kończyny lewej w grupie kontrolnej o 6° ($p < 0,05$), co odpowiadało przyrostowi o 17%.



Ryc. 3.11. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji zewnętrznej ROMEX dla kończyny niezajętej (a) i zajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji



Ryc. 3.12. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji zewnętrznej ROMEX dla kończyny prawej (a) i lewej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

3.3. Wyniki testu równowagi dynamicznej YBT w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

3.3.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich wartości wyników testu równowagi dynamicznej YBT przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.10. zamieszczono wyniki testowania normalności rozkładu wyników testów równowagi dynamicznej YBT w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E1F; E2F) i niezajętej (E1NF; E2NF), oraz w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C1R; C2R) i lewej (C1L; C2L) przed i po interwencji.

Tabela 3.10. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro–Wilka) wyników w teście równowagi dynamicznej YBT [%] w grupach eksperymentalnej i kontrolnej

Zmienna /Grupa	YBT1 [%]	YBT2 [%]	YBT3 [%]	YBTT [%]
E1F	0,1250*	0,1948*	0,5697*	0,5895*
E1NF	0,1576*	0,3413*	0,3444*	0,7221*
E2F	0,7709*	0,6952*	0,1900*	0,9522*
E2NF	0,1130*	0,1688*	0,4213*	0,0109
C1R	0,4181*	0,9878*	0,5062*	0,4854*
C1L	0,4451*	0,9649*	0,9189*	0,4897*
C2R	0,5463*	0,7760*	0,8653*	0,0520*
C2L	0,8717*	0,5241*	0,7038*	0,7449*

Analizując wartości wyników poziomu istotności odnotowanych w teście W Shapiro–Wilka, dotyczących wyników testu Y-Balance w pomiarze przed i po interwencji stwierdzono, że spośród wszystkich analizowanych zmiennych jedynie zmienna YBTT w grupie E2NF charakteryzowała się brakiem rozkładu normalnego ($p < 0,05$). Pozostałe zmienne wykazywały normalny rozkład wyników indywidualnych w grupach.

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

3.3.2. Podstawowe miary statystyczne wyników testów równowagi dynamicznej YBT przed i po interwencji

W tabeli 3.11 zamieszczono podstawowe miary statystyczne wyników testów równowagi dynamicznej YBT w pomiarze przed i po interwencji.

Tabela 3.11. Podstawowe miary statystyczne wyników testów równowagi dynamicznej YBT [%] przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
YBT1 E1F	67	7,5	68	6,3	54	78	11
YBT1 E2F	69	7,5	70	4,7	53	87	11
YBT1 E1NF	67	7,3	66	6,9	54	78	11
YBT1 E2NF	71	8,9	70	4,8	56	94	12
YBT1 C1R	71	7,6	70	3,2	55	88	11

Tabela 3.11. c.d.

YBT1 C2R	74	7,0	74	6,2	64	91	9
YBT1 C1L	70	8,7	70	5,2	54	85	12
YBT1 C2L	74	4,4	74	2,5	63	83	6
YBT2 E1F	103	12,2	101	7,2	86	136	12
YBT2 E2F	108	9,5	107	4,6	89	132	9
YBT2 E1NF	107	9,9	106	5,6	89	135	9
YBT2 E2NF	112	9,1	110	5,5	97	135	8
YBT2 C1R	111	11,0	111	7,2	88	136	10
YBT2 C2R	117	6,3	116	4,5	106	129	5
YBT2 C1L	110	11,6	110	6,1	84	132	11
YBT2 C2L	114	4,5	115	3,9	107	122	4
YBT3 E1F	100	9,8	100	7,6	85	124	10
YBT3 E2F	107	10,6	105	6,9	88	133	10
YBT3 E1NF	103	10,7	103	8,7	87	127	10
YBT3 E2NF	110	8,7	107	4,8	93	131	8
YBT3 C1R	109	11,3	111	6,7	84	131	10
YBT3 C2R	114	6,6	113	3,7	101	127	6
YBT3 C1L	107	11,4	109	6,4	86	134	11
YBT3 C2L	111	8,3	112	4,4	93	125	7
YBTT E1F	89	6,8	89	3,6	76	100	8
YBTT E2F	93	5,4	94	3,2	82	105	6
YBTT E1NF	91	6,5	91	5,5	79	103	7
YBTT E2NF	99	9,9	96	3,7	87	122	10
YBTT C1R	97	8,9	97	5,8	77	113	9
YBTT C2R	103	9,6	101	5,2	84	131	9
YBTT C1L	96	9,1	97	3,8	78	111	9
YBTT C2L	99	4,8	99	2,5	90	107	5

3.3.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości wyników testów równowagi dynamicznej YBT przed i po interwencji

W tabeli 3.12 zamieszczono wyniki analizy istotności różnic średnich wartości wyników testów równowagi dynamicznej YBT pomiędzy grupami przed i po interwencji.

Tabela 3.12. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich wartości równowagi dynamicznej YBT, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji

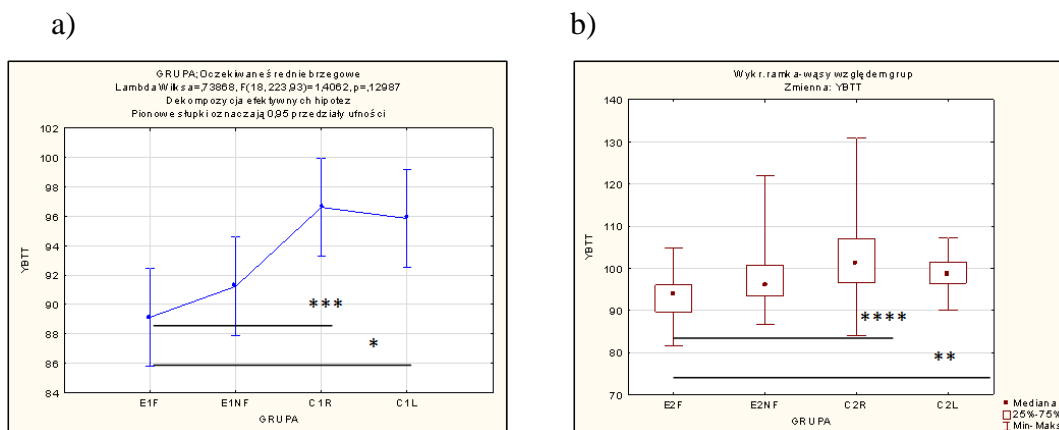
Zmienna/ Grupa	YBT1 [%]	YBT2 [%]	YBT3 [%]	YBTT [%]
E1F - E1NF	0,1412 ^T	0,1085 ^T	0,8694 ^T	0,8136 ^T
E1F - C1R			0,0576 ^T	0,0123* ^T
E1F - C1L			0,1534 ^T	0,0296* ^T
E1NF - C1R			0,2817 ^T	0,1161 ^T
E1NF - C1L			0,5280 ^T	0,2187 ^T
C1R - C1L			0,9717 ^T	0,9889 ^T
E2F - E2NF	0,0973 ^T	0,3728 ^T	0,1077 ^T	0,3132 ^D
E2F - C2R		0,0021*** ^T		0,0002**** ^D
E2F - C2L		0,0392* ^T		0,0074** ^D
E2NF - C2R		0,1612 ^T		0,1834 ^D
E2NF - C2L		0,6919 ^T		1,000 ^D
C2R - C2L		0,7479 ^T		1,000 ^D

Analiza wariancji wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupami w wartościach globalnego wyniku testu równowagi dynamicznej YBTT w pomiarze przed interwencją. Test post hoc wskazał, że wartości tej zmiennej były istotnie niższe w grupie E1F w stosunku do kończyny prawej i lewej w grupie kontrolnej, odpowiednio o 7 i 8% ($p < 0,05$).

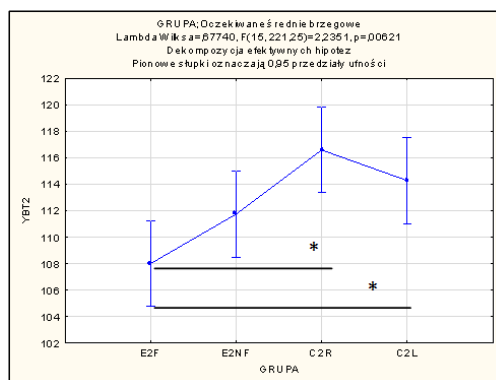
W badaniu kontrolnym podobne zależności zanotowano dla zmiennej charakteryzującej uzyskane wartości w teście równowagi dynamicznej w kierunku tylnobocznym YBT2. Uzyskane wartości zmiennej były zniżej niższe w stosunku do prawej i lewej kończyny dolnej odpowiednio o 3% ($p < 0,5$) i 9% ($p < 0,005$).

Analiza wariancji nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy zmienną YBT1 oraz YBT3, w teście równowagi dynamicznej, w analizowanych grupach, zarówno w pierwszym, jak i kontrolnym badaniu. Pierwotnie test F wskazywał na możliwość wystąpienia takich różnic w stosunku do zmiennej YBT3 w pierwszym z badań, lecz nie potwierdziło tego faktu testowanie post-hoc.

Ryciny 3.13 – 3.14 prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich wartości wyników testów równowagi dynamicznej YBT, w których odnotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy zmiennymi w analizowanych grupach przed i po interwencji.



Ryc. 3.13. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości globalnego wyniku testu równowagi dynamicznej YBTT pomiędzy grupami przed interwencją (a) oraz po interwencji (b)



Ryc. 3.14. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyniku testu równowagi dynamicznej YBT2 pomiędzy grupami po interwencji

Pozostałe zmienne charakteryzujące średnie wartości w teście równowagi dynamicznej były wyższe w grupie kontrolnej w odniesieniu do wszystkich badanych zmiennych w obu badaniach średnio od 1-9% w stosunku do kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej, lecz nie wykazały znamiennej różnic na poziomie $p < 0,05$. Podobnie w obu badaniach odnotowano w kończynie niezajętej nieco niższe wartości o ok. 2-6% w stosunku do kończyny zajętej. W obu badaniach różnice te okazały się w tych porównaniach nieistotne statystycznie ($p < 0,05$).

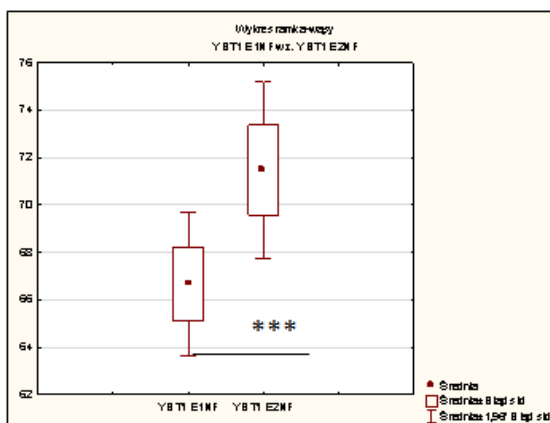
3.3.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych zmiennych wartości uzyskanych w teście równowagi dynamicznej YBT przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.13 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami uzyskanymi w teście równowagi dynamicznej YBT w badanych grupach przed i po interwencji.

Tabela 3.13. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami wyników w teście równowagi dynamicznej YBT dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	YBT1 [%]	YBT2 [%]	YBT3 [%]	YBTT [%]
E1F vs. E2F	0,0886 ^t	0,0186*^t	0,0019***^t	0,0039***^t
E1NF vs. E2NF	0,0013***^t	0,0190*^t	0,0011***^t	0,0003***^W
C1R vs. C2R	0,1376 ^t	0,0215*^t	0,0771 ^t	0,0130*^t
C1L vs. C2L	0,1014 ^t	0,1001 ^t	0,0784 ^t	0,0974 ^t

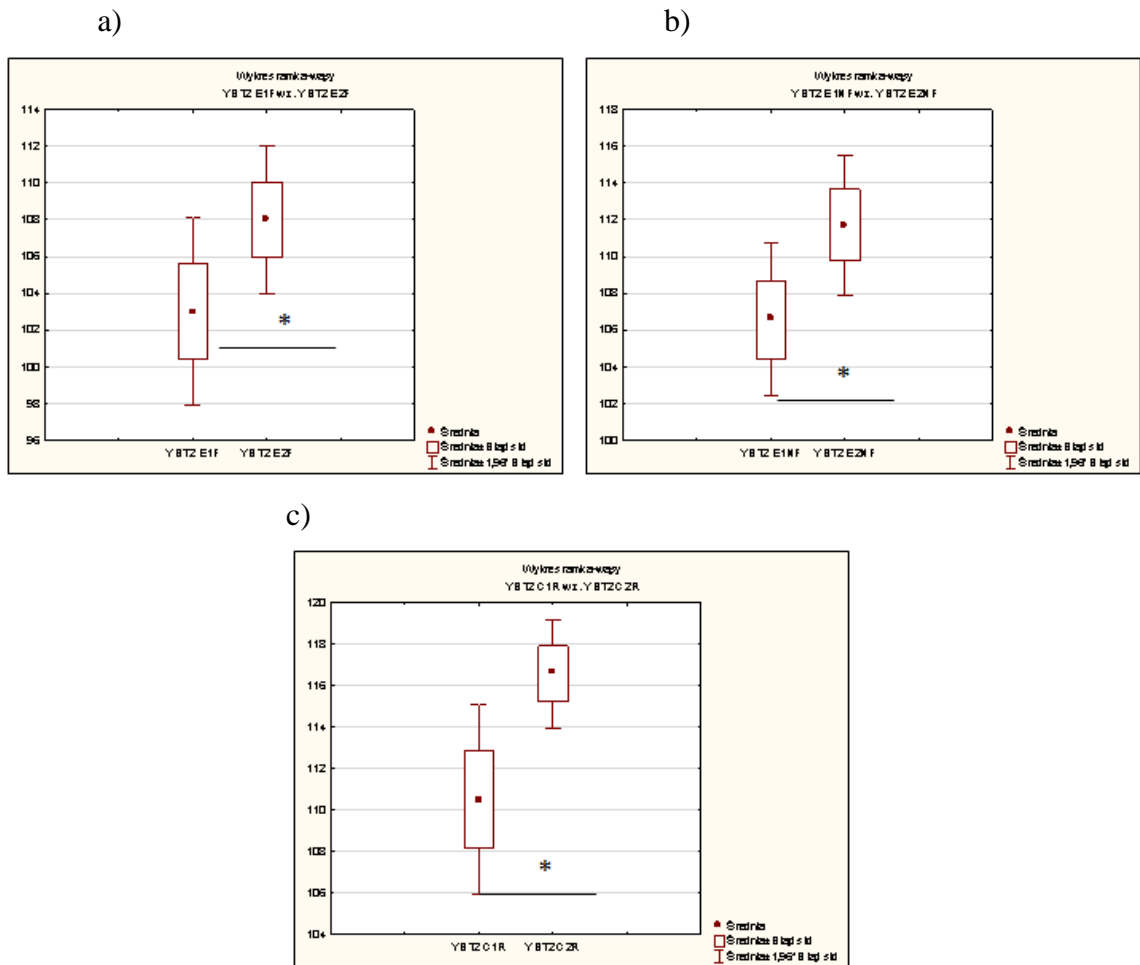
W zakresie wychylenia w przód YTB1, w teście równowagi dynamicznej jedyne istotne statystycznie różnice zaobserwowano pomiędzy wynikami dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej ($p < 0,05$). Nastąpiła tu poprawa średniego zakresu w tej próbie o 7%. W przypadku pozostałych zmiennych w tej próbie lepsze rezultaty uzyskano w drugim badaniu, a przyrost średniej wartości nie przekraczał 5%. Nie były to jednak różnice istotne statystycznie na poziomie ($p < 0,05$).



Ryc. 3.15. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów wychyleń w kierunku przednim YBT1 w teście równowagi dynamicznej dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji

W przypadku zmiennej YBT2, określającej zakres wychyleń w kierunku tylnobocznym, w teście równowagi dynamicznej istotną statystycznie poprawę rezultatów odnotowano dla obu kończyn w grupie eksperymentalnej oraz dla prawej kończyny w grupie kontrolnej ($p < 0,05$). Obie kończyny (zajęta i niezajęta) uzyskały w drugiej próbie wynik lepszy o ok. 5% w stosunku do wartości wyjściowych. W przypadku prawej kończyny dolnej wynik uległ poprawie w badaniu kontrolnym o 6%.

Przyrost zakresu wychylenia lewej kończyny w grupie kontrolnej w kierunku tylnobocznym wyniósł 4%), lecz nie była to różnica istotna statystycznie na poziomie ($p < 0,05$).

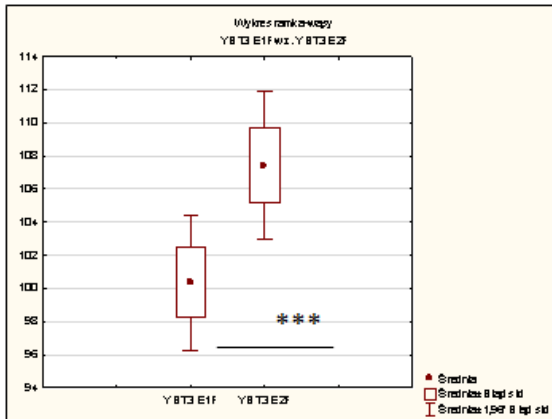


Ryc. 3.16. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów wychyleń w kierunku tylny-boczny YBT2 w teście równowagi dynamicznej dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz dla kończyny prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

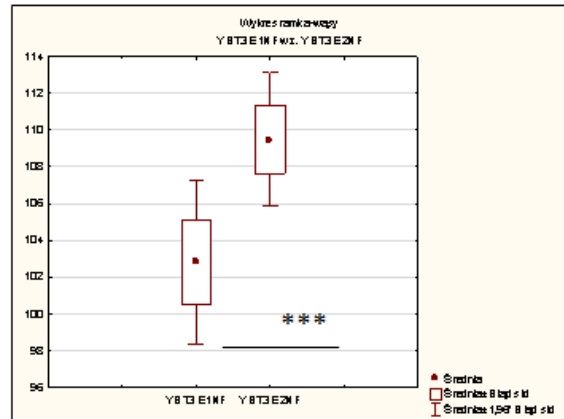
W próbie dynamicznej równowagi w kierunku tylny-przyśrodkowym YBT3 podobnie, jak w przypadku YBT2, znamienne wyższe o ok. 7% rezultaty odnotowano dla obu kończyn dolnych, zajętej i niezajętej w grupie eksperymentalnej ($p < 0,005$).

Kończyny w grupie kontrolnej uzyskały w drugim badaniu również lepsze rezultaty o ok. 4-5%, lecz nie były one istotne na poziomie $p < 0,05$.

a)

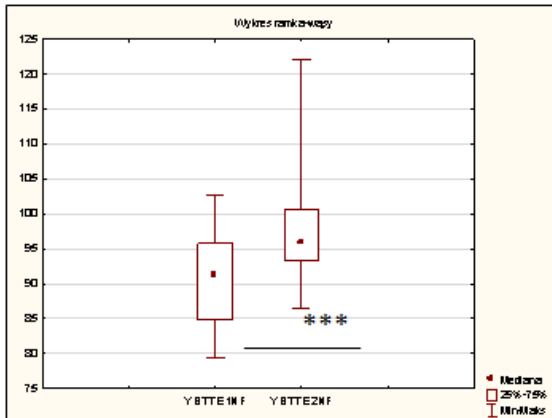


b)

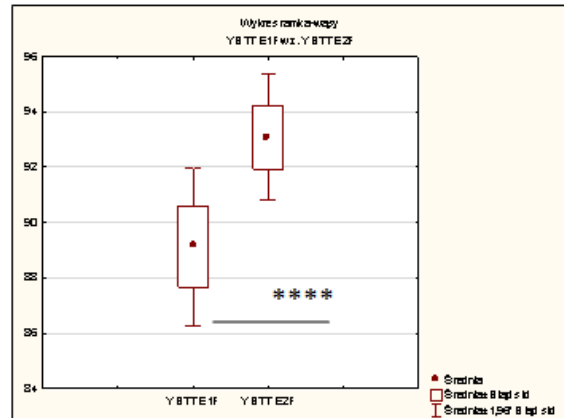


Ryc. 3.17. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów wychyleń w kierunku tylko-przyśrodkowym YBT3 w teście równowagi dynamicznej dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji

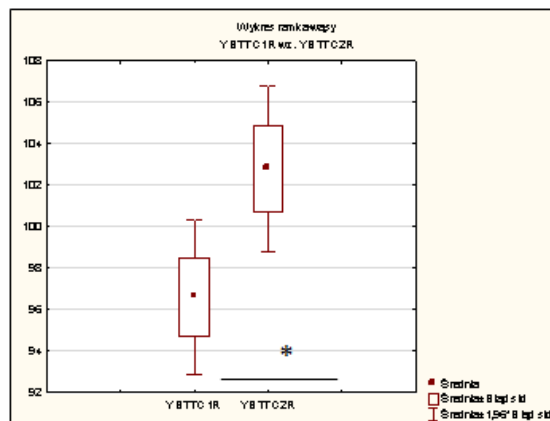
a)



b)



c)



Ryc. 3.18. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości sumarycznych zakresów wychyleń YBTT w teście równowagi dynamicznej dla kończyny niezajętej (a) i zajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz dla kończyny prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

Całkowity sumaryczny zakres wychyleń YBTT w próbie testu równowagi dynamicznej wykazał istotnie wyższe rezultaty w drugim badaniu dla obu kończyn w grupie eksperymentalnej, ale również dla kończyny prawej w grupie kontrolnej. Kończyna zajęta uzyskała średnio lepszy rezultat w badaniu kontrolnym na poziomie 8% ($p < 0,005$), natomiast kończyna niezajęta uzyskała średnio wyższy sumaryczny zakres wychyleń w teście YBT na poziomie 4% ($p < 0,001$). Prawa kończyna dolna w grupie kontrolnej uzyskała poprawę o ok. 6% ($p < 0,05$).

Dla kończyny lewej przyrost lokował się na nieco niższym poziomie ok. 3%.

3.4. Wyniki testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

3.4.1. Podstawowe miary statystyczne wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS przed i po interwencji

W tabeli 3.14 zamieszczono podstawowe miary statystyczne wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS w pomiarze przed i po interwencji.

Tabela 3.14. Podstawowe miary statystyczne wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS [pkt] przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x} [pkt]	SD [pkt]	Me [pkt]	Q [pkt]	Min. [pkt]	Max. [pkt]	V [%]
FMS1 E1F	2	0,8	2	0,9	1	3	38
FMS1 E2F	3	0,5	3	0,5	2	3	38
FMS1 E1NF	2	0,8	2	0,9	2	3	38
FMS1 E2NF	3	0,5	3	0,5	2	3	20
FMS1 C1R	2	0,6	2	0,5	1	3	27
FMS1 C2R	3	0,5	3	0,5	2	3	19
FMS1 C1L	2	0,6	2	0,5	1	3	27
FMS1 C2L	3	0,5	3	0,5	2	3	19
FMS2 E1F	2	0,6	2	0,5	1	3	24
FMS2 E2F	3	0,5	3	0,5	2	3	20
FMS2 E1NF	2	0,6	2	0,5	2	3	27
FMS2 E2NF	3	0,6	3	0,5	1	3	23
FMS2 C1R	3	0,5	3	0,5	2	3	20
FMS2 C2R	3	0,4	3	0	2	3	15
FMS2 C1L	2	0,6	2	0,5	1	3	24
FMS2 C2L	3	0,5	3	0,5	2	3	17
FMS3 E1F	2	0,9	2	1,0	1	3	43
FMS3 E2F	2	0,6	3	0,5	1	3	24

Tabela 3.14. c.d.

FMS3 E1NF	2	0,8	2	1,0	2	3	40
FMS3 E2NF	2	0,6	3	0,5	1	3	24
FMS3 C1R	3	0,6	3	0,5	1	3	22
FMS3 C2R	3	0,4	3	0	2	3	15
FMS3 C1L	3	0,6	3	0,5	1	3	22
FMS3 C2L	3	0,4	3	0	2	3	15
FMS5 E1F	2	0,7	2	0,4	1	3	36
FMS5 E2F	3	0,5	3	0,5	2	3	20
FMS5 E1NF	2	0,7	2	0,4	2	3	34
FMS5 E2NF	3	0,5	3	0,5	2	3	20
FMS5 C1R	2	0,8	2	0,9	1	3	42
FMS5 C2R	3	0,5	3	0,5	2	3	20
FMS5 C1L	2	0,7	2	0,4	1	3	34
FMS5 C2L	3	0,6	3	0,5	1	3	23
FMS7 E1F	2	0,6	3	0,5	1	3	24
FMS7 E2F	3	0,5	3	0,5	2	3	17
FMS7 E1NF	3	0,6	3	0,5	1	3	23
FMS7 E2NF	3	0,4	3	0,4	2	3	16
FMS7 C1R	3	0,5	3	0,5	2	3	17
FMS7 C2R	3	0,3	3	0	2	3	12
FMS7 C1L	3	0,5	3	0,5	2	3	18
FMS7 C2L	3	0,4	3	0	2	3	14
FMST E1F	16	2,7	16	1,9	10	20	17
FMST E2F	18	1,7	18	1,3	14	21	9
FMST E1NF	16	2,7	16	1,5	9	9	17
FMST E2NF	18	1,7	18	1,4	15	21	9
FMST C1R	17	2,0	17	1,9	14	21	12
FMT C2R	19	1,2	19	0,5	16	21	6
FMST C1L	17	2,0	17	1,5	13	21	12
FMST C2L	19	1,3	19	1	17	21	7

3.4.2. Wyniki analizy istotności różnic median wyników w teście jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS przed i po interwencji

W tabeli 3.15 zamieszczono wyniki analizy istotności różnic median wartości wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS pomiędzy grupami przed i po interwencji.

Tabela 3.15. Wyniki analizy wariancji Anovy Kruskala–Willisa dla median wartości wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	FMS1 [pkt]	FMS2 [pkt]	FMS3 [pkt]	FMS5 [pkt]	FMS7 [pkt]	FMST [pkt]
E1F - E1NF	0,7951 ^D	0,6428 ^D	1,0000 ^D	0,9022 ^D	0,5281 ^D	0,4224
E1F - C1R			0,3330 ^D			
E1F - C1L			0,2018 ^D			
E1NF - C1R			0,2727 ^D			
E1NF - C1L			0,1627 ^D			
C1R - C1L			1,0000 ^D			
E2F - E2NF	0,8673 ^D	0,3899 ^D	1,0000 ^D	0,9893 ^D	0,4648 ^D	0,1706 ^D
E2F - C2R			0,3659 ^D			
E2F - C2L			0,3659 ^D			
E2NF - C2R			0,6316 ^D			
E2NF - C2L			0,6316 ^D			
C2R - C2L			1,0000 ^D			

Analiza wariancji wykazała możliwość wystąpienia istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami w wartościach median wyników testu jakościowej oceny wzorca wypadu w linii FMS3 pomiędzy grupami zarówno przed jak i po interwencji. Test post hoc nie wykazał znamienych różnic pomiędzy grupami w wartościach wyników testu jakościowej oceny wzorca wypadu w linii FMS3 przed i po interwencji.

Mediana wyników testu wypadu w wykroku FMS3 w pomiarze przed interwencją w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C1R) i lewej (C1L) wyniosła maksymalną ilość punktów równą 3. Natomiast mediana wyników tego testu w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E1F) i niezajętej (E2F) była o 1 pkt niższa, co stanowi różnicę na poziomie 33%. Zmienna testu wypadu w wykroku FMS3 w pomiarze po interwencji charakteryzowała się medianą wyników równą maksymalnemu wynikowi testu w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C2R) i lewej (C2L) oraz w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej niezajętej (E2NF). Niższą medianę wyników w teście FMS3 równą 2 pkt odnotowano w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E2F) w badaniu po interwencji. W obu badaniach różnice te okazały się w tych porównaniach nieistotne statystycznie ($p < 0,05$).

3.4.3. Wyniki analizy istotności różnic median wartości analogicznych wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.16 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic pomiędzy medianami wartości wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS w badanych grupach przed i po interwencji.

Tabela 3.16. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy medianami wartości wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji

Zmienna /Grupa	FMS1 [pkt]	FMS2 [pkt]	FMS3 [pkt]	FMS5 [pkt]	FMS7 [pkt]	FMST [pkt]
E1F vs E2F	0,0218*^w	0,1823 ^w	0,0249*^w	0,0022***^w	0,2213 ^w	0,0001****^w
E1NF vs. E2NF	0,0218*^w	0,1424 ^w	0,0218*^w	0,0051**^w	0,1823 ^w	0,0001****^w
C1R vs. C2R	0,0745 ^w	0,0926 ^w	0,2863 ^w	0,0077**^w	0,2076 ^w	0,0003****^w
C1L vs. C2L	0,0745 ^w	0,0450*^w	0,4008 ^w	0,0117*^w	0,2076 ^w	0,0002****^w

Przeprowadzona analiza istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi za pomocą testu Wilcozona wskazuje, że ponad połowa wartości wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS odnotowanych w pierwszym badaniu różniła się istotnie statystycznie w stosunku do wyników osiągniętych w drugim badaniu, zarówno w grupie eksperymentalnej, jak i kontrolnej ($p < 0,05$). Należy zaznaczyć, że wszystkie uzyskane rezultaty drugiego badania były wyższe lub równe wynikom z badania przed interwencją.

Najwyższe istotne statystycznie przyrosty osiągniętych ilości punktów uzyskano w wyniku globalnym testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMST ($p < 0,001$). W każdej grupie w badaniu po interwencji osiągnięto medianę wyników większą o 2 pkt w stosunku do badania przed interwencją w zakresie tej zmiennej, co odpowiadało przyrostowi o 13% w grupie EF i ENF oraz o 12% w grupie CR i CL.

Wysoką istotnością różnic wykazały się także wyniki w teście aktywnego wyprostu kończyny dolnej FMS5. Wyniki w tym teście poprawiły się w pomiarze po interwencji w każdej z badanych grup. Największą poprawę zanotowano w grupie eksperymentalnej w pomiarze dla kończyny dolnej zajętej ($p < 0,005$). Istotnie poprawiły się również wyniki w grupie eksperymentalnej w pomiarze dla kończyny dolnej niezajętej oraz w grupie kontrolnej w pomiarze dla kończyny dolnej prawej ($p < 0,01$). Poprawie uległ również wynik pomiaru w teście FMS5 w grupie kontrolnej dla

kończyny dolnej lewej ($p < 0,05$). W każdej grupie mediana wyniku w teście w pomiarze po interwencji była o 1 pkt wyższa w stosunku do wyniku osiąganego w pomiarze przed interwencją.

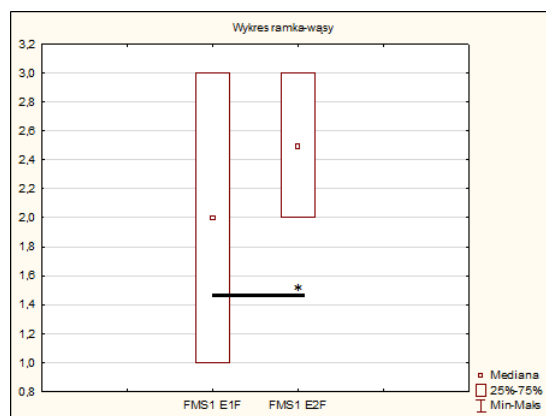
W zakresie wyników osiąganych w teście wzorca głębokiego przysiadu FMS1 oraz wzorca wypadu w linii FMS3 istotne statystycznie różnice zaobserwowano pomiędzy wynikami dla kończyny dolnej niezajętej i zajętej w grupie eksperymentalnej ($p < 0,05$). W próbach dla obu kończyn dolnych wartość mediany poprawiła się z 2 pkt przy pierwszym pomiarze do 3 pkt przy drugim pomiarze.

Wyniki testu wzorca przejścia przez płatek FMS2 poprawiły się w sposób istotny statystycznie ($p < 0,05$) jedynie w kończynie dolnej lewej w grupie kontrolnej.

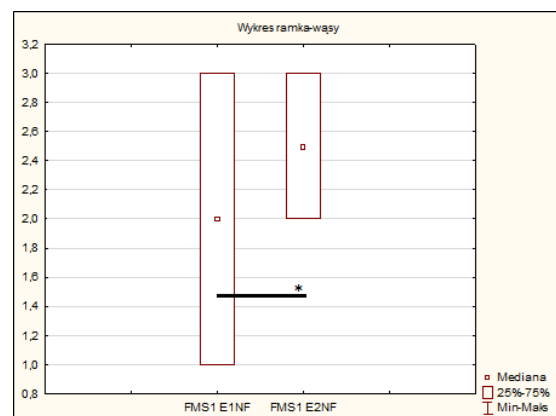
Nie wykazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami przed i po interwencji w wyniku testu jakościowej oceny wzorca stabilizacji rotacyjnej tułowia FMS7 w każdej z badanych grup.

Ryciny 3.19 – 3.23 prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic median wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych, w których odnotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy zmiennymi w analizowanych grupach przed i po interwencji.

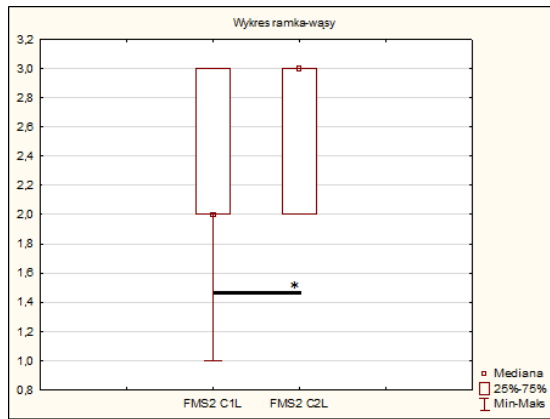
a)



b)

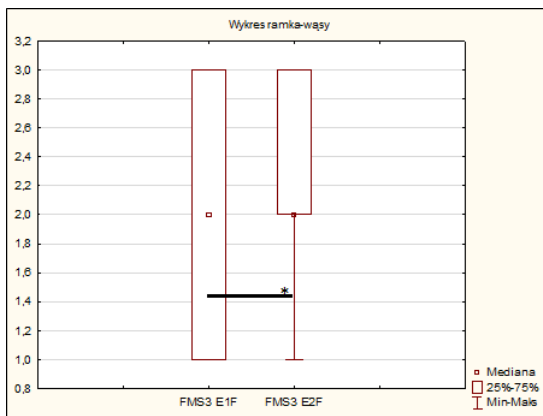


Ryc. 3.19. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyników testu wzorca głębokiego przysiadu FMS1 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji

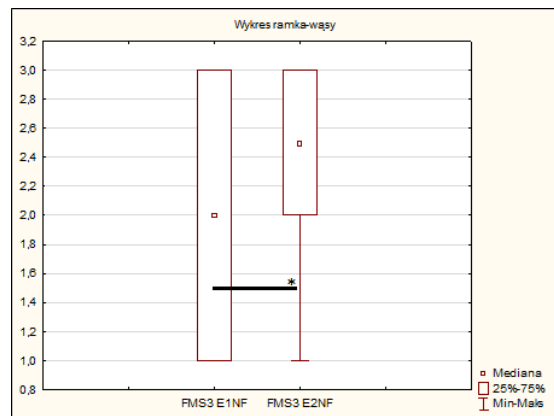


Ryc. 3.20. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyników testu wzorca przejścia przez płotek FMS2 dla kończyny lewej w grupie kontrolnej przed i po interwencji

a)

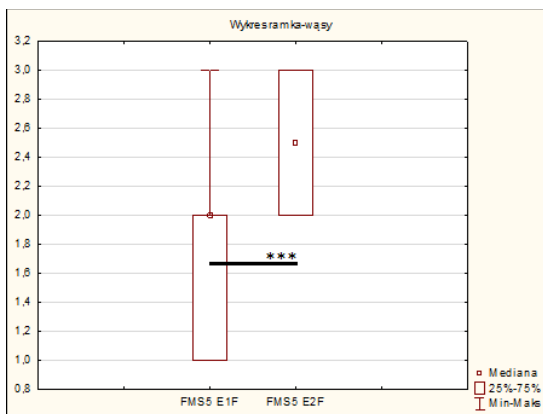


b)

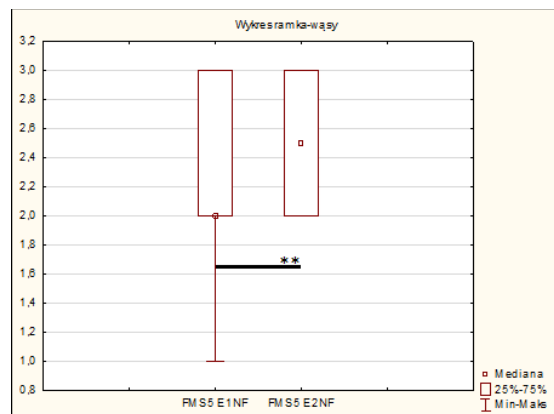


Ryc. 3.21. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyników testu wzorca wypadu w linii FMS3 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji

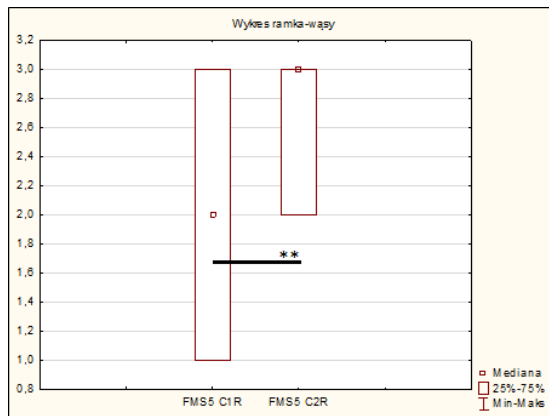
a)



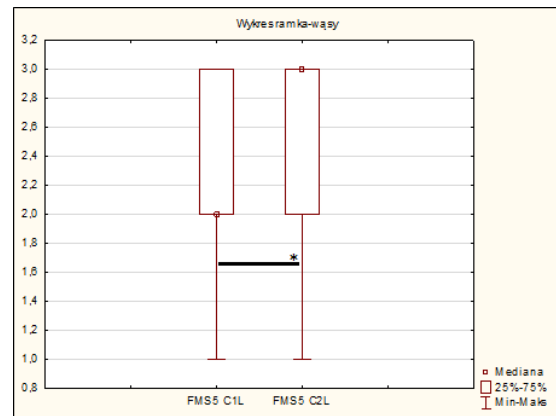
b)



c)

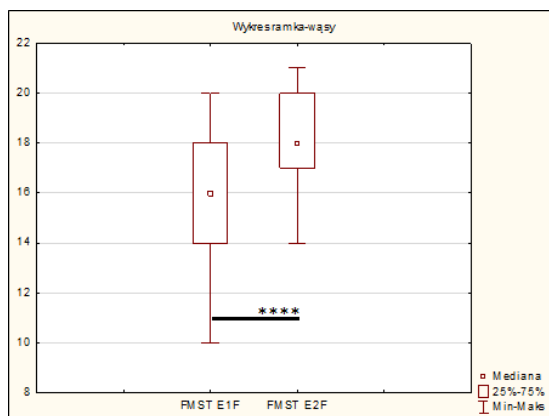


d)

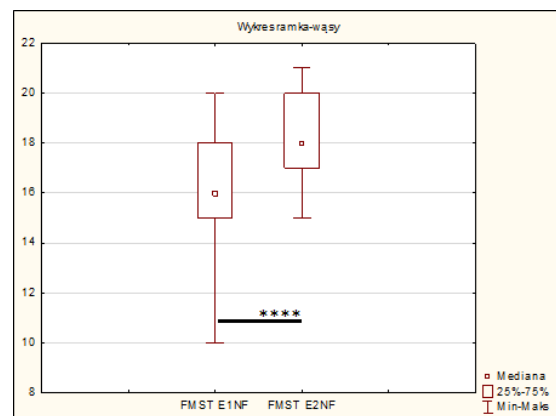


Ryc. 3.22. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyników testu wzorca aktywnego wyprostowania kończyny dolnej FMS5 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz kończyny prawej (c) i lewej (d) przed i po interwencji

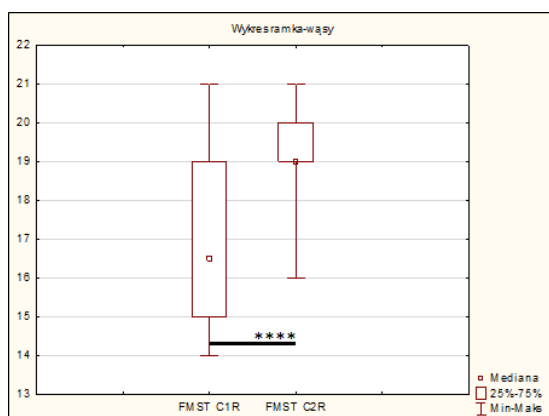
a)



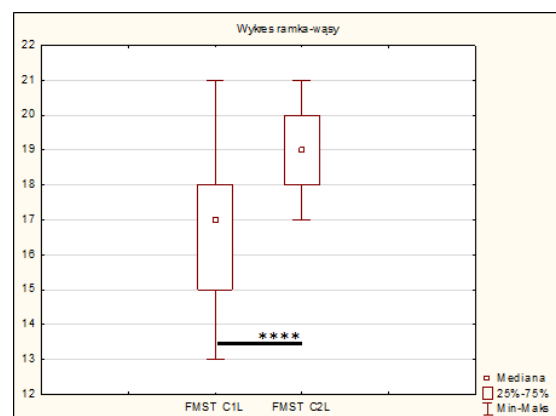
b)



c)



d)



Ryc. 3.23. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości globalnego wyniku testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMST dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz kończyny prawej (c) i lewej (d) przed i po interwencji

3.5. Rozkład obciążenia stóp w trakcie biegu

3.5.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich standaryzowanych wartości maksymalnego ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE w strefach anatomicznych stopy podczas biegu przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.17 zamieszczono wyniki testowania normalności rozkładu standaryzowanych wartości maksymalnej wartości ciśnienia standaryzowanego względem masy ciała Max F, wyrażonego [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$] w poszczególnych strefach stóp podczas biegu, w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E1F; E2F) i niezajętej (E1NF; E2NF) oraz w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C1R; C2R) i lewej (C1L; C2L) przed i po interwencji.

Tabela 3.17. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro – Wilka) standaryzowanych wartości maksymalnego ciśnienia w strefach anatomicznych stóp Max F [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$], podczas biegu w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

Zmienna / Grupa	MaxF_M1 [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$]	MaxF_M2 [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$]	MaxF_M3 [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$]	MaxF_M4 [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$]	MaxF_M5 [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$]	MaxF_HM [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$]	MaxF_HL [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$]	MaxF_T1 [$\text{Ncm}^{-2}\text{kg}^{-1}$]
E1F	0,4995*	0,4448*	0,8446*	0,0363	0,8972*	0,7542*	0,0818*	0,0585*
E1NF	0,0269	0,0811*	0,0677*	0,0441	0,5025*	0,4053*	0,7866*	0,6965*
E2F	0,2153*	0,4124*	0,0236	0,0454	0,4112*	0,5408*	0,0160	0,5753*
E2NF	0,6073*	0,3376*	0,5692*	0,0789*	0,0768*	0,0473*	0,0144	0,0845*
C1R	0,4490*	0,9994*	0,6086*	0,6278*	0,2784*	0,0205	0,0135	0,8701*
C1L	0,1501*	0,4132*	0,8246*	0,0631*	0,4914*	0,1501*	0,1052*	0,4186*
C2R	0,0366	0,5868*	0,2476*	0,8713*	0,8048*	0,0623*	0,0040	0,1100*
C2L	0,8892*	0,8882*	0,3962*	0,0419*	0,0213	0,0180	0,0167	0,2234*

Analizując wartości wyników poziomu istotności odnotowanych w teście W Shapiro–Wilka, dotyczących maksymalnego ciśnienia w strefach stopy Max F podczas biegu w pomiarze przed i po interwencji stwierdzono, że kilkanaście zmiennych charakteryzowało się brakiem normalnego rozkładu wyników ($p < 0,05$). Brak normalnego rozkładu wyników wykazała głównie zmienna maksymalnego ciśnienia w strefie bocznej pięty HL.

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

W tabeli 3.18 zamieszczono wyniki testowania normalności rozkładu standaryzowanych wartości impulsu siły IMPULSE, wyrażonego w [$\text{Nscm}^{-2}\text{kg}^{-1}$],

w poszczególnych strefach stóp, podczas biegu w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E1F; E2F) i niezajętej (E1NF; E2NF) oraz w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C1R; C2R) i lewej (C1L; C2L) przed i po interwencji.

Tabela 3.18. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro – Wilka) standaryzowanych wartości impulsu siły IMPULSE w poszczególnych strefach stóp, podczas biegu, wyrażonego w [Nscm²kg⁻¹], w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

Zmienna /Grupa	IMPULSE _M1 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _M2 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _M3 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _M4 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _M5 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _HM [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _HL [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _T1 [Nscm ² kg ⁻¹]
E1F	0,0385	0,9136*	0,2503*	0,9767*	0,5588*	0,4646*	0,3584*	0,4809*
E1NF	0,0139	0,1381*	0,3907*	0,0463	0,8790*	0,1796*	0,0709*	0,2427*
E2F	0,0743*	0,7487*	0,0575*	0,1393*	0,4195*	0,0295	0,1602*	0,0406
E2NF	0,7472*	0,1423*	0,0484	0,0916*	0,0188	0,1736*	0,3072*	0,6890*
C1R	0,3017*	0,8454*	0,6011*	0,9835*	0,1588*	0,0362	0,0335	0,6126*
C1L	0,0135	0,2764*	0,0191	0,1351*	0,7325*	0,1028*	0,1507*	0,1146*
C2R	0,0264	0,5431*	0,7784*	0,1191*	0,1434*	0,0123	0,0015	0,0605*
C2L	0,8075*	0,5509*	0,5055*	0,0720*	0,0051	0,0550*	0,0201	0,3537*

Analizując wartości wyników poziomu istotności odnotowanych w teście W Shapiro–Wilka, dotyczących impulsu siły IMPULSE w pomiarze przed i po interwencji stwierdzono, że kilkanaście zmiennych charakteryzowało się brakiem normalnego rozkładu wyników ($p < 0,05$). Brak normalnego rozkładu wyników wykazała głównie zmienna maksymalnego ciśnienia w strefie pierwszej kości śródstopia M1.

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

3.5.2. Podstawowe miary statystyczne maksymalnej wartości ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE, standaryzowanych względem masy ciała, w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu przed i po interwencji

W tabeli 3.19 i 3.20 zamieszczono podstawowe miary statystyczne maksymalnej wartości ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE, standaryzowanych względem masy ciała, w anatomicznych strefach stóp podczas biegu, w pomiarze przed i po interwencji.

Tabela 3.19. Podstawowe miary statystyczne maksymalnego ciśnienia, standaryzowanego względem masy ciała Max F [Ncm⁻²kg⁻¹], w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
	[Ncm ⁻² kg ⁻¹]	[Ncm ⁻² kg ⁻¹]	[Ncm ⁻² kg ⁻¹]	[Ncm ⁻² kg ⁻¹]	[Ncm ⁻² kg ⁻¹]	[Ncm ⁻² kg ⁻¹]	[%]
Max F_M1 E1F	0,68	0,209	0,67	0,146	0,39	1,12	31
Max F_M1 E2F	0,58	0,344	0,53	0,232	0,09	1,36	59
Max F_M1 E1NF	0,67	0,453	0,48	0,312	0,10	1,68	67
Max F_M1 E2NF	0,42	0,211	0,43	0,146	0,06	0,90	51
Max F_M1 C1R	0,72	0,357	0,77	0,277	0,15	1,32	49
Max F_M1 C2R	0,44	0,169	0,42	0,152	0,17	0,67	39
Max F_M1 C1L	0,53	0,277	0,49	0,207	0,18	1,08	52
Max F_M1 C2L	0,34	0,144	0,33	0,107	0,07	0,62	42
Max F_M2 E1F	0,82	0,306	0,80	0,216	0,29	1,31	37
Max F_M2 E2F	0,57	0,152	0,59	0,128	0,23	0,79	27
Max F_M2 E1NF	0,69	0,322	0,68	0,269	0,23	1,20	46
Max F_M2 E2NF	0,46	0,173	0,43	0,106	0,14	0,81	38
Max F_M2 C1R	0,61	0,291	0,59	0,189	-	1,25	48
Max F_M2 C2R	0,50	0,189	0,51	0,120	0,17	0,91	38
Max F_M2 C1L	0,68	0,198	0,68	0,071	0,32	1,11	29
Max F_M2 C2L	0,48	0,194	0,45	0,129	0,16	0,90	40
Max F_M3 E1F	0,71	0,110	0,70	0,066	0,46	0,94	15
Max F_M3 E2F	0,48	0,144	0,43	0,117	0,28	0,72	30
Max F_M3 E1NF	0,73	0,426	0,64	0,291	0,19	1,86	58
Max F_M3 E2NF	0,46	0,113	0,47	0,069	0,27	0,71	25
Max F_M3 C1R	0,51	0,209	0,52	0,144	-	0,84	41
Max F_M3 C2R	0,38	0,120	0,35	0,094	0,20	0,60	31
Max F_M3 C1L	0,65	0,222	0,66	0,132	0,23	1,16	34
Max F_M3 C2L	0,55	0,235	0,50	0,149	0,16	1,01	43
Max F_M4 E1F	0,60	0,028	0,61	0,015	0,54	0,65	5
Max F_M4 E2F	0,44	0,236	0,39	0,161	0,16	0,94	53
Max F_M4 E1NF	0,69	0,399	0,57	0,271	0,19	1,61	58
Max F_M4 E2NF	0,46	0,176	0,41	0,179	0,19	0,78	38
Max F_M4 C1R	0,47	0,212	0,49	0,152	-	0,77	45
Max F_M4 C2R	0,29	0,082	0,30	0,057	0,11	0,44	28
Max F_M4 C1L	0,56	0,204	0,60	0,150	0,23	0,88	36
Max F_M4 C2L	0,50	0,262	0,43	0,200	0,18	1,07	52
Max F_M5 E1F	0,33	0,173	0,37	0,120	0,01	0,70	52
Max F_M5 E2F	0,22	0,140	0,20	0,086	-	0,50	64
Max F_M5 E1NF	0,56	0,250	0,61	0,128	0,15	1,15	44
Max F_M5 E2NF	0,43	0,301	0,47	0,248	0,04	1,11	69
Max F_M5 C1R	0,41	0,226	0,43	0,208	-	0,78	55
Max F_M5 C2R	0,27	0,100	0,28	0,072	0,04	0,45	38

Tabela 3.19. c.d.

Max F_M5 C1L	0,52	0,242	0,52	0,164	0,13	0,99	47
Max F_M5 C2L	0,57	0,431	0,46	0,336	0,10	1,46	75
Max F_HM E1F	0,60	0,343	0,60	0,200	-	1,36	57
Max F_HM E2F	0,40	0,216	0,46	0,190	0,02	0,86	54
Max F_HM E1NF	0,72	0,430	0,77	0,328	0,01	1,82	60
Max F_HM E2NF	0,55	0,379	0,54	0,250	0,06	1,46	69
Max F_HM C1R	0,77	0,658	0,60	0,546	-	1,86	85
Max F_HM C2R	0,40	0,341	0,42	0,321	-	1,06	84
Max F_HM C1L	0,61	0,453	0,59	0,321	0,03	1,55	74
Max F_HM C2L	0,51	0,479	0,38	0,375	-	1,85	94
Max F_HL E1F	0,43	0,272	0,49	0,230	-	0,81	63
Max F_HL E2F	0,26	0,186	0,21	0,151	0,04	0,69	71
Max F_HL E1NF	0,48	0,259	0,46	0,192	-	0,96	54
Max F_HL E2NF	0,36	0,249	0,34	0,221	0,05	0,76	70
Max F_HL C1R	0,73	0,705	0,44	0,480	-	2,37	96
Max F_HL C2R	0,39	0,362	0,28	0,352	-	1,08	93
Max F_HL C1L	0,70	0,583	0,65	0,387	0,00	2,14	83
Max F_HL C2L	0,45	0,394	0,35	0,295	-	1,14	87
Max F_T1 E1F	0,62	0,438	0,49	0,283	0,00	1,65	70
Max F_T1 E2F	0,24	0,151	0,23	0,107	-	0,60	63
Max F_T1 E1NF	0,57	0,254	0,55	0,190	0,18	1,09	44
Max F_T1 E2NF	0,32	0,215	0,25	0,142	0,03	0,74	68
Max F_T1 C1R	0,35	0,144	0,33	0,106	0,06	0,61	41
Max F_T1 C2R	0,39	0,256	0,30	0,202	0,04	0,95	65
Max F_T1 C1L	0,52	0,274	0,50	0,200	0,13	1,13	53
Max F_T1 C2L	0,36	0,132	0,39	0,087	0,08	0,55	37

Tabela 3.20. Podstawowe miary statystyczne impulsu siły IMPULSE [$Nscm^{-2}kg^{-1}$] standaryzowanego względem masy ciała w anatomicznych strefach stóp podczas biegu przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
	[$Nscm^{-2}kg^{-1}$]	[$Nscm^{-2}kg^{-1}$]	[$Nscm^{-2}kg^{-1}$]	[$Nscm^{-2}kg^{-1}$]	[$Nscm^{-2}kg^{-1}$]	[$Nscm^{-2}kg^{-1}$]	[%]
IMPULSE_M1 E1F	34	15,3	30	10,9	14	66	46
IMPULSE_M1 E2F	28	19,7	23	14,2	3	77	70
IMPULSE_M1 E1NF	30	20,7	21	17,5	4	68	69
IMPULSE_M1 E2NF	18	9,7	17	6,2	2	39	54
IMPULSE_M1 C1R	32	16,6	33	12,9	6	59	52
IMPULSE_M1 C2R	19	7,8	19	8,0	7	29	41
IMPULSE_M1 C1L	23	14,6	17	11,8	7	51	63
IMPULSE_M1 C2L	14	6,8	15	5,1	3	30	47
IMPULSE_M2 E1F	39	14,4	38	11,6	12	66	37
IMPULSE_M2 E2F	25	7,4	25	6,3	10	38	29

Tabela 3.20. c.d.

IMPULSE_M2 E1NF	33	17,1	30	11,8	10	67	52
IMPULSE_M2 E2NF	22	10,6	20	7,6	6	50	48
IMPULSE_M2 C1R	29	15,0	27	11,6	-	59	51
IMPULSE_M2 C2R	23	8,5	23	7,6	7	36	37
IMPULSE_M2 C1L	34	15,0	30	8,6	7	68	44
IMPULSE_M2 C2L	22	9,5	21	6,1	6	41	43
IMPULSE_M3 E1F	31	8,7	33	4,4	11	45	28
IMPULSE_M3 E2F	22	7,6	19	6,3	12	41	35
IMPULSE_M3 E1NF	33	17,3	30	15,0	8	73	53
IMPULSE_M3 E2NF	22	8,1	22	5,0	11	39	36
IMPULSE_M3 C1R	26	13,3	25	8,7	-	59	51
IMPULSE_M3 C2R	18	6,0	18	4,1	8	31	34
IMPULSE_M3 C1L	37	19,9	31	10,8	10	85	54
IMPULSE_M3 C2L	26	11,5	24	7,5	7	50	44
IMPULSE_M4 E1F	27	9,3	27	5,9	8	45	35
IMPULSE_M4 E2F	19	9,6	16	7,0	6	40	52
IMPULSE_M4 E1NF	33	20,5	28	14,1	8	84	62
IMPULSE_M4 E2NF	21	9,1	19	8,3	9	40	43
IMPULSE_M4 C1R	22	10,4	23	6,3	-	43	48
IMPULSE_M4 C2R	13	3,3	14	2,3	5	17	25
IMPULSE_M4 C1L	29	14,2	29	8,4	9	65	49
IMPULSE_M4 C2L	23	11,5	20	9,1	8	45	51
IMPULSE_M5 E1F	14	8,5	12	6,5	0	31	62
IMPULSE_M5 E2F	8	5,4	7	3,8	-	20	69
IMPULSE_M5 E1NF	20	9,8	21	6,4	1	44	50
IMPULSE_M5 E2NF	16	12,5	14	7,8	1	48	77
IMPULSE_M5 C1R	17	9,9	17	9,7	-	31	58
IMPULSE_M5 C2R	10	3,7	11	2,8	2	15	35
IMPULSE_M5 C1L	23	11,9	23	8,7	5	49	53
IMPULSE_M5 C2L	24	19,9	19	12,4	4	67	82
IMPULSE_HM E1F	17	11,9	17	8,7	-	46	71
IMPULSE_HM E2F	12	10,4	9	8,9	0	38	86
IMPULSE_HM E1NF	18	12,7	18	8,3	0	51	70
IMPULSE_HM E2NF	11	6,7	11	5,4	1	27	63
IMPULSE_HM C1R	18	16,2	16	14,2	-	57	90
IMPULSE_HM C2R	8	7,7	8	6,5	-	22	93
IMPULSE_HM C1L	14	11,7	12	8,2	0	43	82
IMPULSE_HM C2L	8	6,9	6	5,0	-	22	87
IMPULSE_HL E1F	8	5,1	9	3,9	-	20	62
IMPULSE_HL E2F	5	3,7	5	3,0	1	15	71
IMPULSE_HL E1NF	12	9,1	11	5,5	-	31	73
IMPULSE_HL E2NF	7	4,6	7	3,1	0	16	68

Tabela 3.20. c.d.

IMPULSE_HL C1R	13	11,6	10	10,6	-	36	91
IMPULSE_HL C2R	6	5,7	6	5,3	-	16	92
IMPULSE_HL C1L	10	7,8	10	7,2	0	26	74
IMPULSE_HL C2L	7	6,4	6	5,3	-	19	89
IMPULSE_T1 E1F	19	11,5	20	7,2	0	47	60
IMPULSE_T1 E2F	11	9,4	9	6,8	-	34	85
IMPULSE_T1 E1NF	20	11,4	18	7,8	2	50	57
IMPULSE_T1 E2NF	10	6,1	9	5,2	1	22	62
IMPULSE_T1 C1R	16	6,9	15	5,5	2	30	43
IMPULSE_T1 C2R	19	12,9	15	11,0	2	43	69
IMPULSE_T1 C1L	24	15,4	21	11,7	4	61	65
IMPULSE_T1 C2L	16	6,6	19	4,1	3	27	41

3.5.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich maksymalnych wartości ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE, standaryzowanych względem masy ciała, w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu przed i po interwencji

W tabeli 3.21. i 3.22. zamieszczono wyniki analizy istotności różnic średnich standaryzowanych wartości maksymalnej wartości ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE, standaryzowanych względem masy ciała, podczas biegu, pomiędzy grupami przed i po interwencji.

Analiza wariancji wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupami w wartościach maksymalnego ciśnienia Max F w strefie trzeciej kości śródstopia M3, w strefach: piątej kości śródstopia M5 oraz palucha T1 w pomiarze przed interwencją. Analiza wariancji wykazała istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami w wartościach maksymalnego ciśnienia Max F w strefach: pierwszej kości śródstopia M1, trzeciej kości śródstopia M3, czwartej kości śródstopia M4 oraz piątej kości śródstopia M5 w pomiarze po interwencji.

Tabela 3.21. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich standaryzowanych wartości maksymalnego ciśnienia Max F, w anatomicznych strefach stopy, podczas biegu, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	Max F_M1 [Ncm ² kg ⁻¹]	Max F_M2 [Ncm ² kg ⁻¹]	Max F_M3 [Ncm ² kg ⁻¹]	Max F_M4 [Ncm ² kg ⁻¹]	Max F_M5 [Ncm ² kg ⁻¹]	Max F_HM [Ncm ² kg ⁻¹]	Max F_HL [Ncm ² kg ⁻¹]	Max F_T1 [Ncm ² kg ⁻¹]
E1F - E1NF	0,1697 ^D	0,1022 ^T	0,9952 ^T	0,2123 ^D	0,0057*^T	0,8200 ^D	0,5007 ^D	0,9474 ^T
E1F - C1R			0,0753 ^T		0,6526 ^T			0,0173*
E1F - C1L			0,8644 ^T		0,0401*^T			0,6426 ^T
E1NF - C1R			0,0420*^T		0,1223 ^T			0,0711 ^T
E1NF - C1L			0,7402 ^T		0,9021 ^T			0,9217 ^T
C1R - C1L			0,3436 ^T		0,4136 ^T			0,2599 ^T
E2F - E2NF	0,6316 ^D	0,2186 ^T	1,0000 ^D	1,0000 ^D	0,0741 ^D	0,5123 ^D	0,6195 ^D	0,0552 ^T
E2F - C2R	1,0000 ^D		0,2578 ^D	0,1354 ^D	1,0000 ^D			
E2F - C2L	0,0364*^D		1,0000 ^D	1,0000 ^D	0,0122*^D			
E2NF - C2R	1,0000 ^D		0,3834 ^D	0,0152*^D	0,9506 ^D			
E2NF - C2L	1,0000 ^D		1,0000 ^D	1,0000 ^D	1,0000 ^D			
C2R - C2L	0,4934 ^D		0,0226*^D	0,0129*^D	0,2766 ^D			

Test post hoc wykazał, że wartości zmiennej Max F_M3 były istotnie wyższe w pomiarze przed interwencją dla kończyny niezajętej w grupie eksperymentalnej w stosunku do pomiaru dla kończyny prawej w grupie kontrolnej o 30% ($p < 0,05$). Po interwencji wartości zmiennej Max F_M3 nie różniły się istotnie pomiędzy kończynami z grupy eksperymentalnej i kontrolnej, a jedynie pomiędzy kończyną prawą i lewą z grupy kontrolnej ($p < 0,05$).

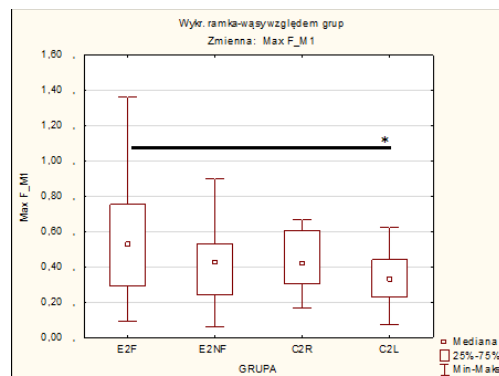
Wartości osiągnięte w strefie piątej kości śródstopia M5 różniły się istotnie w pomiarze przed interwencją pomiędzy grupą E1F a grupami E1NF i C1L. Wynik osiągnięty przez kończynę niezajętą w grupie eksperymentalnej był o 41% wyższy ($p < 0,01$), a przez kończynę lewą w grupie kontrolnej o 37% wyższy ($p < 0,05$) od wyniku osiągniętego przez kończynę zajętą. Po interwencji utrzymuje się tendencja wyższych wartości osiągniętych przez lewą kończynę dolną w stosunku do kończyny dolnej zajętej ($p < 0,05$), jednak zaciera się różnica pomiędzy rozkładem obciążenia prawej kości śródstopia pomiędzy kończynami zajętą i niezajętą w grupie eksperymentalnej, która w pomiarze po interwencji nie wykazała istotności statystycznej.

Wartości osiągnięte w strefie palucha T1 w pomiarze przed interwencją były wyższe dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej o 44% ($p < 0,05$) w stosunku do wartości osiągniętych przez kończynę prawą w grupie kontrolnej. W pomiarze po

interwencji można zauważyć przeniesienie tej tendencji rozkładu obciążenia na strefę pierwszej kości śródstopia. M1, gdzie wartości zmiennej Max F_M1 były istotnie wyższe dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej w stosunku do pomiaru dla kończyny lewej w grupie kontrolnej o 41% ($p < 0,05$).

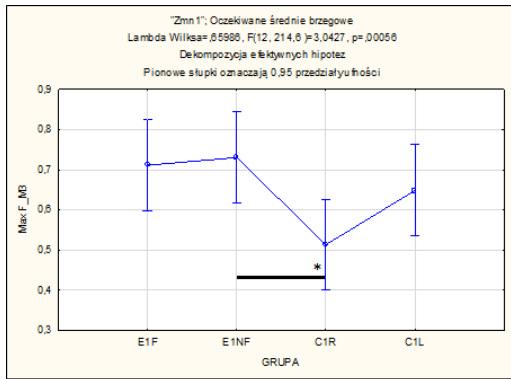
Analizując bezwzględne wartości maksymalnego ciśnienia Max F oraz istotność statystyczną zmiennych w strefach, zaobserwowano najniższe wartości ciśnienia w strefie piątej kości śródstopia w kończynie zajętej przed interwencją w stosunku do pozostałych badanych kończyn. Po interwencji ta tendencja się zmniejszyła. Przed interwencją największe ciśnienie w strefie piątej kości śródstopia M5 wykazywała niezajęta kończyna, po interwencji tendencja ta została przeniesiona na strefę czwartej kości śródstopia M4. Największe ciśnienie w trakcie biegu przed interwencją na strefę palucha wykazywała kończyna zajęta. Po interwencji tendencja ta przeniosła się na strefę pierwszej kości śródstopia.

Ryciny 3.24 – 3.28 prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich standaryzowanych wartości maksymalnego ciśnienia Max F, w których odnotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy zmiennymi w analizowanych grupach przed i po interwencji.

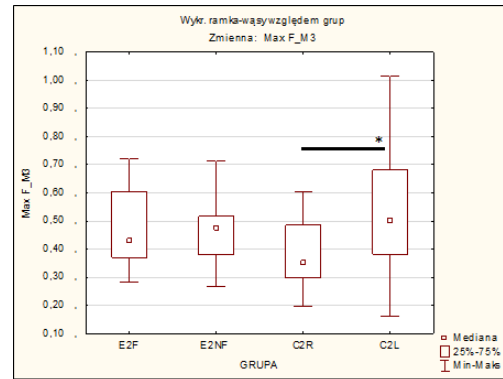


Ryc. 3.24. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie M1 pomiędzy grupami po interwencji

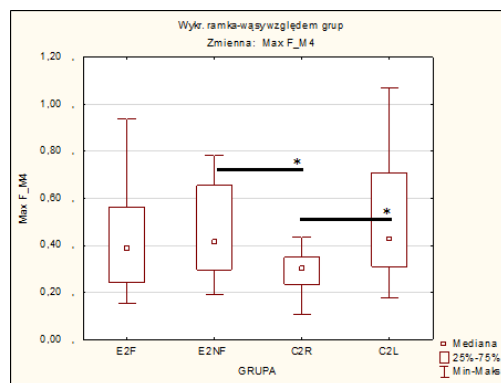
a)



b)

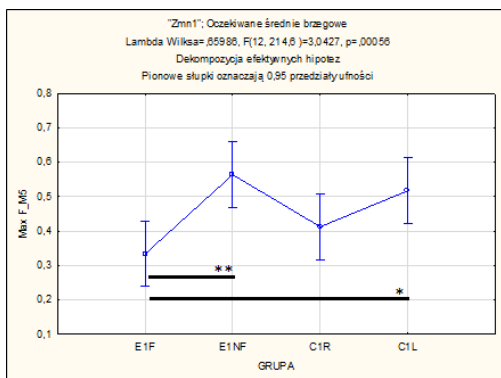


Ryc. 3.25. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie M3 pomiędzy grupami przed interwencją (a) oraz po interwencji (b)

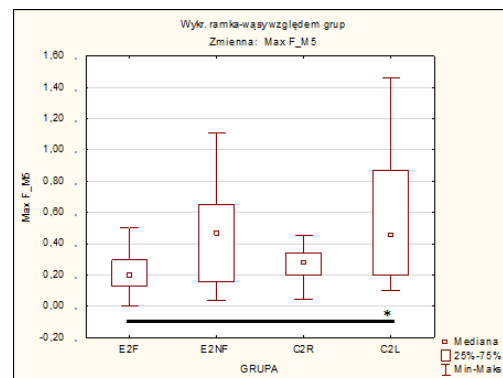


Ryc. 3.26. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie M4 pomiędzy grupami po interwencji

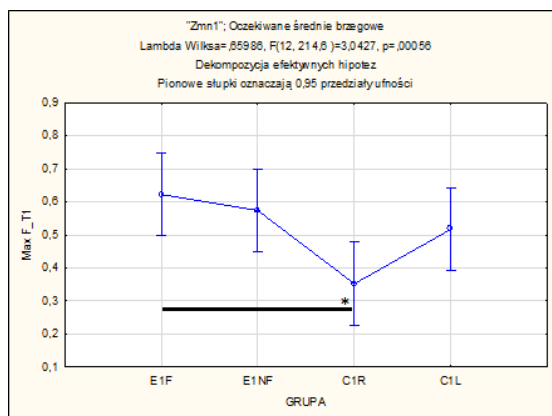
a)



b)



Ryc. 3.27. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie M5 pomiędzy grupami przed interwencją (a) oraz po interwencji (b)



Ryc. 3.28. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie T1 pomiędzy grupami przed interwencją

Tabela 3.22. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich standaryzowanych wartości impulsu siły IMPULSE, w anatomicznych strefach stopy, podczas biegu, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	IMPULSE_ M1 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE_ M2 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE_ M3 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE_ M4 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE_ M5 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE_ HM [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE_ HL [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE_ T1 [Nscm ² kg ⁻¹]
E1F - E1NF	0,1199 ^D	0,5771 ^T	0,1415 ^T	0,2424 ^D	0,0596 ^D	0,7956 ^D	0,6281 ^D	0,2057 ^T
E1F - C1R								
E1F - C1L								
E1NF - C1R								
E1NF - C1L								
C1R - C1L								
E2F - E2NF	0,5766 ^D	0,5771 ^T	1,0000 ^D	0,8046 ^T	0,0333^{+D}	0,2666 ^D	0,7499 ^D	1,0000 ^D
E2F - C2R	1,0000 ^D		0,8698 ^D	0,1669 ^T	0,7156 ^D			0,1789 ^D
E2F - C2L	0,0272^{+D}		1,0000 ^D	0,3878 ^T	0,0013^{***D}			0,0898 ^D
E2NF - C2R	1,0000 ^D		0,4094 ^D	0,0192^{+T}	1,0000 ^D			0,0923 ^D
E2NF - C2L	1,0000 ^D		1,0000 ^D	0,8995 ^T	1,0000 ^D			0,0440^{+D}
C2R - C2L	0,5626 ^D		0,0298^{+D}	0,0024^{***T}	0,1960 ^D			1,0000 ^D

Analiza wariancji nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami w wartościach impulsu siły IMPULSE w pomiarze przed interwencją. Blisko osiągnięcia istotności były wartości impulsu siły IMPULSE w strefie piątej kości śródstopia M5. Analiza wariancji wykazała istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami w wartościach impulsu siły IMPULSE w strefach: pierwszej kości śródstopia M1, trzeciej kości śródstopia M3, czwartej kości śródstopia M4, piątej kości śródstopia M5 oraz palucha T1 w pomiarze po interwencji.

W pomiarze po interwencji najwyższe wartości impulsu siły w strefie pierwszej kości śródstopia M1 osiągnęła kończyna zajęta, wartości te były większe o 50% ($p < 0,05$) w kończynie zajętej z grupy eksperymentalnej w stosunku do kończyny lewej

z grupy kontrolnej. Przed interwencją zależność była taka sama, jednak różnica pomiędzy wartościami impulsu siły w strefie M1 pomiędzy powyższymi grupami wynosiła 32%. Zarówno w pomiarze przed jak i po interwencji najwyższe wartości impulsu siły z pośród wszystkich kończyn dolnych osiągnęła kończyna zajęta, po interwencji ta tendencja się zwiększyła.

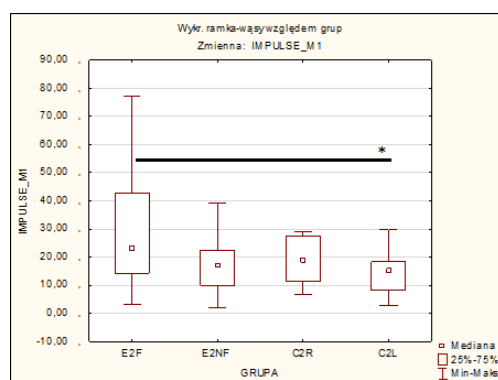
W strefie palucha T1 przed interwencją kończyna zajęta z grupy eksperymentalnej osiąga niższe o 21 %, a kończyna niezajęta niższe o 17 % wartości impulsu siły w stosunku do lewej kończyny dolnej z grupy kontrolnej. Różnice ta nie wykazują istotności statystycznej $p < 0,05$. Po interwencji kończyna zajęta z grupy eksperymentalnej osiąga niższe o 31 % wartości zmiennej IMPULSE_T1 w stosunku do kończyny lewej z grupy kontrolnej, a także o 42 % niższe wartości tej zmiennej w stosunku do kończyny prawej z grupy kontrolnej. Niezajęta kończyna osiąga odpowiednio niższe o 37% niższe wartości impulsu siły w strefie T1 w stosunku do kończyny lewej z grupy kontrolnej i o 47% niższe wartości w stosunku do kończyny prawej z grupy kontrolnej. Ze względu na nieparametryczny rozkład zmiennych, co wiąże się z analizą median wartości, istotność statystyczną wykazuje jedynie różnica pomiędzy grupami E2NF i C2L. Zauważalna jest jednak wyraźna tendencja do osiągania niższych wartości zmiennej w kończynach w grupie eksperymentalnej oraz do wzrostu tej tendencji w pomiarze po interwencji.

Wartości impulsu siły IMPULSE w strefach czwartej i piątej kości śródstopia (M4; M5) osiągnęły niską medianę wartości w pomiarze dla kończynie zajętej, zarówno przed jak i po interwencji. Kończyna niezajęta osiąga stosunkowo wysokie wartości median tej zmiennej, a najwyższe wartości osiągnęła kończyna lewa w pomiarze przed i po interwencji. W pomiarze przed interwencją w strefie M4 wartości impulsu siły dla kończyny niezajętej są wyższe o 33% w stosunku do wartości osiąganych przez kończynę prawą w grupie kontrolnej. W strefie M5 w pomiarze przed interwencją kończyna zajętej osiągnęła o 39% niższe wartości w stosunku do kończyny lewej oraz o 30% niższe wartości w stosunku do kończyny niezajętej z grupy eksperymentalnej. Powyższe różnice nie osiągnęły poziomu istotności statystycznej równej $p < 0,05$. W pomiarze po interwencji amplituda różnic pomiędzy wartościami dla kończyn z grupy eksperymentalnej i kontrolnej się zwiększa, stąd w pomiarze po interwencji różnice wykazują istotność statystyczną. W strefie M4 w pomiarze po interwencji kończyna niezajęta osiągnęła o 38% ($p < 0,05$) wyższe wartości w stosunku do kończyny prawej z grupy eksperymentalnej. W strefie M5 w pomiarze po interwencji kończyna

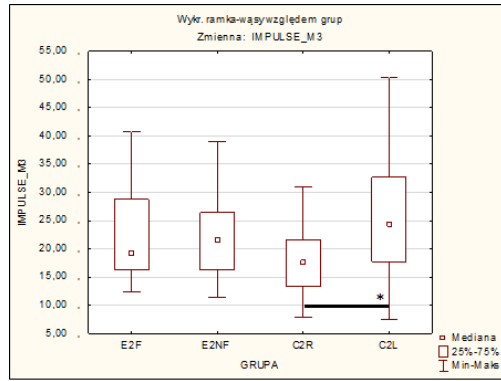
zajęta osiągnęła o 66% ($p < 0,005$) niższe wartości w stosunku do kończyny lewej w grupie kontrolnej oraz o 50 % ($p < 0,05$) niższe wartości w stosunku do kończyny niezajętej z grupy eksperymentalnej. W pomiarach w strefie M4 i M5 zauważalna jest tendencja do wzrostu różnic pomiędzy wynikami grupy

W zakresie zmiennej impulsu siły IMPULSE można zaobserwować zależności stosunkowo wysokich wartości dla kończyny zajętej w strefie M1 oraz niskich wartości w strefie T1 w porównaniu do pozostałych badanych kończyn dolnych. W strefach M4 i M5 stosunkowo wysokie wartości impulsu siły osiągnęła niezajęta kończyna dolna, a niskie wartości zajęta kończyna dolna w stosunku do kończyn z grupy kontrolnej. Zaobserwowano istotną tendencję do spadku wartości wszystkich zmiennych we wszystkich badanych grupach w pomiarze po interwencji względem pomiaru przed interwencją. Jednak bezwzględna wartość spadku wartości była większa w pomiarach dla kończyn dolnych z grupy kontrolnej, stąd amplituda wartości stała się wyraźniejsza w pomiarze po interwencji.

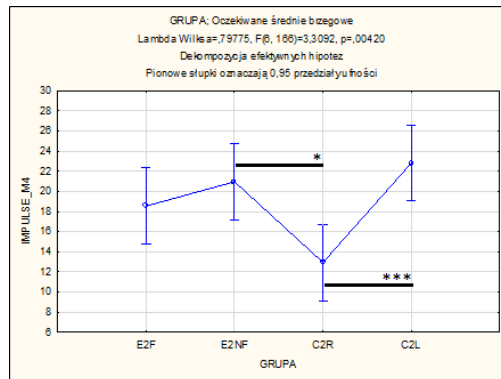
Ryciny 3.29 – 3.33 prezentują graficzną interpretację wyników analizy istotności różnic średnich standaryzowanych wartości impulsu siły IMPULSE, w których odnotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy zmiennymi w analizowanych grupach po interwencji.



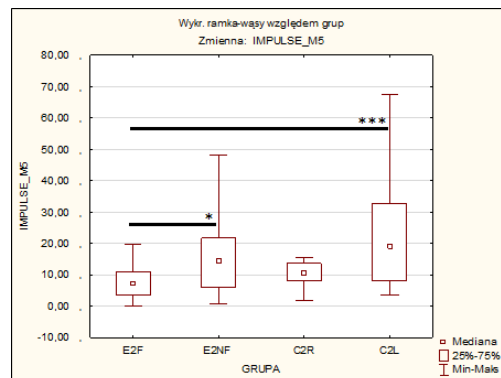
Ryc. 3.29. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie M1 pomiędzy grupami po interwencji



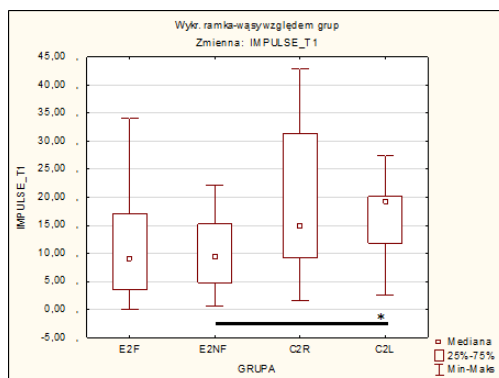
Ryc. 3.30. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie M3 pomiędzy grupami po interwencji



Ryc. 3.31. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie M4 pomiędzy grupami po interwencji



Ryc. 3.32. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie M5 pomiędzy grupami po interwencji



Ryc.3.33. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie T1 pomiędzy grupami po interwencji

3.5.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych zmiennych maksymalnego ciśnienia Max F oraz impulsu siły IMPULSE, w strefach anatomicznych stóp, podczas biegu przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.23 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami maksymalnego ciśnienia Max F, w strefach anatomicznych stóp, podczas biegu, w badanych grupach przed i po interwencji.

Tabela 3.23. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami maksymalnego ciśnienia Max F, w strefach anatomicznych stóp, podczas biegu, dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji

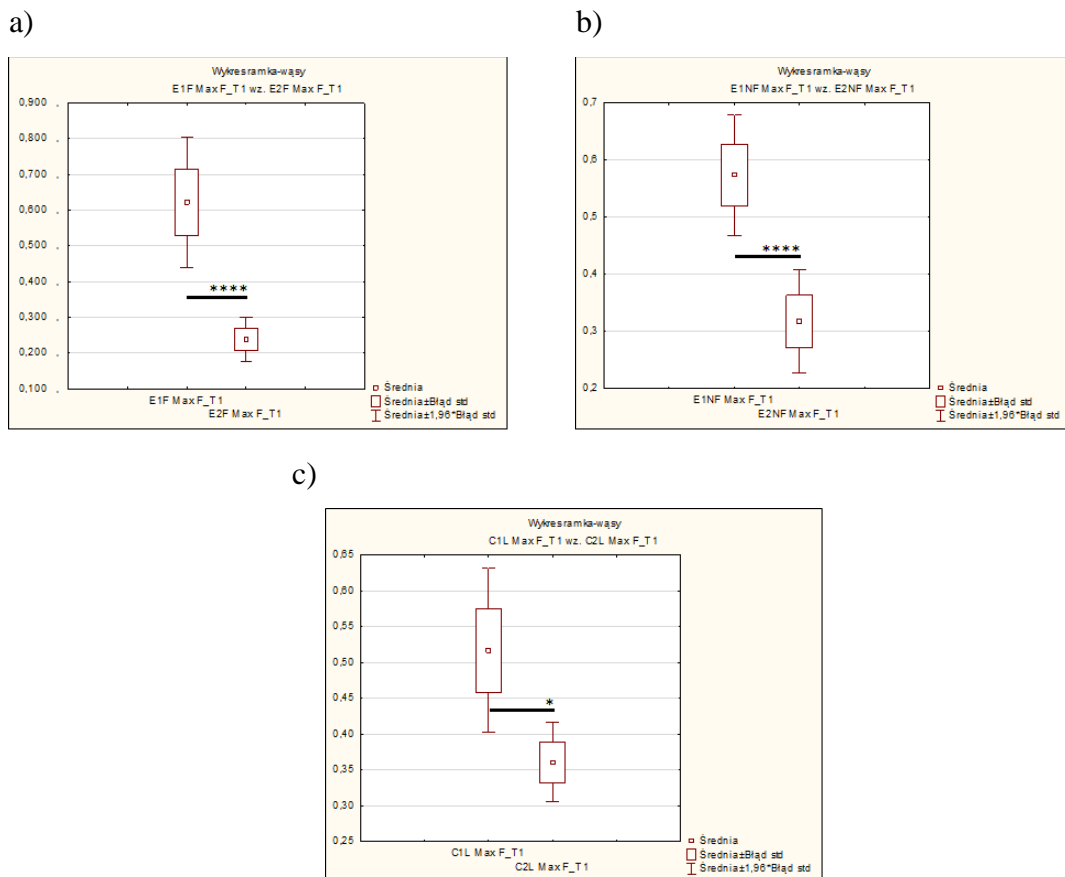
Zmienna/ Grupa	MaxF_ M1 [Ncm ² kg ⁻¹]	MaxF_ M2 [Ncm ² kg ⁻¹]	MaxF_ M3 [Ncm ² kg ⁻¹]	MaxF_ M4 [Ncm ² kg ⁻¹]	MaxF_ M5 [Ncm ² kg ⁻¹]	MaxF_ HM [Ncm ² kg ⁻¹]	MaxF_ HL [Ncm ² kg ⁻¹]	MaxF_ _T1 [Ncm ² kg ⁻¹]
E1F vs. E2F	0,1295 [†]	0,0003****†	0,0001****W	0,0090**W	0,0111*†	0,0007****†	0,0008****W	0,0000****†
E1NF vs. E2NF	0,0014****W	0,0010****†	0,0020****†	0,0045****W	0,0750 [†]	0,0392*W	0,0037***W	0,0000****†
C1R vs. C2R	0,0019****W	0,1056 [†]	0,0075**†	0,0006****†	0,0087**†	0,0008****W	0,0011****W	0,3542 [†]
C1L vs. C2L	0,0015****†	0,0001****†	0,0208*†	0,2360 ^W	0,6148 ^W	0,0716 ^W	0,0050**W	0,0053**†

Przeprowadzona analiza istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi za pomocą testu t-Studenta dla zmiennych zależnych oraz testu Wilcoxon wskazuje, że większość wartości maksymalnego ciśnienia Max F odnotowanej w pierwszym badaniu różniło się istotnie statystycznie w stosunku do wyników badania drugiego, zarówno w grupie eksperymentalnej, jak i kontrolnej (p<0,05).

Należy zaznaczyć, że prawie wszystkie uzyskane rezultaty drugiego badania były niższe w stosunku do wyników badania przed interwencją, za wyjątkiem dwóch zmiennych: maksymalnego ciśnienia w strefie M5 w pomiarze dla lewej kończyny z grupy kontrolnej oraz w strefie T1 w pomiarze dla prawej kończyny dolnej z grupy

kontrolnej. Wymienione zmienne osiągały nieznacznie wyższe wartości w pomiarze po interwencji.

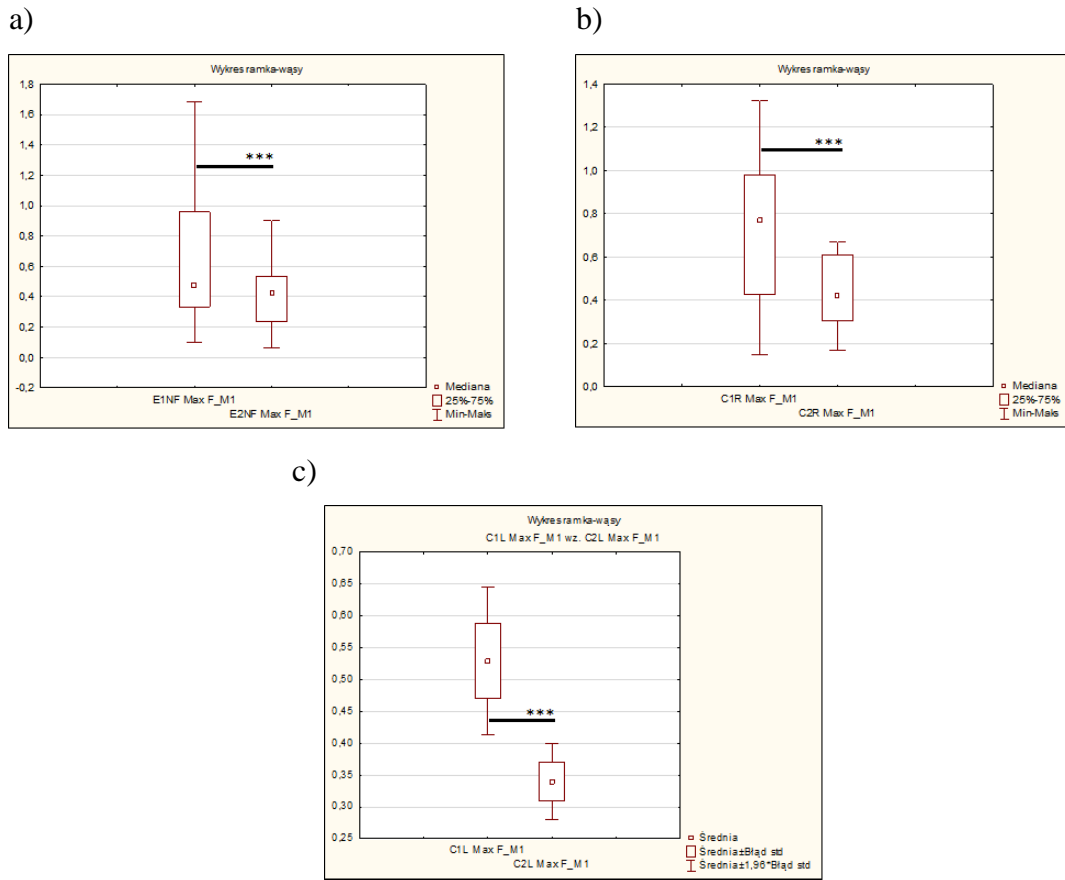
Najwyższy istotny statystycznie spadek maksymalnego ciśnienia Max F na poziomie 61% odnotowano w strefie palucha T1 w pomiarze dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej ($p < 0,001$). W tej strefie również wysoki spadek wartości o 44% wykazano w pomiarze dla kończyny niezajętej z grupy eksperymentalnej ($p < 0,001$). Kończyny z grupy kontrolnej w pomiarze w tej strefie wykazały mniejszy spadek wartości lub nieistotny statystycznie wzrost. Co istotne, przed interwencją kończyny z grupy eksperymentalnej osiągały znacznie wyższe wartości Max F w strefie palucha w stosunku do kończyn z grupy kontrolnej (Ryc. 3.19). Zanotowany wyraźny spadek wartości tej zmiennej w pomiarze po interwencji świadczy o tendencji do wyrównania wartości maksymalnego ciśnienia w strefie T1 wśród badanych grup.



Ryc. 3.34. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie T1 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

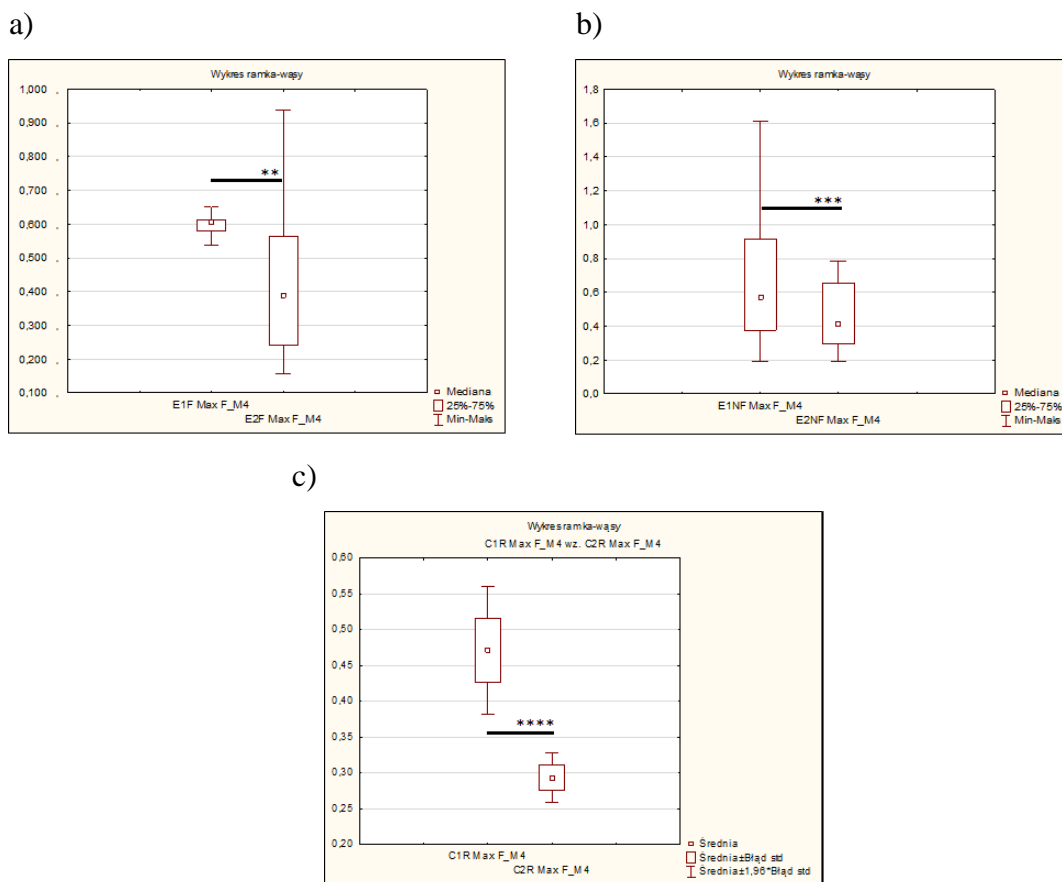
W strefie pierwszej kości śródstopia istotny statystycznie spadek wartości maksymalnego ciśnienia Max F zanotowano w pomiarach po interwencji dla kończyn: niezajętej z grupy eksperymentalnej oraz prawej i lewej z grupy kontrolnej ($p < 0,005$),

odpowiednio o 37%, 39% i 36%. Spadek wartości zmiennej Max F_M1 w pomiarze dla kończyny zajętej z grupy eksperymentalnej wyniósł 15% i nie był istotny statystycznie ($p > 0,05$).

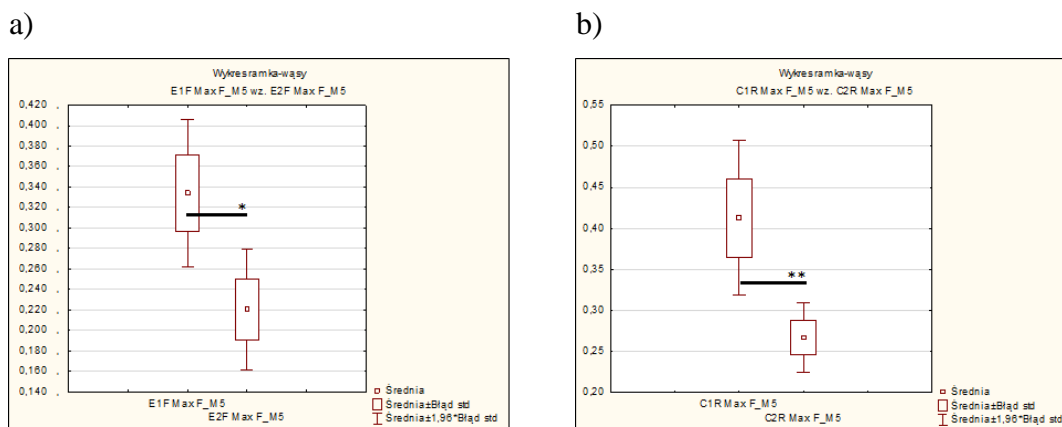


Ryc. 3.35. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie M1 dla kończyny niezajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) i lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

W strefach czwartej i piątej kości śródstopia wartość maksymalnego ciśnienia wykazała najbardziej istotny spadek w pomiarach dla kończyn: zajętej i niezajętej z grupy eksperymentalnej oraz prawej z grupy kontrolnej, odpowiednio o 27%, 33 % oraz 38% w strefie M4 i o 33%, 23%, 34% w strefie M5. Istotność spadku wartości zmiennej była wysoka w strefie M4 i wynosiła od $p < 0,01$ do $p < 0,001$. W strefie M5 istotność była na niższym poziomie od $p < 0,01$ do $p < 0,05$. Wyższa procentowa wartość spadku wartości Max F w strefie M4 w pomiarze dla kończyny niezajętej w stosunku do niższej procentowej wartości spadku wartości tej zmiennej w pomiarze dla kończyny zajętej oznacza tendencję do wyrównywania dysproporcji w rozkładzie obciążenia zewnętrznej krawędzi stopy pomiędzy kończynami z grupy eksperymentalnej.



Ryc. 3.36. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie M4 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

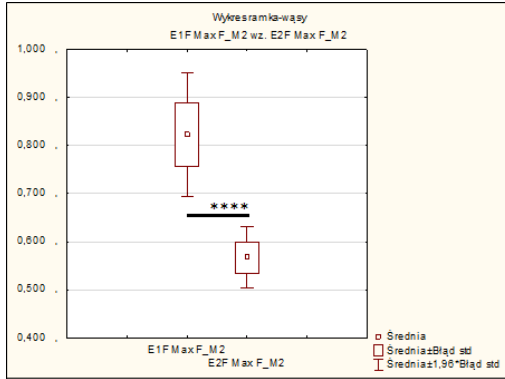


Ryc. 3.37. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie M5 dla kończyny zajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

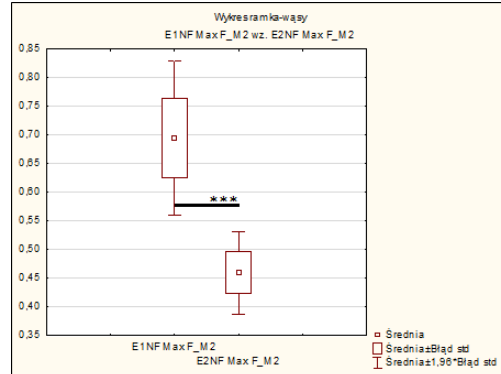
W zakresie wartości zmiennych maksymalnego ciśnienia w strefach łuku poprzecznego stopy oraz w strefach pięty zaobserwowano istotny spadek, odpowiednio o 25-37% w strefach M2 i M3 oraz o 33-48% w strefach HM i HL we wszystkich badanych grupach. Większy spadek wartości maksymalnego ciśnienia mierzonej

w trakcie biegu w strefach pięty w stosunku do niższych wartości spadku w strefach łuku poprzecznego stopy świadczy o przeniesieniu wektora sił reakcji podłoża w kierunku przodostopia w pomiarze po interwencji.

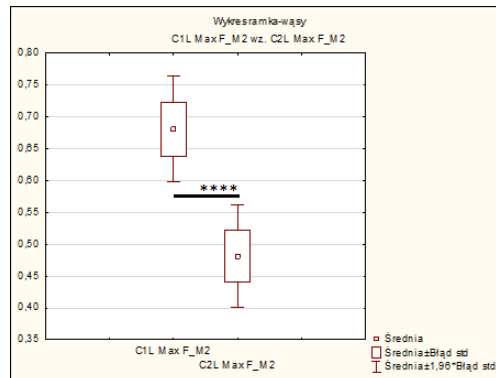
a)



b)

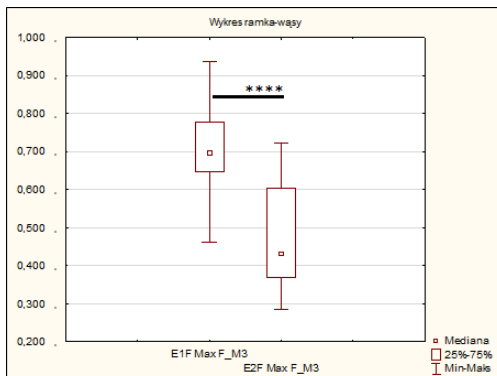


c)

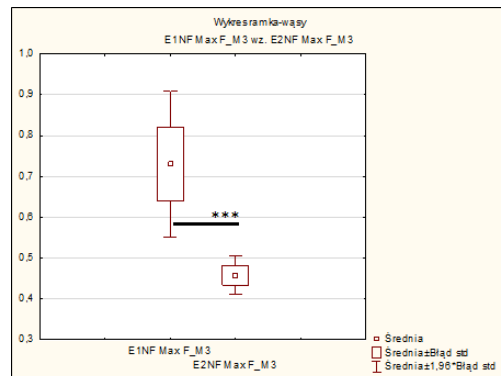


Ryc. 3.38. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie M2 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

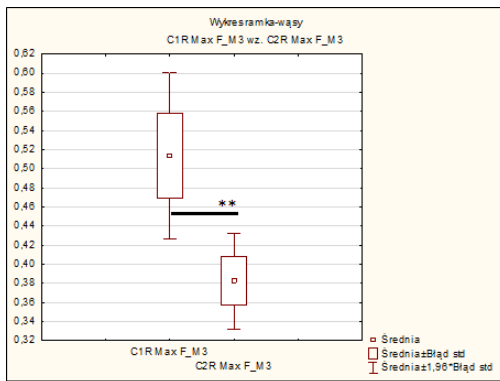
a)



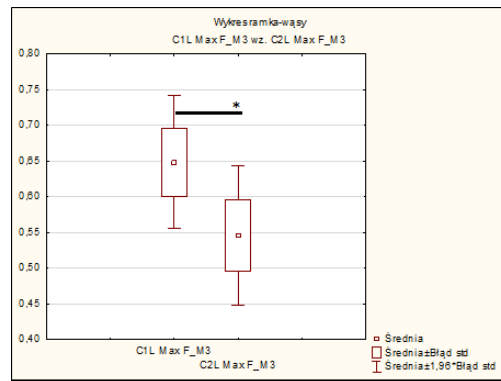
b)



c)

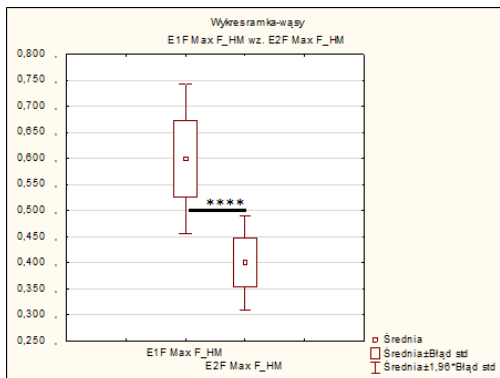


d)

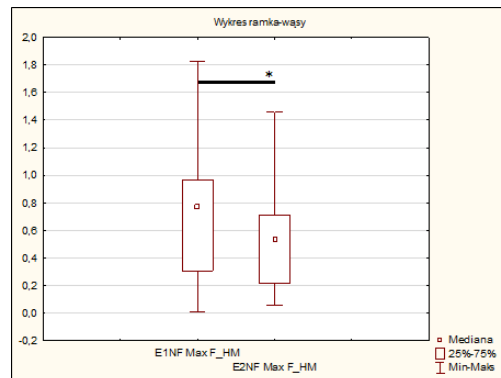


Ryc.3.39. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie M3 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) i lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

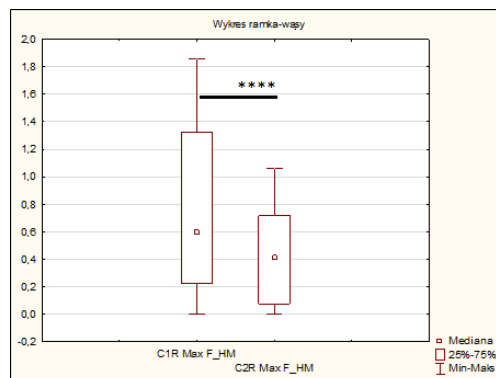
a)



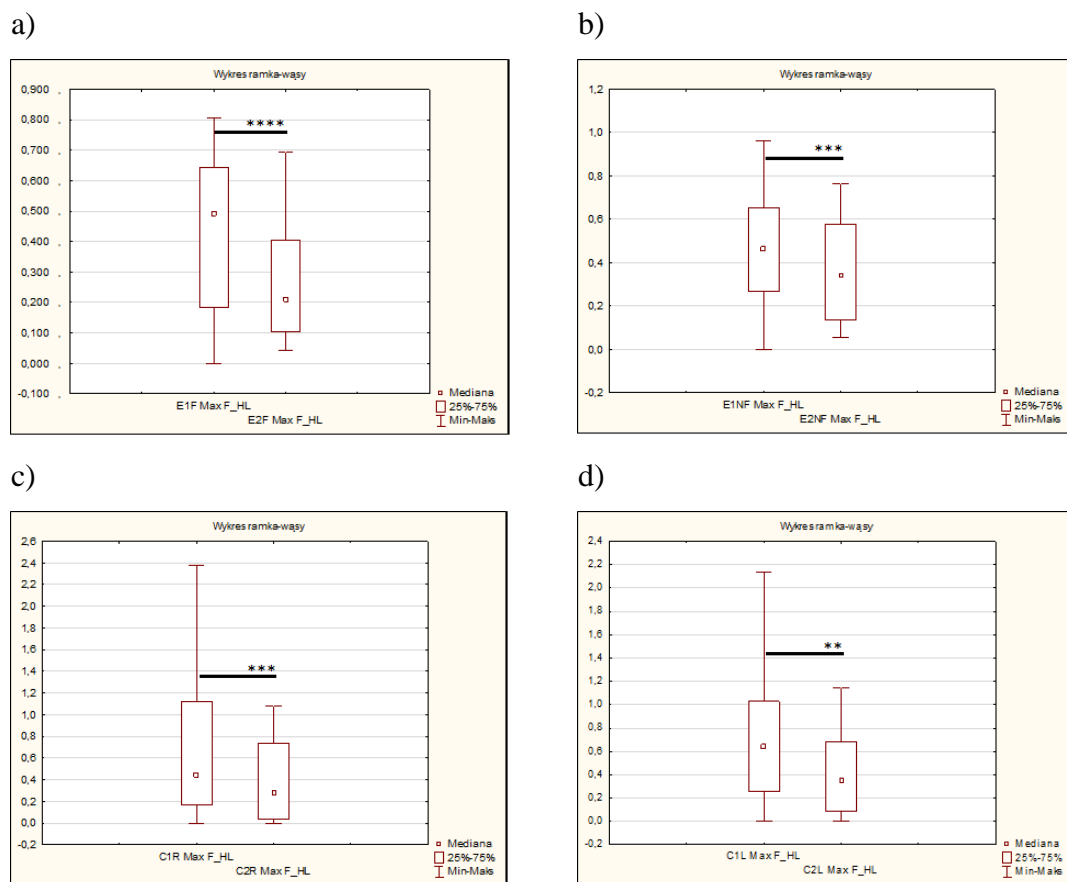
b)



c)



Ryc. 3.40. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie HM dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji



Ryc. 3.41. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie HL dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) i lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

W tabeli 3.24 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami impulsu siły IMPULSE, w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu, w badanych grupach przed i po interwencji.

Tabela 3.24. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami impulsu siły IMPULSE, w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu, dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji

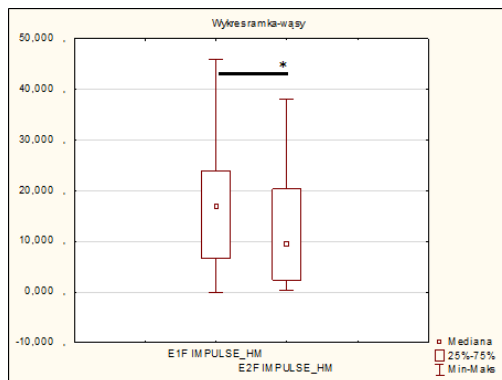
Zmienna/ Grupa	IMPULSE_ M1 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _M2 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _M3 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _M4 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _M5 [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _HM [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _HL [Nscm ² kg ⁻¹]	IMPULSE _T1 [Nscm ² kg ⁻¹]
E1F vs. E2F	0,0619 ^w	0,0001**** t	0,0003**** t	0,0033**** t	0,0061** t	0,0186* w	0,0006**** t	0,0015*** w
E1NF vs. E2NF	0,0012*** w	0,0032*** t	0,0037*** w	0,0033*** w	0,1154 ^w	0,0028*** t	0,0030*** t	0,0001**** t
C1R vs. C2R	0,0012*** w	0,0627	0,0026*** t	0,0004**** t	0,0061** t	0,0003**** w	0,0007**** w	0,2142 ^t
C1L vs. C2L	0,0030*** w	0,0002**** t	0,0014*** w	0,0446* t	0,6639 ^w	0,0013*** t	0,0130* w	0,0182* t

Przeprowadzona analiza istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi za pomocą testu t-Studenta dla zmiennych zależnych oraz testu Wilcozona wskazuje, że większość wartości impulsu siły IMPULSE odnotowanego w pierwszym badaniu różniło się istotnie statystycznie w stosunku do wyników badania drugiego, zarówno w grupie eksperymentalnej, jak i kontrolnej ($p < 0,05$).

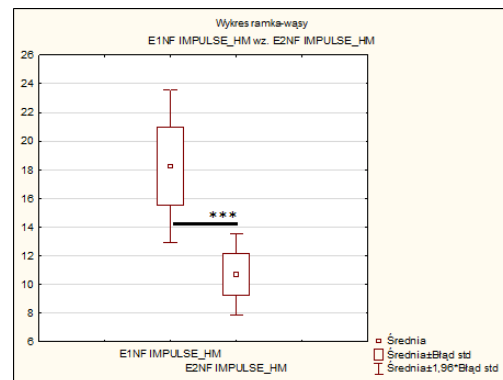
Należy zaznaczyć, że prawie wszystkie uzyskane rezultaty drugiego badania były niższe w stosunku do wyników badania przed interwencją, za wyjątkiem dwóch zmiennych: maksymalnego ciśnienia w strefie M5 w pomiarze dla lewej kończyny z grupy kontrolnej oraz w strefie T1 w pomiarze dla prawej kończyny dolnej z grupy kontrolnej. Wymienione zmienne osiągały nieznacznie wyższe wartości w pomiarze po interwencji.

Najwyższy statystycznie istotny spadek impulsu siły IMPULSE na poziomie od 29% do 56 % odnotowano w strefie bocznej pięty HM oraz od 30% do 54% w strefie przyśrodkowej pięty. Większe spadki impulsu siły IMPULSE dla kończyn z grupy kontrolnej odnotowano w strefie przyśrodkowej pięty HM, natomiast większe spadki dla kończyn z grupy eksperymentalnej odnotowano w strefie bocznej pięty HL.

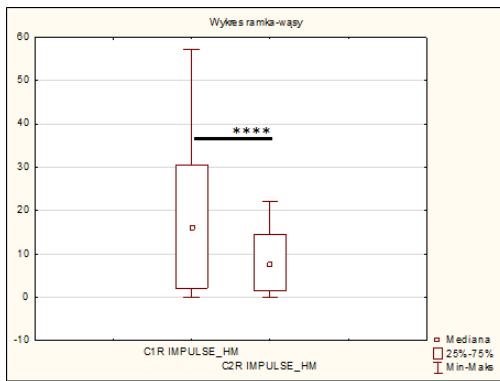
a)



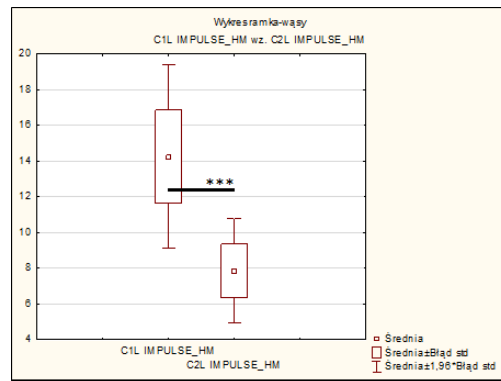
b)



c)

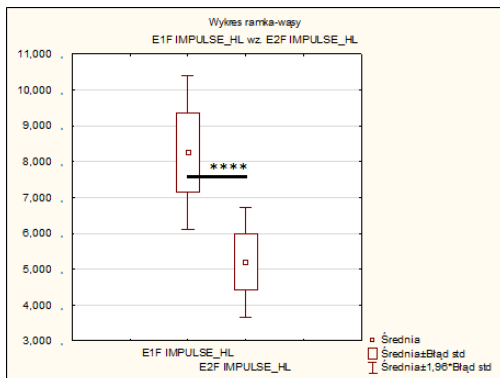


d)

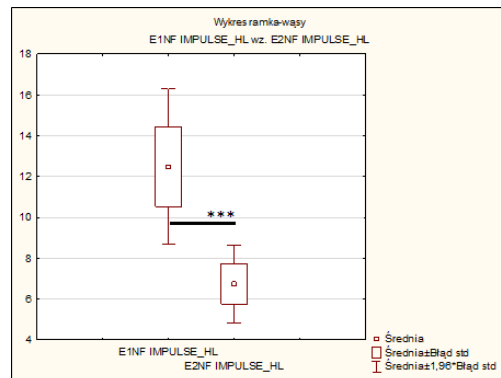


Ryc. 3.42. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie HM dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

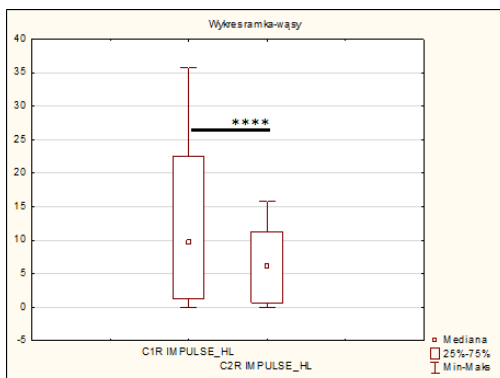
a)



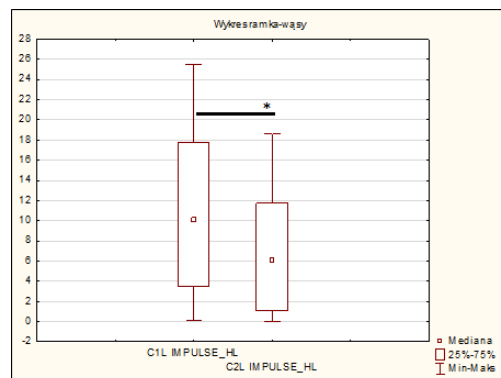
b)



c)



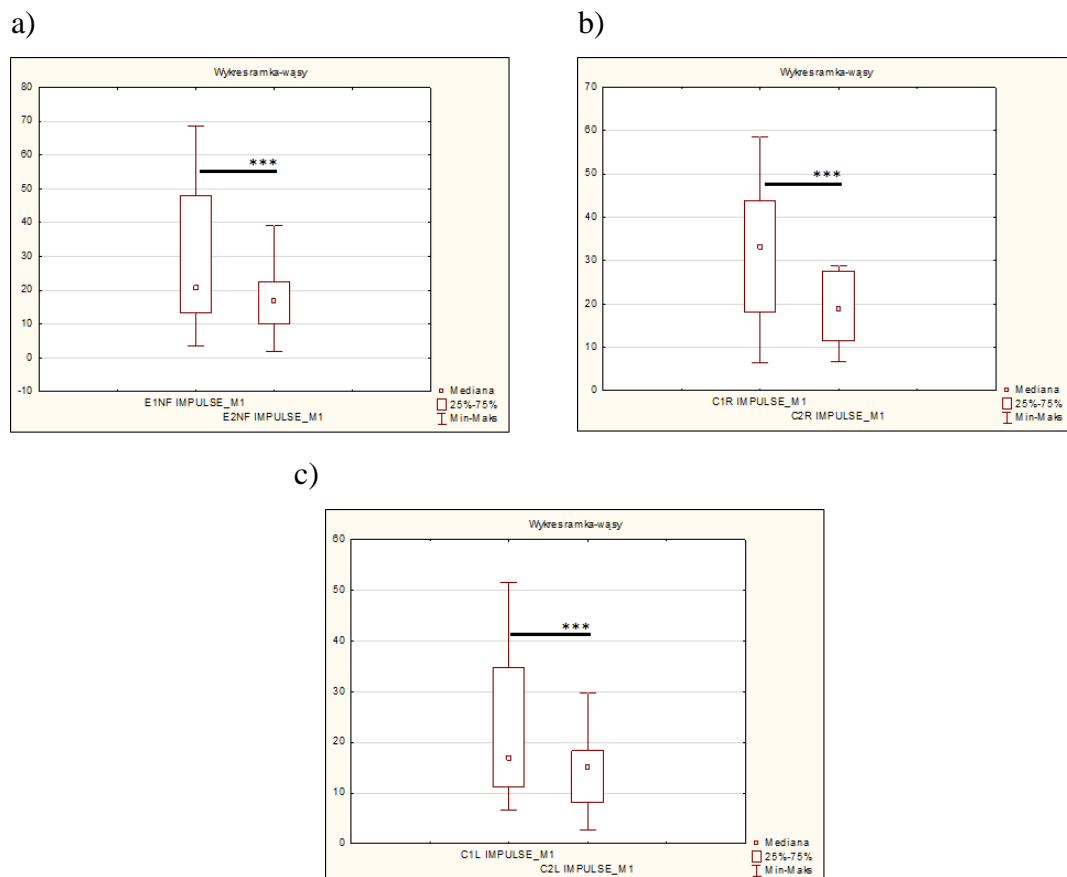
d)



Ryc. 3.43. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie HL dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

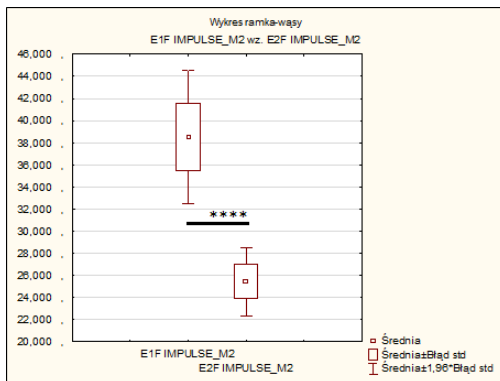
Również wysoką znamiennością statystyczną charakteryzuje się różnica w wartościach impulsu siły IMPULSE w strefach poprzecznego łuku stopy M2, M3, M4. W strefie M2 najwyraźniejszy był spadek wartości impulsu siły po interwencji w pomiarze dla kończyny zajętej z grupy eksperymentalnej i wynosił 36% ($p < 0,001$).

W strefach M3 i M4 największą wartość spadku odnotowano w pomiarze dla kończyny niezajętej z grupy eksperymentalnej, odpowiednio o 33% i 36%. W kończynach z grupy kontrolnej również nastąpił spadek wartości impulsu siły w pomiarze po interwencji, jednak o niższej istotności. Należy zaznaczyć, że przeciwne zależności zaobserwowano w pomiarach w strefach M1 i M5, w których spadki wartości impulsu siły po interwencji wykazują znacznie mniejszą istotność statystyczną. Spadek wartości w strefie M1 wynosi od 18% w pomiarze dla kończyny zajętej ($p>0,05$), przez 40% w pomiarze dla kończyny niezajętej ($p<0,005$) z grupy eksperymentalnej, po 41% w pomiarze dla kończyny prawej z grupy kontrolnej ($p<0,005$). Spadek wartości w strefie M5 wynosi od 20% w pomiarze dla kończyny niezajętej ($p>0,05$), do 43% w pomiarze dla kończyny zajętej ($p<0,01$) z grupy eksperymentalnej. Taki rozkład spadku impulsu siły IMPULSE wskazuje na relatywne przeniesienie wektorów sił na strefę pierwszej i piątej kości śródstopia z zyskiem odciążenia stref łuku poprzecznego stopy.

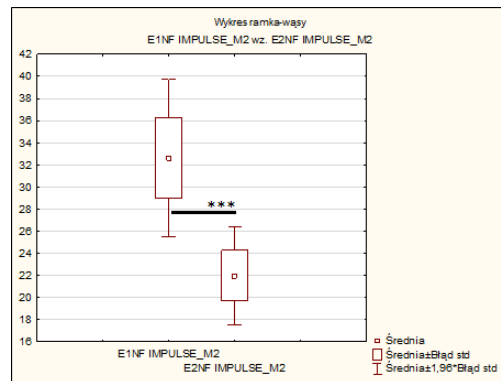


Ryc. 3.44. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M1 dla kończyny niezajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) i lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

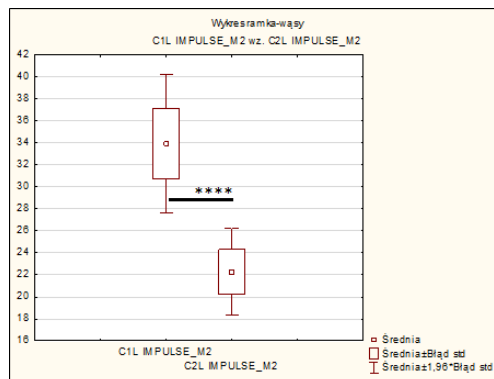
a)



b)

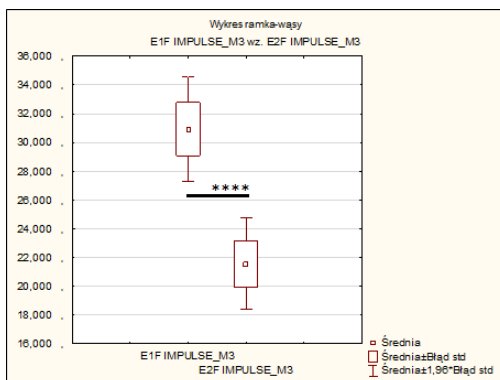


c)

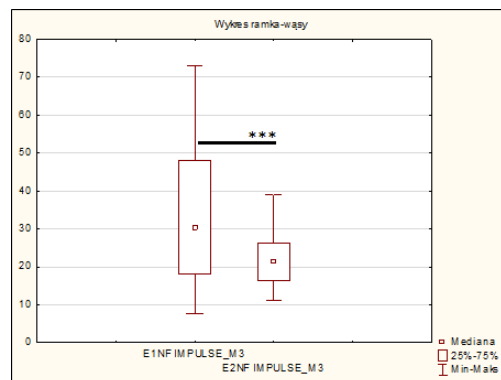


Ryc. 3.45. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M2 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

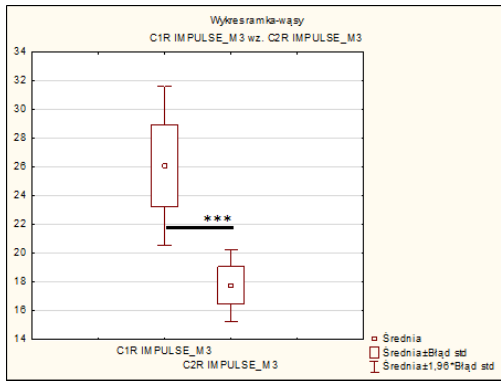
a)



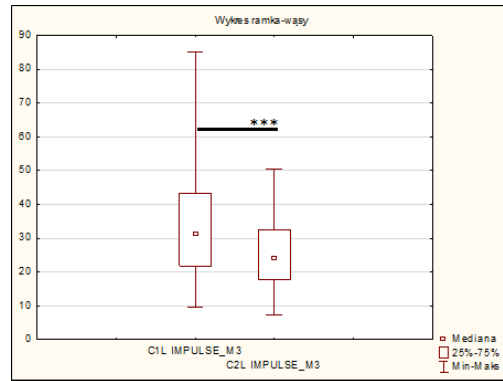
b)



c)

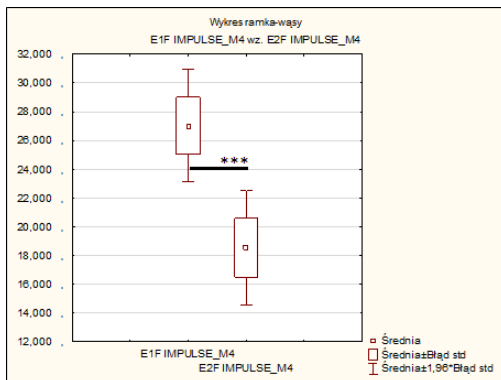


d)

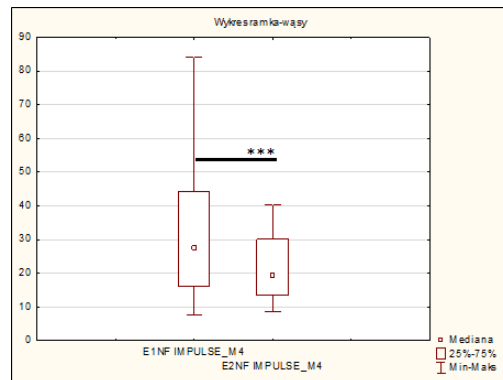


Ryc. 3.46. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M3 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

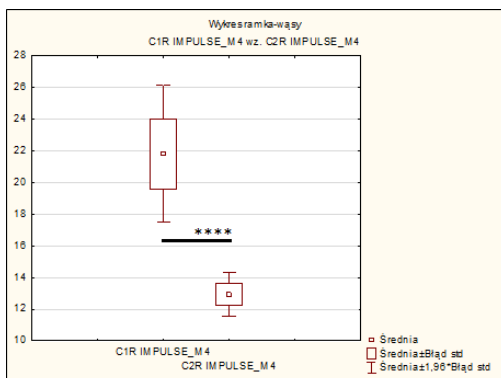
a)



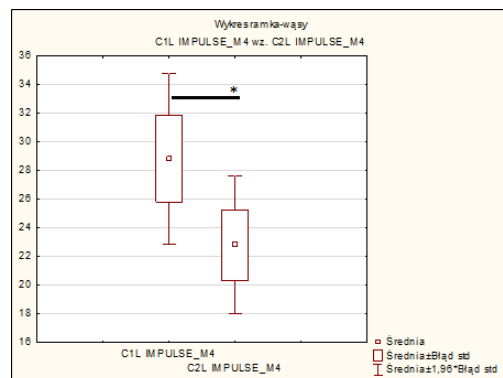
b)



c)

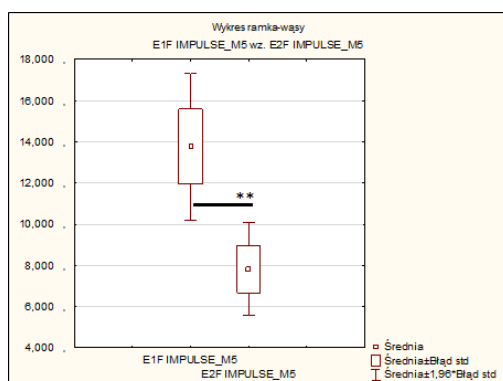


d)

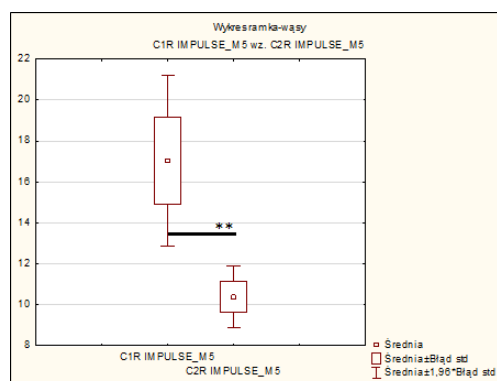


Ryc. 3.47. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M4 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

a)



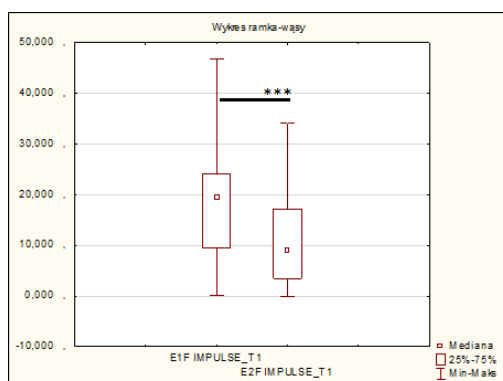
b)



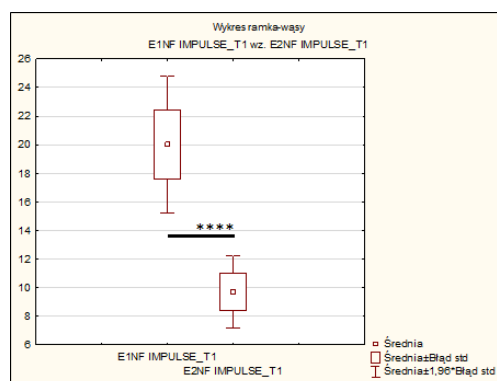
Ryc. 3.48. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M5 dla kończyny zajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

Po interwencji wartości impulsu siły IMPULS zanotowały istotny spadek w strefie palucha T1 głównie w pomiarach dla kończyn z grupy eksperymentalnej. Depresja wartości zmiennej IMPULSE_T1 wyniosła 42% w pomiarze dla kończyny zajętej ($p < 0,005$) oraz 50% w pomiarze dla kończyny niezajętej ($p < 0,001$). Wartości zmiennej obniżają się również w pomiarach dla kończyny lewej z grupy kontrolnej ($p < 0,05$) i rosną w pomiarach dla kończyny prawej z grupy kontrolnej. Taki rozkład zmiennej wskazuje na tworzącą się dysproporcję w wektorach sił pomiędzy kończynami z grupy kontrolnej i eksperymentalnej po zastosowanej interwencji.

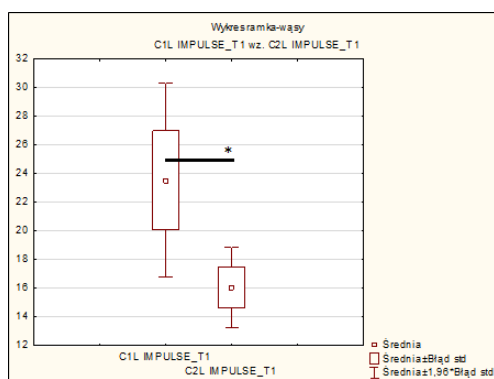
a)



b)



c)



Ryc. 3.49. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie T1 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

3.6. *Możliwości siłowe, praca i moc mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych w grupie eksperymentalnej i kontrolnej*

3.6.1. *Wyniki analizy testowania normalności rozkładu średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60^{\circ}s^{-1}$ i $180^{\circ}s^{-1}$ przed i po interwencji grupie eksperymentalnej i kontrolnej*

W tabeli 3.25 zamieszczono wyniki testowania normalności rozkładu standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60^{\circ}s^{-1}$ w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E1F; E2F) i niezajętej (E1NF; E2NF), oraz w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C1R; C2R) i lewej (C1L; C2L) przed i po interwencji.

Tabela 3.25. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro–Wilka) wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW [Nmkg⁻¹], pracy W/BW [Jkg⁻¹], średniej mocy AP/BW [Wkg⁻¹] oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT [%] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

Zmienna /Grupa	PTQ/BW	W/BW	AP/BW	PTQ/BW	W/BW	AP/BW	AGN/ANT
	EX60 [Nkg ⁻¹]	EX60 [Jkg ⁻¹]	EX60 [Wkg ⁻¹]	FL60 [Nmkg ⁻¹]	FL60 [Jkg ⁻¹]	FL60 [Wkg ⁻¹]	RAT 60 [%]
E1F	0,8604*	0,9776*	0,6083*	0,6943*	0,5581*	0,5423*	0,1633*
E1NF	0,9370*	0,7767*	0,9094*	0,2567*	0,8102*	0,6935*	0,7602*
E2F	0,6371*	0,6684*	0,9996*	0,4870*	0,6142*	0,9173*	0,6154*
E2NF	0,6151*	0,6370*	0,7774*	0,6162*	0,1309*	0,4610*	0,5464*
C1R	0,7229*	0,2561*	0,5393*	0,5044*	0,7300*	0,8292*	0,1011*
C1L	0,9822*	0,8581*	0,6911*	0,9484*	0,7517*	0,9478*	0,0012
C2R	0,7955*	0,2226*	0,7541*	0,5977*	0,1822*	0,9362*	0,0191
C2L	0,6774*	0,0108	0,1397*	0,0514*	0,2040*	0,4497*	0,0035

Analizując wartości wyników poziomu istotności odnotowanych w teście W Shapiro–Wilka, dotyczących szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ w pomiarze przed i po interwencji stwierdzono, że spośród wszystkich analizowanych zmiennych jedynie zmienne AGN/ANT 60 w grupach C1L, C2R i C1L oraz zmienna W/BW EX60 w grupie C2L charakteryzowały się brakiem rozkładu normalnego (p<0,05). Pozostałe zmienne wykazywały normalny rozkład wyników indywidualnych w grupach.

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

W tabeli 3.26 zamieszczono wyniki testowania normalności rozkładu standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹ w grupie eksperymentalnej dla kończyny dolnej zajętej (E1F; E2F) i niezajętej (E1NF; E2NF), oraz w grupie kontrolnej dla kończyny dolnej prawej (C1R; C2R) i lewej (C1L; C2L) przed i po interwencji.

Tabela 3. 26. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro – Wilka) wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW [Nm/kg], pracy W/BW [J/kg], średniej mocy AP/BW [W/kg] oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT [%] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹ w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

Zmienna /Grupa	PTQ/BW EX180 [Nkg ⁻¹]	W/BW EX180 [Jkg ⁻¹]	AP/BW EX180 [Wkg ⁻¹]	PTQ/BW FL180 [Nmkg ⁻¹]	W/BW FL180 [Jkg ⁻¹]	AP/BW FL180 [Wkg ⁻¹]	AGN/ANT RAT180 [%]
E1F	0,5928*	0,7460*	0,4797*	0,0419	0,9682*	0,5666*	0,7001*
E1NF	0,0604*	0,2025*	0,1753*	0,7128*	0,7907*	0,3383*	0,3847*
E2F	0,9816*	0,1005*	0,1604*	0,5332*	0,9002*	0,2675*	0,5139*
E2NF	0,8913*	0,6308*	0,0331	0,7263*	0,4605*	0,9575*	0,0002
C1R	0,9153*	0,7942*	0,6412*	0,3791*	0,6161*	0,4541*	0,1624*
C1L	0,5136*	0,2547*	0,0470	0,4697*	0,3619*	0,2029*	0,0130
C2R	0,3797*	0,5855*	0,3764*	0,6864*	0,5204*	0,7126*	0,6929*
C2L	0,6014*	0,0654*	0,4395*	0,6284*	0,5480*	0,6426*	0,6295*

Analizując wartości wyników poziomu istotności odnotowanych w teście W Shapiro–Wilka, dotyczących szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW [W/kg] oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹ w pomiarze przed i po interwencji stwierdzono, że znaczna większość analizowanych zmiennych charakteryzowała się normalnym rozkładem wyników (p>0,05). Jedynie zmienne AP/BW EX180 i AGN/ANT 180 w grupach E2NF i C1L oraz zmienna PTQ/BW FL180 w grupie EF charakteryzowały się brakiem normalnego rozkładu wyników (p<0,05).

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

3.6.2. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ i 180°s⁻¹ przed i po interwencji

W tabelach 3.27 – 3.30 zamieszczono podstawowe miary statystyczne zmiennych szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu

kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} i 180°s^{-1} w pomiarze przed i po interwencji.

Tabela 3.27. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły PTQ/BW [Nm·kg⁻¹] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} i 180°s^{-1} przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
	[Nm·kg ⁻¹]	[Nm·kg ⁻¹]	[Nm·kg ⁻¹]	[Nm·kg ⁻¹]	[Nm·kg ⁻¹]	[Nm·kg ⁻¹]	%
PTQ/BW EX60 E1F	2,31	0,492	2,41	0,312	1,20	3,39	21
PTQ/BW EX60 E1NF	2,19	0,406	2,15	0,335	1,38	3,11	19
PTQ/BW EX60 C1R	2,52	0,214	2,52	0,128	2,00	3,04	8
PTQ/BW EX60 C1L	2,46	0,299	2,45	0,235	1,92	3,06	12
PTQ/BW EX60 E2F	2,24	0,400	2,17	0,310	1,52	3,05	18
PTQ/BW EX60 E2NF	2,18	0,399	2,19	0,230	1,32	3,06	18
PTQ/BW EX60 C2R	2,50	0,337	2,38	0,264	1,95	3,17	13
PTQ/BW EX60 C2L	2,44	0,417	2,43	0,263	1,73	3,22	17
PTQ/BW FL60 E1F	1,10	0,216	1,10	0,169	0,76	1,51	20
PTQ/BW FL60 E1NF	1,07	0,127	1,09	0,057	0,77	1,35	12
PTQ/BW FL60 C1R	1,23	0,217	1,23	0,150	0,86	1,73	18
PTQ/BW FL60 C1L	1,14	0,210	1,14	0,138	0,75	1,50	18
PTQ/BW FL60 E2F	1,05	0,161	1,10	0,097	0,61	1,35	15
PTQ/BW FL60 E2NF	1,10	0,210	1,14	0,168	0,68	1,45	19
PTQ/BW FL60 C2R	1,20	0,162	1,19	0,120	0,88	1,50	13
PTQ/BW FL60 C2L	1,16	0,251	1,25	0,222	0,67	1,52	22
PTQ/BW EX180 E1F	1,46	0,288	1,48	0,169	0,81	2,03	20
PTQ/BW EX180 E1NF	0,74	0,149	0,68	0,095	0,50	1,10	20
PTQ/BW EX180 C1R	1,58	0,188	1,57	0,118	1,21	2,05	12
PTQ/BW EX180 C1L	0,63	0,063	0,63	0,032	0,52	0,76	10
PTQ/BW EX180 E2F	1,47	0,267	1,46	0,198	0,92	1,99	18
PTQ/BW EX180 E2NF	1,45	0,247	1,46	0,195	0,94	1,93	17
PTQ/BW EX180 C2R	1,58	0,181	1,58	0,103	1,29	1,93	11
PTQ/BW EX180 C2L	1,58	0,249	1,57	0,216	1,16	2,01	16
PTQ/BW FL180 E1F	0,77	0,193	0,71	0,157	0,48	1,09	25
PTQ/BW FL180 E1NF	0,76	0,157	0,75	0,102	0,49	1,09	21
PTQ/BW FL180 C1R	0,80	0,160	0,80	0,125	0,51	1,04	20
PTQ/BW FL180 C1L	0,78	0,189	0,76	0,100	0,44	1,10	24
PTQ/BW FL180 E2F	0,79	0,169	0,75	0,115	0,53	1,19	21
PTQ/BW FL180 E2NF	0,77	0,159	0,76	0,127	0,48	1,04	21
PTQ/BW FL180 C2R	0,82	0,193	0,81	0,154	0,49	1,22	24
PTQ/BW FL180 C2L	0,81	0,192	0,84	0,133	0,46	1,14	24

Tabela 3.28. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły W/BW [Jkg⁻¹] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ i 180°s⁻¹ przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
	[Jkg ⁻¹]	[Jkg ⁻¹]	[Jkg ⁻¹]	[Jkg ⁻¹]	[Jkg ⁻¹]	[Jkg ⁻¹]	%
W/BW EX60 E1F	12,9	2,96	13,2	2,11	6,5	19,1	23
W/BW EX60 E1NF	13,0	2,21	13,1	1,73	8,6	16,7	17
W/BW EX60 C1R	15,1	1,60	15,0	0,75	11,5	18,4	11
W/BW EX60 C1L	14,4	1,90	14,3	1,52	10,7	17,6	13
W/BW EX60 E2F	13,7	2,63	13,5	2,05	9,1	18,8	19
W/BW EX60 E2NF	13,0	1,97	12,6	1,27	8,2	16,4	15
W/BW EX60 C2R	15,3	1,75	15,1	0,71	12,2	18,9	11
W/BW EX60 C2L	14,6	1,83	14,4	1,24	12,6	18,8	13
W/BW FL60 E1F	7,0	1,85	6,9	1,32	3,9	11,7	26
W/BW FL60 E1NF	7,0	1,49	7,0	0,87	4,0	9,7	21
W/BW FL60 C1R	7,8	2,12	7,7	1,23	3,3	12,5	27
W/BW FL60 C1L	7,4	1,74	7,4	1,23	4,6	10,6	23
W/BW FL60 E2F	7,4	1,71	7,4	1,47	4,1	10,5	23
W/BW FL60 E2NF	7,1	1,81	7,3	1,50	4,0	9,7	25
W/BW FL60 C2R	8,5	1,79	8,2	1,13	5,1	13,4	21
W/BW FL60 C2L	7,9	1,80	8,4	1,43	4,3	10,7	23
W/BW EX180 E1F	24,4	5,50	25,6	3,81	11,0	33,5	23
W/BW EX180 E1NF	24,3	4,91	25,5	3,80	15,2	31,4	20
W/BW EX180 C1R	27,7	4,38	28,0	2,90	20,1	36,9	16
W/BW EX180 C1L	28,3	3,70	28,7	2,31	21,8	33,6	13
W/BW EX180 E2F	27,0	5,68	26,9	3,71	15,0	38,0	21
W/BW EX180 E2NF	26,6	3,27	26,1	2,18	21,7	33,2	12
W/BW EX180 C2R	31,0	4,50	30,0	2,83	24,2	41,0	15
W/BW EX180 C2L	29,5	5,15	30,7	3,21	18,1	37,2	17
W/BW FL180 E1F	11,9	3,19	11,0	2,22	5,7	19,2	27
W/BW FL180 E1NF	12,2	2,86	12,2	1,41	6,3	18,4	23
W/BW FL180 C1R	13,0	3,33	13,6	2,74	7,4	19,1	26
W/BW FL180 C1L	12,6	3,23	12,7	1,55	6,7	18,9	26
W/BW FL180 E2F	12,7	3,26	12,4	2,87	6,9	20,0	26
W/BW FL180 E2NF	12,2	3,00	13,0	2,03	7,0	17,1	25
W/BW FL180 C2R	13,9	4,13	13,3	3,69	6,4	21,1	30
W/BW FL180 C2L	14,0	4,54	14,7	2,82	6,3	21,2	32

Tabela 3.29. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły AP/BW [Wkg⁻¹] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ i 180°s⁻¹ przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
	[Wkg ⁻¹]	[Wkg ⁻¹]	[Wkg ⁻¹]	[Wkg ⁻¹]	[Wkg ⁻¹]	[Wkg ⁻¹]	%
AP/BW EX60 E1F	1	0,3	2	0,2	1	2	24
AP/BW EX60 E1NF	1	0,3	1	0,2	1	2	18
AP/BW EX60 C1R	2	0,2	2	0,1	1	2	15
AP/BW EX60 C1L	2	0,2	2	0,2	1	2	14
AP/BW EX60 E2F	1	0,3	1	0,2	1	2	19
AP/BW EX60 E2NF	1	0,3	1	0,1	1	2	19
AP/BW EX60 C2R	2	0,2	2	0,1	1	2	13
AP/BW EX60 C2L	2	0,2	2	0,1	1	2	14
AP/BW FL60 E1F	1	0,2	1	0,1	0	1	24
AP/BW FL60 E1NF	1	0,2	1	0,1	0	1	22
AP/BW FL60 C1R	1	0,2	1	0,1	0	1	23
AP/BW FL60 C1L	1	0,2	1	0,1	0	1	25
AP/BW FL60 E2F	1	0,2	1	0,1	0	1	23
AP/BW FL60 E2NF	1	0,2	1	0,1	0	1	24
AP/BW FL60 C2R	1	0,2	1	0,1	0	1	26
AP/BW FL60 C2L	1	0,2	1	0,1	0	1	23
AP/BW EX180 E1F	2	0,5	2	0,3	1	3	22
AP/BW EX180 E1NF	2	0,5	2	0,4	1	3	21
AP/BW EX180 C1R	3	0,3	3	0,2	2	3	13
AP/BW EX180 C1L	3	0,3	3	0,3	2	3	12
AP/BW EX180 E2F	2	0,5	2	0,3	1	3	20
AP/BW EX180 E2NF	2	0,5	2	0,3	1	3	20
AP/BW EX180 C2R	3	0,3	3	0,2	2	3	12
AP/BW EX180 C2L	3	0,4	3	0,3	2	3	17
AP/BW FL180 E1F	1	0,3	1	0,2	0	2	28
AP/BW FL180 E1NF	1	0,3	1	0,1	0	2	28
AP/BW FL180 C1R	1	0,3	1	0,2	1	2	24
AP/BW FL180 C1L	1	0,3	1	0,2	1	2	30
AP/BW FL180 E2F	1	0,3	1	0,2	1	2	27
AP/BW FL180 E2NF	1	0,3	1	0,2	1	2	27
AP/BW FL180 C2R	1	0,3	1	0,2	1	2	28
AP/BW FL180 C2L	1	0,4	1	0,3	1	2	32

Tabela 3.30. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły AGN/ANT [%] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} i 180°s^{-1} przed i po interwencji

Zmienna Grupa	\bar{x}	SD	Me	Q	Min.	Max.	V
	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
AGN/ANT RAT 60 E1F	50	12,2	48	5,5	32	83	24
AGN/ANT RAT 60 E1NF	51	10,1	50	5,9	35	76	20
AGN/ANT RAT 60 C1R	49	6,8	50	4,7	33	59	14
AGN/ANT RAT 60 C1L	48	11,1	45	6,2	35	86	23
AGN/ANT RAT 60 E2F	50	7,3	52	3,9	34	66	15
AGN/ANT RAT 60 E2NF	51	8,7	51	4,0	30	68	17
AGN/ANT RAT 60 C2R	48	8,5	49	4,1	23	59	18
AGN/ANT RAT 60 C2L	49	10,7	48	4,8	35	86	22
AGN/ANT RAT 180 E1F	53	9,9	52	7,0	34	71	19
AGN/ANT RAT 180 E1NF	55	11,7	53	10,1	37	80	21
AGN/ANT RAT 180 C1R	51	8,5	53	4,3	28	65	17
AGN/ANT RAT 180 C1L	49	10,3	45	6,1	34	76	21
AGN/ANT RAT 180 E2F	54	8,1	54	5,3	40	69	15
AGN/ANT RAT 180 E2NF	56	14,9	53	5,3	36	112	27
AGN/ANT RAT 180 C2R	51	9,7	50	5,8	35	73	19
AGN/ANT RAT 180 C2L	51	8,7	51	5,0	36	71	17

3.6.3. Wyniki analizy istotności różnic średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} i 180°s^{-1} przed i po interwencji

W tabeli 3.31 zamieszczono wyniki analizy istotności różnic średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} pomiędzy grupami przed i po interwencji.

Tabela 3.31. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	PTQ/BW EX60 [Nkg ⁻¹]	W/BW EX60 [Jkg ⁻¹]	AP/BW EX60 [Wkg ⁻¹]	PTQ/BW FL60 [Nmkg ⁻¹]	W/BW FL60 [Jkg ⁻¹]	AP/BW FL60 [Wkg ⁻¹]	AGN/ANT RAT 60 [%]
E1F - E1NF	0,7922 ^T	0,9522 ^T	0,4355 ^T	0,9999 ^T	0,5159 ^T	0,7228 ^T	0,7246 ^D
E1F - C1R	0,0705 ^T	0,0232*^T		0,0159*^T			
E1F - C1L	0,2470 ^T	0,2780 ^T		0,6370 ^T			
E1NF - C1R	0,0208*^T	0,0191*^T		0,0414*^T			
E1NF - C1L	0,0795 ^T	0,1878 ^T		0,7005 ^T			
C1R - C1L	0,9542 ^T	0,7773 ^T		0,3825 ^T			
E2F - E2NF	0,9499 ^T	1,0000 ^W	0,7576 ^T	0,0668 ^T	0,0622 ^T	0,6621 ^T	0,5374 ^D
E2F - C2R	0,1435 ^T	0,1027 ^W	0,1264 ^T				
E2F - C2L	0,3293 ^T	1,0000 ^W	0,4293 ^T				
E2NF - C2R	0,0415*^T	0,0015***^W	0,0102*^T				
E2NF - C2L	0,1214 ^T	0,1095 ^W	0,0660 ^T				
C2R - C2L	0,9681 ^T	1,0000 ^W	0,8976 ^T				

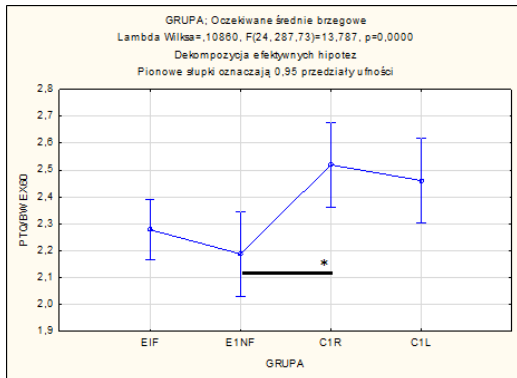
Analiza wariancji wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupami w zakresie większości zmiennych możliwości siłowych mięśni prostowników stawu kolanowego w pomiarach przed i po interwencji, a także zmiennej szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni zginaczy stawu kolanowego w pomiarze po interwencji przy prędkości 60°s⁻¹. Analizując bezwzględne wartości zmiennych należy zauważyć, że we wszystkich pomiarach najniższe wartości osiągała kończyna niezajęta, następnie nieco wyższe kończyna zajęta, a najwyższe wartości kończyny z grupy kontrolnej.

Test post hoc wykazał, że wartości zmiennej PTQ/BW EX60 były istotnie niższe w pomiarze dla kończyny niezajętej z grupy eksperymentalnej w stosunku do pomiaru dla kończyny prawej z grupy kontrolnej o 13% (p<0,05). Analiza bezwzględnych wartości tejże zmiennej wskazuje na osiąganie niższych wyników pomiaru przez kończyny z grupy eksperymentalnej w stosunku do kończyn z grupy kontrolnej przed interwencją. Po interwencji charakterystyka zmiennej PTQ/BW EX60 pomiędzy grupami pozostaje podobna. Nadal wartości osiągane przez kończynę niezajętą z grupy eksperymentalnej są niższe o 13% w stosunku do kończyny prawej z grupy kontrolnej.

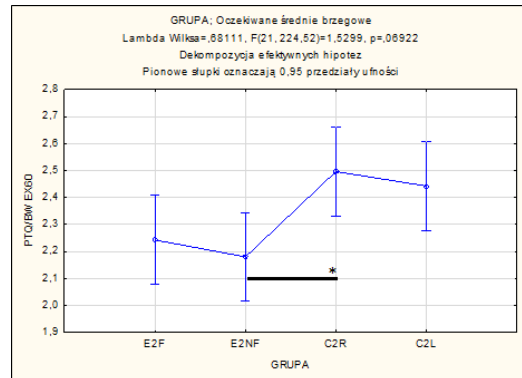
W zakresie zmiennej szczytowego momentu siły PTQ/BW wyznaczanego dla mięśni zginaczy stawu kolanowego wykazano istotne różnice jedynie w pomiarze przed interwencją. Test post hoc wskazał na istotnie niższe o 10-12% (p<0,05) wartości

osiągane przez kończyny z grupy eksperymentalnej w stosunku do kończyny prawej z grupy kontrolnej. W pomiarze po interwencji różnica wartości powyższej zmiennej spada do 9% i traci istotność statystyczną, tym samym stanowiąc poprawę w kierunku zmniejszenia różnic międzygrupowych w zakresie tej zmiennej.

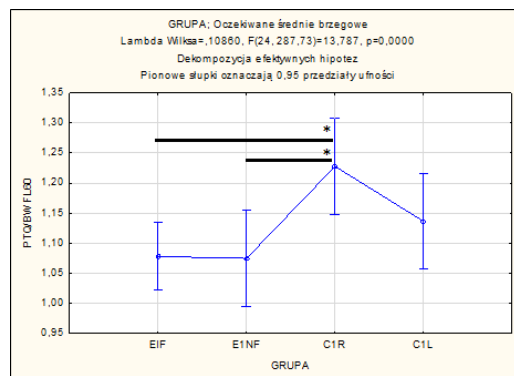
a)



b)



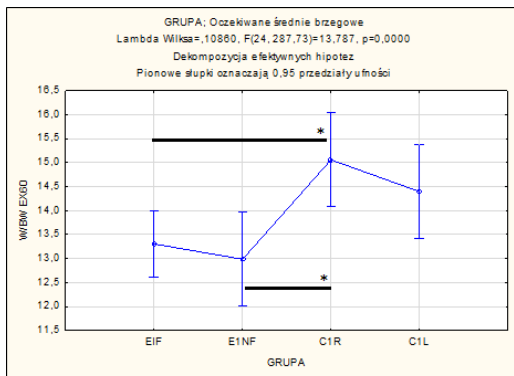
Ryc. 3.50. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60^{\circ}s^{-1}$ pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)



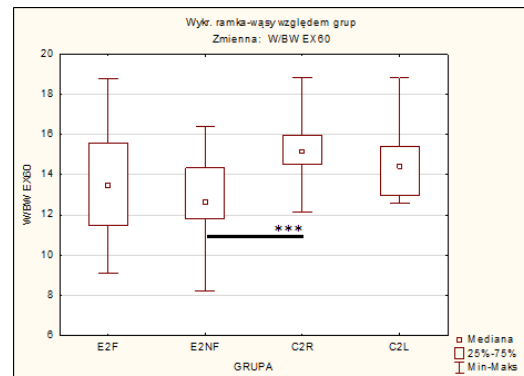
Ryc. 3.51. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60^{\circ}s^{-1}$ pomiędzy grupami przed interwencją

Test post hoc wykazał również, że wartości zmiennej W/BW EX 60 były istotnie niższe w pomiarach dla kończyn z grupy eksperymentalnej w stosunku do kończyny prawej z grupy kontrolnej o 14 % w pomiarze przed interwencją ($p<0,05$). W pomiarze po interwencji, ze względu na wzrost wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w kończynie zajętej, różnica ta maleje do 11% i staje się nieistotna statystycznie ($p>0,05$), co świadczy o poprawie w kierunku wyrównania różnic międzygrupowych w pomiarze po interwencji.

a)

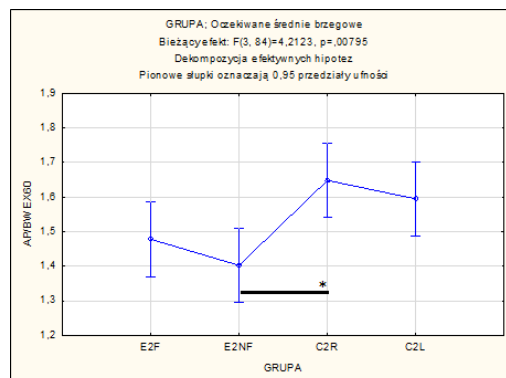


b)



Ryc. 3.52. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60^{\circ}s^{-1}$ pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)

W pomiarze dla mięśni prostowników stawu kolanowego wykazano istotnie niższe o 15% wartości średniej mocy AP/BW w pomiarze dla kończyny niezajętej z grupy eksperymentalnej w stosunku do prawej kończyny z grupy kontrolnej w pomiarze po interwencji, co świadczy o pogorszeniu wartości zmiennej w stosunku do pomiaru przed interwencją, kiedy nie wykazano istotnych różnic międzygrupowych.



Ryc. 3.53. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości średniej mocy AP/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60^{\circ}s^{-1}$ pomiędzy grupami po interwencji

W tabeli 3.32 zamieszczono wyniki analizy istotności różnic średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $180^{\circ}s^{-1}$ pomiędzy grupami przed i po interwencji.

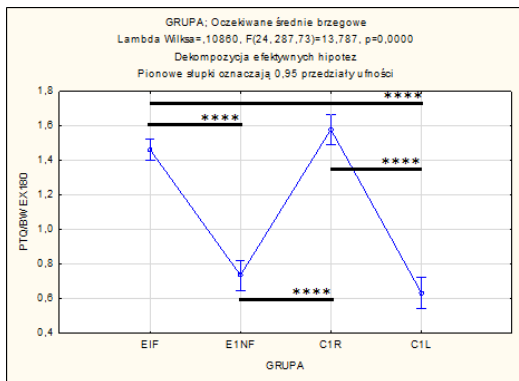
Tabela 3.32. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	PTQ/BW EX180 [Nmkg ⁻¹]	W/BW EX180 [J/kg]	AP/BW EX180 [Wkg ⁻¹]	PTQ/BW FL180 [Nmkg ⁻¹]	W/BW FL180 [Jkg ⁻¹]	AP/BW FL180 [Wkg ⁻¹]	AGN/ANT RAT 180 [%]
E1F - E1NF	0,0001**** ^T	0,6990 ^T	0,4355 ^T	0,7578 ^W	0,8061	0,7228 ^T	0,7246 ^D
E1F - C1R	0,1461 ^T	0,4351 ^T					
E1F - C1L	0,0001**** ^T	0,1899 ^T					
E1NF - C1R	0,0001**** ^T	0,0415* ^T					
E1NF - C1L	0,3601 ^T	0,1172 ^T					
C1R - C1L	0,0001**** ^T	0,9723 ^T					
E2F - E2NF	0,9499 ^T	0,9925 ^T	1,0000 ^W	0,7606 ^T	0,3104 ^T	0,6621 ^T	0,5374 ^D
E2F - C2R	0,1435 ^T	0,0363* ^T	0,2333 ^W				
E2F - C2L	0,3293 ^T	0,3244 ^T	1,0000 ^W				
E2NF - C2R	0,0415* ^T	0,0171* ^T	0,0282* ^W				
E2NF - C2L	0,1214 ^T	0,2000 ^T	0,2203 ^W				
C2R - C2L	0,9681 ^T	0,7287 ^T	1,0000 ^W				

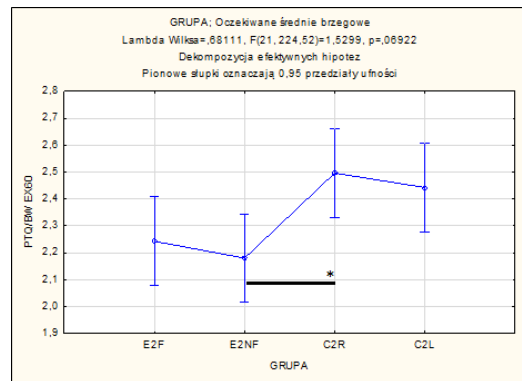
Analiza wariancji wykazała istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupami w zakresie większości zmiennych możliwości siłowych mięśni prostowników stawu kolanowego, natomiast nie wykazała istotnych statystycznie różnic we wszystkich zmiennych możliwości siłowych mięśni zginaczy stawu kolanowego w pomiarach przed i po interwencji przy prędkości 180°s⁻¹. Analizując bezwzględne wartości zmiennych należy zauważyć, że w znacznej większości pomiarów najniższe wartości osiągała kończyna niezajęta, następnie nieco wyższe kończyna zajęta, a najwyższe wartości kończyny z grupy kontrolnej.

Analiza wykazała istotny wpływ interwencji na osiągnięte wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w pomiarze przy prędkości 180°s⁻¹. Test post hoc wskazał na znacznie wyższe wartości zmiennej PTQ/BW EX180 osiągnięte przez kończynę zajętą z grupy eksperymentalnej oraz lewą z grupy kontrolnej w porównaniu do pozostałych dwóch badanych kończyn. Różnice te wynoszą od 53% do aż 149% (p<0,001). W pomiarze po interwencji nastąpiło znaczne zbliżenie do siebie wartości osiągniętych przez każdą z badanych kończyn. Po interwencji jedynie istotnie niższa o 8% (p<0,05) pozostała wartość szczytowego momentu siły w pomiarze dla kończyny niezajętej z grupy eksperymentalnej względem pomiaru dla kończyny prawej z grupy kontrolnej.

a)



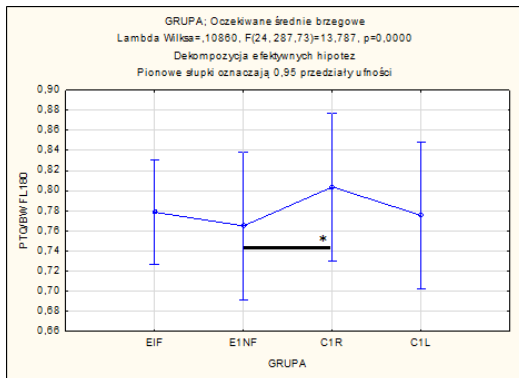
b)



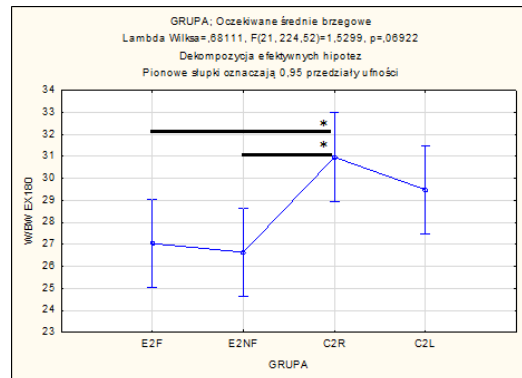
Ryc. 3.54. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s^{-1} pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)

W zakresie zmiennej W/BW EX180 wykazano istotnie niższe wartości osiągnięte przez kończyny z grupy eksperymentalnej w stosunku do kończyny prawej z grupy kontrolnej zarówno w pomiarze przed jak i po interwencji. W pomiarze przed interwencją wartości były niższe o 12%, a w pomiarze po interwencji o 13-14%, co świadczy o utrzymaniu się tendencji do niższych wartości możliwości siłowych w kończynach z grupy eksperymentalnej.

a)



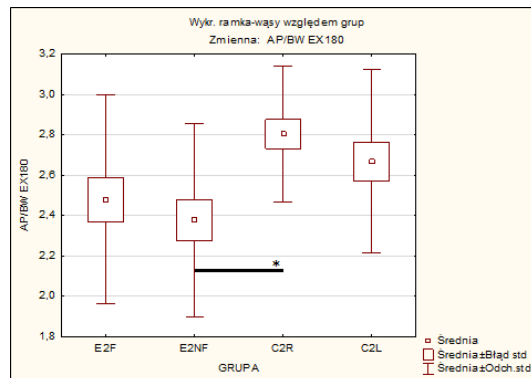
b)



Ryc. 3.55. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s^{-1} pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)

W zakresie zmiennej AP/BW EX180 zarówno przed jak i po interwencji wykazano tendencję do istotnie niższych wartości osiągniętych przez kończynę niezajętą z grupy eksperymentalnej w stosunku do kończyny prawej z grupy kontrolnej. Przed interwencją wartość tej zmiennej była o 15% niższa w pomiarze dla kończyny niezajętej względem kończyny prawej, a po interwencji wzrosła do 23% i uzyskała istotność statystyczną na poziomie $p<0,05$. Warto zaznaczyć, że w pomiarze po interwencji

wartości tejże zmiennej rosną dla wszystkich badanych kończyn, przy czym dla kończyn z grupy kontrolnej rosną bardziej, stąd wzrost tendencji do różnic międzygrupowych.



Ryc. 3.56. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości średniej mocy AP/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s^{-1} pomiędzy grupami po interwencji

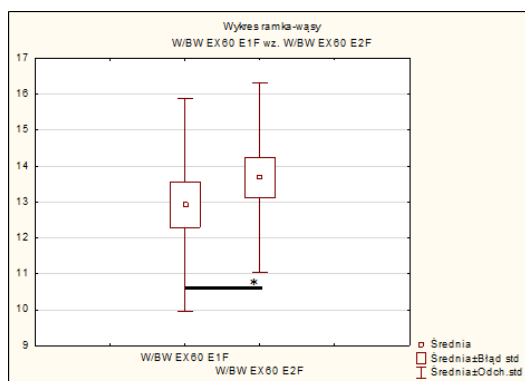
3.6.4. Wyniki analizy istotności różnic średnich wartości analogicznych zmiennych szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} i 180°s^{-1} przed i po interwencji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W tabeli 3.33 i 3.34 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} i 180°s^{-1} w badanych grupach przed i po interwencji.

Tabela 3.33. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji

Zmienna/ Grupa	PTQ/BW EX60	W/BW EX60	AP/BW EX60	PTQ/BW FL60	W/BW FL60	E1F_AP/BW FL60	AGN/ANT RAT 60
E1F vs. E2F	0,1998 ^t	0,0317*^t	0,6148 ^t	0,6039 ^t	0,1614 ^t	0,2234 ^t	0,4761 ^t
E1NF vs. E2NF	0,8831 ^t	0,4536 ^t	0,8076 ^t	0,8391 ^t	0,7801 ^t	0,5057 ^t	0,8348 ^t
C1R vs. C2R	0,7969 ^t	0,3836 ^t	0,8076 ^t	0,5691 ^t	0,2241 ^t	0,9353 ^t	0,7413 ^w
C1L vs. C2L	0,7619 ^t	0,5267 ^w	0,4077 ^t	0,4210 ^t	0,1139 ^t	0,3065 ^t	0,1454 ^w

Przeprowadzona analiza istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi za pomocą testu t-Studenta dla zmiennych zależnych oraz testu Wilcoxon wskazuje, że jedynie wartości zmiennej pracy W/BW dla mięśni prostowników stawu kolanowego istotnie poprawiają się po zastosowaniu interwencji w pomiarach dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej. Wzrost wartości jest wynosi 8% i stanowi o istotności na poziomie $p < 0,05$.



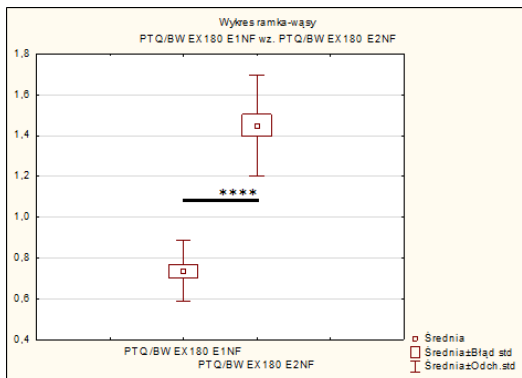
Ryc. 3.57. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60^{\circ}s^{-1}$ dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji

Tabela 3.34. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $180^{\circ}s^{-1}$ dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji

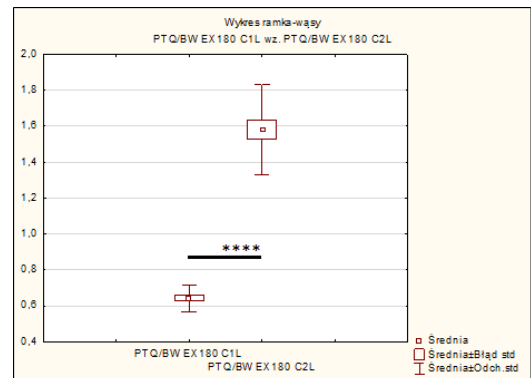
Zmienna/ Grupa	PTQ/BW EX180	W/BW EX180	AP/BW EX180	PTQ/BW FL180	W/BW FL180	E1F_AP/BW FL180	AGN/ANT RAT 180
E1F vs. E2F	0,5043 ^t	0,0048***^t	0,0037***^t	0,4852 ^w	0,1270 ^t	0,3065 ^t	0,8757 ^t
E1NF vs. E2NF	0,0000****^t	0,0081**^t	0,0716 ^w	0,4286 ^t	0,6123 ^t	0,4264 ^t	0,9308 ^w
C1R vs. C2R	0,6375 ^t	0,0051**^t	0,0081**^t	0,6656 ^t	0,1831 ^t	0,4651 ^t	0,9861 ^w
C1L vs. C2L	0,0000****^t	0,2313 ^w	0,0392*^t	0,3544 ^t	0,2183 ^t	0,2360 ^t	0,1924 ^t

Przeprowadzona analiza istotności różnic pomiędzy analogicznymi zmiennymi za pomocą testu t-Studenta dla zmiennych zależnych oraz testu Wilcoxon wskazuje na istotny wzrost wartości zmiennych możliwości siłowych mięśni prostowników stawu kolanowego we wszystkich badanych kończynach dolnych w pomiarze po interwencji. Najwyższy poziom istotności wzrostu wartości wykazuje zmienna szczytowego momentu siły PTQ/BW w obszarze pomiarów dla kończyny zajętej z grupy eksperymentalnej i kończyny lewej z grupy kontrolnej odpowiednio o 50% i 60% ($p < 0,001$).

a)



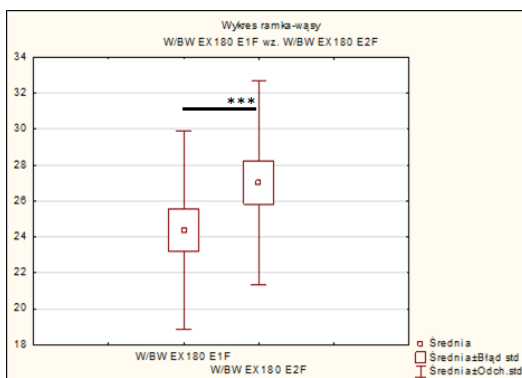
b)



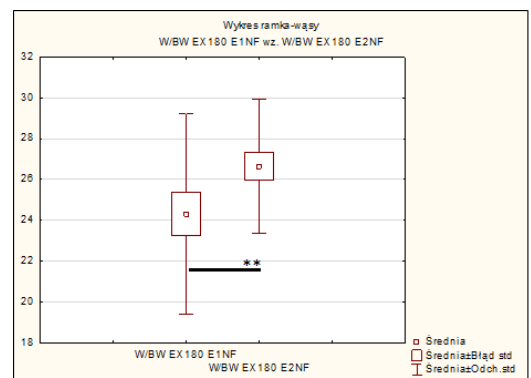
Ryc. 3.58. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°/s dla kończyny niezajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

Analiza wykazała także wzrost wartości zmiennej pracy W/BW w pomiarze po interwencji w pomiarach dla kończyny zajętej i niezajętej z grupy eksperymentalnej oraz kończyny prawej z grupy kontrolnej odpowiednio o 10% ($p < 0,005$), 9% ($p < 0,01$) i 11% ($p < 0,01$).

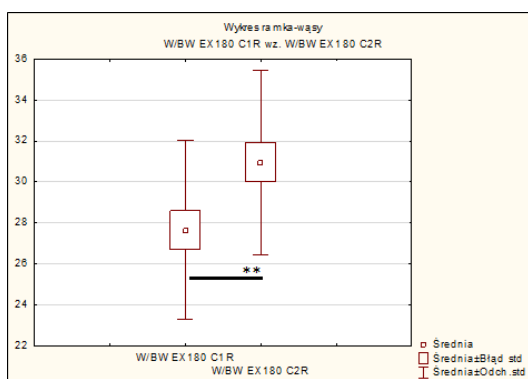
a)



b)



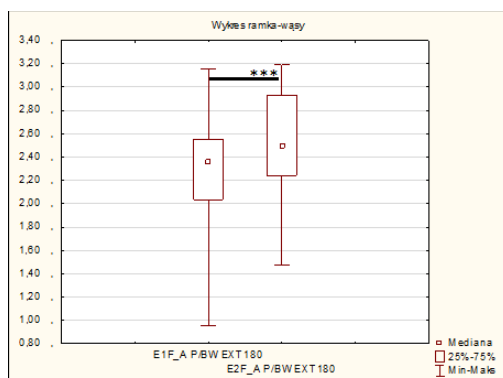
c)



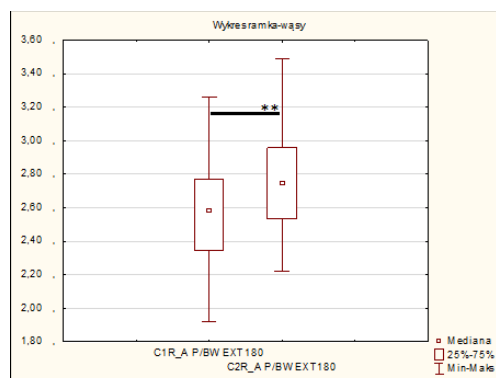
Ryc. 3.59. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $180^{\circ}s^{-1}$ dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

Wzrost wartości po interwencji nastąpił również w zakresie zmiennej średniej mocy AP/BW w pomiarach dla kończyny zajętej z grupy eksperymentalnej oraz prawej i lewej z grupy kontrolnej, odpowiednio o 9% ($p < 0,005$), 9% ($p < 0,01$) i 6% ($p < 0,05$).

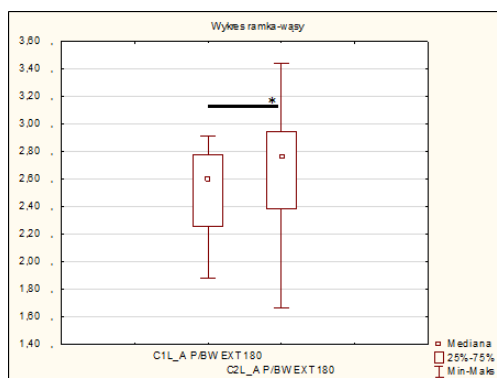
a)



b)



c)



Ryc. 3.60. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości średniej mocy AP/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $180^{\circ}s^{-1}$ dla kończyny zajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) i lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji

4. Dyskusja

Zmiany morfologii stawu biodrowego to różnego rodzaju odkształcenia, deformacje lub nieprawidłowości w budowie anatomicznej stawu biodrowego, które mogą wpłynąć na jego funkcjonowanie i powodować odczucia bólowe. Zmiany morfologii stawu biodrowego mogą mieć charakter wrodzony, jak np. dysplazja stawu biodrowego, czyli nieprawidłowość w kształcie stawu, która powoduje jego niestabilność (79). Mogą też wynikać z urazu, np. złamania szyjki kości udowej lub urazu stawu biodrowego, który prowadzi do zmian w budowie stawu (80). Innym przykładem zmian morfologicznych stawu biodrowego jest zwyrodnienie stawu biodrowego, czyli proces degeneracyjny tkanki chrzęstnej, który prowadzi do zmniejszenia przestrzeni stawowej – co może generować objawy bólowe. Osteoartroza jest powszechnie występującą jednostką chorobową, której rozwój następuje równolegle z procesem starzenia się układu kostno-stawowego.

Ganz i wsp. (3), jako pierwsi opisali nowe podejście do diagnostyki i leczenia problemów związanych z nietypową anatomią stawu biodrowego. W swoich badaniach skupili się na anomalii budowy stawu biodrowego, polegającej na nieprawidłowym ukształtowaniu głowy i szyjki kości udowej oraz panewki stawu biodrowego, co powoduje ich wzajemne zderzanie się podczas ruchu w stawie. Ten typ zmian morfologii stawu biodrowego nazwali konfliktem panewkowo-udowym (z ang. femoroacetabular impingement, FAI). Od momentu wprowadzenia terminu FAI, naukowcy prowadzą liczne badania w tym obszarze, szczególnie w zakresie diagnostyki, leczenia i rehabilitacji pacjentów z FAI. Istnieją badania naukowe, które potwierdzają związek konfliktu panewkowo-udowego ze zwyrodnieniem stawu biodrowego. Menge i wsp. (81) podkreślają, że konflikt panewkowo-udowy może prowadzić do powstania zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego. W swojej pracy sugerują, że pacjenci z obecnymi już zmianami zwyrodnieniowymi stawu biodrowego mają większe ryzyko wystąpienia konfliktu panewkowo-udowego.

Zmiany morfologii stawu biodrowego są często diagnozowane u biegaczy narażających ten staw na duże przeciążenia. Często pojawiający się ból stawu biodrowego może utrudniać bieganie i wpływać na osiągnięte wyniki sportowe. Bieganie jest aktywnością fizyczną, w której staw biodrowy odgrywa kluczową rolę, a ruchy w nim zachodzące muszą być płynne i efektywne. Dzięki nim można uniknąć urazów i kontuzji (82). Ponadto, ból może powodować nieregularną częstotliwość kroków

biegowych, co może prowadzić do dalszych urazów i zwiększać ryzyko wystąpienia poważnych kontuzji (83).

Z przeglądu przeprowadzonego przez Dempster i wsp. (7), wynikało, że 21% biegaczy doświadczało bólu stawu biodrowego. Inne badanie, przeprowadzone wśród biegaczy amatorów, wykazało, że 10% z nich doświadczało bólu w okolicy stawu biodrowego (85). Nie ma dokładnych statystyk dotyczących częstości występowania konfliktu panewkowo-udowego wśród biegaczy, ponieważ jest to przypadłość rzadko diagnozowana lub mylona z innymi schorzeniami. Częste bieganie może zwiększać ryzyko nasilenia tych zmian, ponieważ regularne uderzania stóp o podłoże w każdym kroku biegowym może prowadzić do znacznego sumującego się obciążenia stawu biodrowego (86).

Wobec aktualnego stanu wiedzy dotyczącego konfliktu panewkowo-udowego istotnym wydaje się prowadzenie badań, mających na celu przybliżenie zarówno sposobu diagnozowania schorzenia jak i jego leczenia. Ważnym jest, aby określić też kierunek zmian powstałych w narządzie ruchu wśród osób ze zmianą morfologiczną stawów biodrowych o charakterze konfliktu panewkowo-udowego. Ze względu na możliwość wystąpienia dużych szkód wynikających z tej patologii oraz z powodu dodatkowych obciążeń treningowych u rekreacyjnych biegaczy, warto sprawdzić, z jakimi biomechanicznymi konsekwencjami wiąże się u nich to zaburzenie budowy stawu biodrowego oraz, czy zaordynowane leczenie wpłynie na poprawę funkcji narządu ruchu biegaczy.

4.1. *Dobór interwencji terapeutycznej*

Istnieje kilka metaanaliz oceniających postępowanie lecznicze w przebiegu FAI. Jednym z nich jest przegląd autorstwa Harris i wsp. (10), którego celem była ocena skuteczności różnych metod leczenia konfliktu panewkowo-udowego (FAI), mających na celu łagodzenie objawów i redukcję zmian strukturalnych. Wymienieni autorzy przeanalizowali wyniki 26 publikacji naukowych, w których przedstawione były metody leczenia konfliktu panewkowo-udowego, takie jak terapia manualna, kinezyterapia, iniekcje sterydowe, artroskopia oraz operacje chirurgiczne. Wnioski z dokonanego przeglądu wskazują, że leczenie konfliktu panewkowo-udowego powinno być zindywidualizowane i dopasowane do stanu zdrowia pacjenta, a wybór metody leczenia powinien być dokładnie sprecyzowany przez lekarza, w oparciu o stopień

zaawansowania choroby oraz indywidualne uwarunkowania zdrowotne pacjenta. Autorzy zauważają, że nie ma jednoznacznych dowodów na skuteczność różnych metod leczenia, jednak terapia manualna, kinezyterapia i iniekcje sterydowe mogą przynieść korzyści pacjentom we wczesnym etapie choroby. W przypadkach zaawansowanych i w przypadku niepowodzenia leczenia zachowawczego, konieczna może być artroskopia lub operacja chirurgiczna. Ważnym wnioskiem autorów przeglądu jest konieczność dalszych badań w celu potwierdzenia skuteczności poszczególnych metod leczenia konfliktu panewkowo-udowego. Do podobnych wniosków w zaproponowanym przez siebie przeglądzie dochodzą Firley i wsp. (88). Badacze przeanalizowali 18 badań, w których oceniono skuteczność leczenia FAI w zakresie tych samych metod co w przypadku Harris i wsp. (87). Wnioski z przeglądu wskazują, że artroskopia i/lub osteotomia są skuteczne w łagodzeniu objawów i zmian strukturalnych u pacjentów z FAI. Jednakże, leczenie zachowawcze, takie jak terapia manualna, kinezyterapia i iniekcje sterydowe, mogą być skuteczne w likwidowaniu objawów u pacjentów we wczesnym etapie FAI. Autorzy zwracają uwagę na potrzebę dalszych badań – ich celem miałyby być długoterminowe monitorowanie skuteczności poszczególnych metod leczenia i porównywanie ich z placebo lub z innymi metodami leczenia FAI.

Kolejną metaanalizą dostarczającą dowodów dla zasadności leczenia zachowawczego jest przegląd Bastos i wsp.(89). Wyniki zawarte w pracy wykazały, że zabiegi chirurgiczne nie są bardziej skuteczne niż leczenie zachowawcze. Według wyników analizy, chirurgia nie przynosiła znaczącej poprawy w porównaniu z leczeniem zachowawczym w odniesieniu do występującego bólu, funkcjonalności układu ruchu, zakresu ruchu i jakości życia pacjentów z FAI. Wyniki te sugerują, że leczenie zachowawcze, takie jak terapia manualna, ćwiczenia i zmiana stylu życia, mogą być skutecznym sposobem leczenia FAI i powinny być rozważane, jako pierwszy etap terapii przed podjęciem decyzji o interwencji chirurgicznej (89).

Smeatham i wsp. (90) przeprowadzili badania pilotażowe mające na celu sprawdzenie skuteczności leczenia fizjoterapeutycznego młodych dorosłych z objawami FAI. Autorzy przebadali 30 osób, którzy odbyli 3 miesięczną terapię z fizjoterapeutą. Otrzymane w tym eksperymencie wyniki sugerują, że fizjoterapia może przynieść poprawę w uśmierzeniu bólu oraz poprawie funkcji u młodych dorosłych z FAI. Autorzy artykułu podkreślają jednak, że ich badanie było tylko projektem pilotażowym,

a jego wyniki należy potwierdzić w kolejnych bardziej licznych badaniach klinicznych, aby uzyskać pełniejsze i bardziej wiarygodne wyniki.

Najobszerniejszą metaanalizą dostarczającą dowodów na temat skuteczności leczenia zachowawczego konfliktu panewkowo-udowego jest praca autorstwa Griffin i wsp. (14). Analiza obejmowała 8 badań klinicznych z randomizacją, w których oceniano skuteczność ćwiczeń w leczeniu FAI. Analiza wyników tych badań wykazała, że ćwiczenia fizyczne są skuteczną metodą leczenia FAI. Poprawiają one funkcje stawu biodrowego, zmniejszają ból i podwyższają jakość życia pacjentów. Protokół ćwiczeń fizycznych zaproponowany przez Griffina i wsp. (52) w leczeniu konfliktu panewkowo-udowego obejmował ćwiczenia mające na celu poprawę stabilności stawu biodrowego oraz wzmocnienie mięśni ud i pośladków. Ćwiczenia te podzielone zostały na kilka kategorii: ćwiczenia mobilizacyjne, ćwiczenia wzmacniające mięśnie ud, ćwiczenia wzmacniające mięśnie pośladkowe oraz ćwiczenia stabilizacyjne. Autorzy zalecają, aby program ćwiczeń był dostosowany do indywidualnych potrzeb pacjenta i był przeprowadzany pod nadzorem wykwalifikowanego fizjoterapeuty. Ważne jest również, aby ćwiczenia wykonywane były regularnie i w sposób kontrolowany, aby uniknąć urazów i osiągnąć pożądane efekty terapeutyczne.

Konkretny protokół postępowania w leczeniu zachowawczym konfliktu panewkowo-udowego zaproponowali też Emara i wsp. (51). Autorzy opisali swoje doświadczenia z leczenia 22 pacjentów z łagodnym FAI za pomocą leczenia zachowawczego, opierającego się na zabiegach fizjoterapeutycznych i zmianie stylu życia. Emara i wsp. (51) proponują, aby pacjenci w ramach ćwiczeń wybierali między innymi siad z kolanami ustawionymi na zewnątrz, odchylali tułów w pozycji siedzącej, tak aby zmniejszyć zgięcie stawów biodrowych, a także aby wykonywali przysiady z kolanami ustawionymi na zewnątrz. Program terapii trwał rok. Po zastosowanym leczeniu autorzy zaobserwowali zmniejszenie objawów bólowych i poprawę jakości życia. Otrzymane przez nich wyniki sugerują, że leczenie zachowawcze może być skuteczne w łagodnym FAI i powinno być rozważane, jako pierwsza forma terapii przed podjęciem decyzji o interwencji chirurgicznej. Autorzy zauważyli, że potrzebne są kolejne badania, aby potwierdzić skuteczność tej metody leczenia w większej grupie pacjentów.

Przytoczone powyżej kwestie nie pozostawiają wątpliwości, co do zasadności wprowadzania leczenia zachowawczego u osób ze zdiagnozowanym konfliktem panewkowo-udowym. Brakuje jednak, poza nielicznymi przypadkami precyzyjnego

protokołu i przykładów podejmowanych ćwiczeń, które byłyby skuteczne w leczeniu FAI, a skuteczność byłaby potwierdzona obiektywnymi wynikami badań biomechanicznych. Po analizie dostępnej literatury przedmiotu należy stwierdzić, że jedynie dwa artykuły starają się dostarczyć przykładów konkretnych ćwiczeń fizycznych stosowanych w leczeniu konfliktu panewkowo-udowego (14, 15). Autorzy proponują stosunkowo wąski obszar protokołów ćwiczeń, które mają na celu jedynie poprawę zakresu ruchu w stawie biodrowym oraz wzmocnienie mięśni obszaru stawu biodrowego i tułowia.

Autorka niniejszej pracy sugeruje, aby ten obszar wzbogacić o większą gamę oddziaływań i wyznaczyć więcej celów leczenia konfliktu panewkowo-udowego. Celem leczenia zachowawczego w przebiegu FAI, poza często przytaczanym łagodzeniem objawów bólowych oraz poprawą jakości życia, powinna być także poprawa morfologii stawu biodrowego oraz stworzenie właściwych warunków do pracy narządu ruchu, w tym także do podejmowania aktywności fizycznej na poziomie rekreacyjnym. Według autorki niniejszej pracy proponowane programy ćwiczeń powinny być komplementarne ze stosowanymi w leczeniu FAI technikami terapii manualnej (91). Ponadto w przytaczanych powyżej publikacjach brakuje opisu mechanizmu działania zastosowanych ćwiczeń. Mitchell (92) w swojej książce redefiniuje pojęcie stretchingu, tak, aby sposób jego oddziaływania był zgodny z biomechaniką narządu ruchu człowieka. Krytycznie też podchodzi do tradycyjnie rozumianego stretchingu, który polega na wydłużaniu mięśni w celu zwiększenia ich elastyczności i tym samym zakresu ruchu w stawach. Zamiast tego, autor proponuje alternatywne podejście, które nazywa "*Stretching Redefined*". W podejściu "*Stretching Redefined*", kładzie on nacisk na to, aby ćwiczenia rozciągające były wykonywane zgodnie z zasadami biomechaniki – chodzi o to, aby zwiększyć efekt ich działania na stawy. Według tego podejścia, rozciąganie nie polega jedynie na wydłużaniu mięśni, ale także na poprawie ich złożonej funkcji ruchowej, kierunkowej i stabilizacyjnej w stawach poprzez poprawę stabilizacji stawu oraz koordynacji pracy między mięśniami agonistycznymi i antagonistycznymi. Autor koncepcji zaleca wykonywanie ćwiczeń rozciągających w sposób kontrolowany i ostrożny, aby uniknąć przeciążeń mięśni i stawów. Podkreśla, że równowaga pomiędzy siłą mięśniową a elastycznością mięśni jest kluczowa dla zdrowia i wydajności narządu ruchu. W związku z tym proponuje różne techniki ćwiczeń, które pomagają wzmocnić i rozciągnąć mięśnie, a także poprawić harmonię pracy stawów (92).

Wielu wartościowych doniesień o prawidłowych warunkach dla pracy stawów biodrowych dostarczają prace Sahrman (18, 19), która uważa, że w warunkach prawidłowych, głowa kości udowej powinna znajdować się centralnie w panewce stawu biodrowego, co umożliwia na swobodne ruchy stawowe. Jednak w przypadku niektórych urazów lub zaburzeń biomechanicznych, może dochodzić do deregulacji tej pozycji. Centralizacja głowy kości udowej jest postrzegana, jako pozytywny efekt terapii manualnej lub ćwiczeń fizjoterapeutycznych, ponieważ pozwala na zmniejszenie obciążenia stawu, a tym samym na zmniejszenie bólu i poprawę funkcjonowanie stawu biodrowego. Centralizacja głowy kości udowej w panewce stawu biodrowego może być efektem odpowiednio dobranych ćwiczeń wzmacniających i koordynacyjnych, techniki mobilizacji stawów, a także korekcji wad postawy (18, 19).

Bazując na powyższych doniesieniach autorka na potrzeby niniejszej pracy postanowiła stworzyć autorski program ćwiczeń dedykowany osobom rekreacyjnie uprawiających biegi długodystansowe, zaprojektowany tak, aby wpłynąć jak najbardziej korzystnie na strukturalne, biomechaniczne i funkcjonalne determinanty ich narządu ruchu, głównie w obrębie miednicy i stawów biodrowych.

4.2. Wpływ leczenia zachowawczego na wskaźniki budowy stawów biodrowych uzyskane w obrazie rentgenowskim w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe

Badania potwierdzają, że u pacjentów z konfliktem panewkowo-udowym występują zwykle zwiększone wartości kątów alfa i beta, zmniejszony odstęp między głową kości udowej a panewką, a także zmniejszona szerokość szpary stawowej. Po zastosowaniu odpowiedniego leczenia, takiego jak np. artroskopia stawu biodrowego, zmiany te mogą ulec poprawie (90, 91). Badania wykazują, że po leczeniu konfliktu panewkowo-udowego u pacjentów może dojść do zmniejszenia kąta alfa i beta, zwiększenia odstęp między głową kości udowej a panewką oraz zwiększenia szerokości szpary stawowej. Te zmiany mogą wskazywać na poprawę funkcjonowania stawu biodrowego i zmniejszenie ryzyka powikłań wynikających z konfliktu panewkowo-udowego, takich jak np. uszkodzenie chrząstki stawowej (90, 91).

W efekcie przeprowadzenia artroskopii stawu biodrowego można zaobserwować zmniejszenie szerokości szpary stawowej, co wynika z usunięcia zrostów, nierówności chrząstki stawowej oraz zdeformowanych kości. Jednocześnie zmianie ulegają kąty alfa

i beta. W badaniach stwierdzono, że w efekcie przeprowadzonej artroskopii, kąt alfa może ulec zmniejszeniu, co wskazuje na zmniejszenie nasilenia konfliktu. Kąt beta z kolei może ulec zwiększeniu, co wskazuje na zmianę orientacji panewki stawowej w stosunku do kości udowej (26, 92).

Artykuł autorstwa Migliorini i wsp. (96) traktował o skuteczności artroskopowego leczenia konfliktu panewkowo-udowego u młodzieży. Badanie polegało na przeglądzie systematycznym piśmiennictwa dotyczącego leczenia artroskopowego u pacjentów w wieku poniżej 18 lat. Autorzy przeanalizowali 11 badań klinicznych, w których ocenili wyniki artroskopowego leczenia konfliktu panewkowo-udowego u młodzieży. Wyniki pokazały, że artroskopia jest skutecznym sposobem leczenia tej choroby u pacjentów poniżej 18 roku życia, prowadzi do zmniejszenia bólu i poprawy funkcji stawu biodrowego. W badaniach stwierdzono również zmniejszenie szerokości szpary stawowej po zabiegu artroskopowym, co sugeruje poprawę kontaktu między głową kości udowej a panewką. Autorzy zauważyli również poprawę kąta alfa, który zmniejszył się po zabiegu artroskopowym, co sugeruje poprawę ustawienia głowy kości udowej w panewce. Jednocześnie kąt beta nie uległ zmianie po zabiegu.

Ze względu na brak badań oceniających skuteczność leczenia zachowawczego za pomocą badań obrazowych, obserwacje z niniejszej analizy można odnieść tylko i wyłącznie do stosowanych do tej pory zabiegów operacyjnych. W niniejszej pracy ocenę rentgenograficzną badanych wykonano w celu kwalifikacji do projektu oraz do podziału badanych na grupy. Stąd początkowe różnice międzygrupowe w pomiarze przed interwencją są oczywiste. Jednakże, autorka pracy postanowiła sprawdzić, czy zastosowana interwencja terapeutyczna wpłynie bezpośrednio na zmianę obrazu budowy stawów biodrowych. Wykazano, że wprowadzony protokół ćwiczeń wpłynął korzystnie na wielkość odstępów OS oraz wartość kątów alfa i beta w stawie biodrowym zajęтым konfliktem panewkowo-udowym. Odstęp OS wzrósł średnio z 3,8 mm do 4,5 mm, kąt alfa zmniejszył się średnio z 59° do 53° , a kąt beta wzrósł z 21° do 27° . Wszystkie te różnice okazały się istotne statystycznie. Odstęp OS zarówno przed jak i po interwencji miał wartości poniżej wartości podawanych w publikacjach naukowych, jednak tendencja wzrostowa była korzystna dla morfologii stawu biodrowego. Bardzo istotna zmiana nastąpiła w zakresie wartości kąta alfa. Jego wartość w stawie biodrowym zajęтым FAI przed interwencją przekraczała 55° , natomiast po interwencji spadła poniżej granicy określającej górną granicę normy tego wskaźnika. Również satysfakcjonujące były rezultaty otrzymane w zakresie wartości

kąta beta - odnotowany wzrost jego wartości do 27° zbliżył poziom tego wskaźnika do zakresu normy.

Na podstawie przytoczonych w literaturze dowodów naukowych oraz obserwacjach własnych autorki można stwierdzić, że protokół kilkumiesięcznych ćwiczeń wprowadził zmiany w obrazie budowie stawu biodrowego u osób z FAI, praktycznie o podobnej korzystnej tendencji, jak zabiegi artroskopii stawu biodrowego.

4.3. *Wpływ leczenia zachowawczego na zakresy ruchu w stawie biodrowym w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe*

Według badań naukowych, w przypadku FAI, zakres ruchu w stawie biodrowym mierzony za pomocą goniometru i obrazowania RTG jest zmniejszony, zwłaszcza w zakresie rotacji wewnętrznej i zgięcia stawu (20, 21). W badaniach z wykorzystaniem obrazowania rezonansem magnetycznym stwierdzono, że pacjenci z FAI mają mniejszy zakres ruchu rotacji wewnętrznej i zgięcia, w porównaniu z grupą kontrolną (22). Jednocześnie, niektóre badania sugerują, że w FAI może występować większy zakres ruchu rotacji zewnętrznej stawu biodrowego. Ograniczenia te zależą od typu konfliktu panewkowo-udowego; osobnicy z typem *cam* (zmiany morfologiczne kości udowej) wykazują zwiększoną rotację zewnętrzną, podczas gdy ci z typem *pincer* (zmiany morfologiczne panewki mogą wykazywać ograniczenie ruchu rotacji zewnętrznej (100–102). To badanie potwierdza powyższe prawidłowości, udowadniając, że zakresy ruchu rotacji wewnętrznej mierzone przed interwencją były mniejsze w grupie osób ze zdiagnozowanym konfliktem panewkowo-udowym, w stosunku do grupy kontrolnej. Ponadto z analizy wyników wiadomo, że znacznie niższe wartości osiągał zakres ruchu rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym kończyny zajętej, natomiast po stronie niezajętej wartości te były nieznacznie niższe od tych osiągniętych przez kończyny z grupy kontrolnej. Pomimo braku wyraźnego ograniczenia ruchu rotacji wewnętrznej w kończynie niezajętej, należy zauważyć, że jej ruchomość u osób z FAI była także ograniczona w tym kierunku, na co nie wskazywały dotychczasowe doniesienia naukowe. Możliwe, że wynika to z rozpoczynającego się zaburzenia w budowie stawu, który jeszcze nie wykazał kryteriów diagnostycznych FAI lub z pośrednich zaburzeń wywołanych istniejącym konfliktem panewkowo-udowym po stronie przeciwnej kończyny. W przeciwieństwie do przytoczonych badań (100–102) niniejsza praca nie

wykazała różnic w zakresie ruchu rotacji zewnętrznej pomiędzy grupą badanych z konfliktem panewkowo-udowym a grupą kontrolną. W niniejszej pracy w grupie eksperymentalnej znalazły się osoby ze zdiagnozowanymi obiema typami FAI. Warto zasugerować, że dla uzyskania pełniejszego obrazu konieczne byłoby wyszczególnienie w przyszłych pracach obejmujących większą liczbę badanych tychże typów w metodyce badania, a także zmierzenie wszystkich zakresów ruchu w stawach biodrowych.

W prezentowanym opracowaniu nadrzędnym celem było sprawdzenie wpływu interwencji terapeutycznej na zakresy ruchu u osób z konfliktem panewkowo-udowym. Aktualne badania skupiają się na ocenie wpływu wyłącznego leczenia operacyjnego lub leczenia operacyjnego połączonego z fizjoterapią pooperacyjną na zmiany w ruchomości stawu biodrowego w przebiegu FAI i informują w większości o zwiększeniu zakresu ruchu rotacji zewnętrznej, jako efekcie zastosowanego leczenia. Autorzy wskazują, że wyniki te mogą różnić się w zależności od indywidualnych przypadków klinicznych i specyfiki przeprowadzonej artroskopii (95). Badania przeprowadzone przez Philippona i wsp. (95) wykazały, że u pacjentów z FAI, którzy poddali się programowi ćwiczeń po wykonanej artroskopii stawu biodrowego, nastąpił wzrost zakresu ruchu zgięcia, rotacji wewnętrznej i zewnętrznej. Stworzony przez badaczy program obejmował ćwiczenia hipokorekcyjne na zasadach ćwiczeń stabilizacji centralnej, ćwiczenia kończyn dolnych i wzmacnianiu mięśni pośladkowych. Ćwiczenia stabilizacji centralnej obejmowały ćwiczenia wzmacniające siłę mięśni tułowia, a także ćwiczenia równoważne. Ćwiczenia kończyn dolnych obejmowały ćwiczenia z użyciem oporu, ćwiczenia na zwiększenie wytrzymałości siły mięśniowej oraz ćwiczenia z użyciem piłek terapeutycznych. Na skutek zastosowania powyższej procedury terapeutycznej uzyskano poprawę zakresu rotacji zewnętrznej z $15,3^{\circ}$ przed leczeniem do $32,5^{\circ}$ po leczeniu (52%) oraz poprawę zakresu rotacji wewnętrznej z $11,1^{\circ}$ przed leczenia do $25,4^{\circ}$ po leczeniu (56,3%).

Badania Wahoff i wsp. (103) dotyczyły pacjentów z FAI, którzy zostali poddani artroskopowej interwencji chirurgicznej, a następnie włączeni do programu rehabilitacji. Badacze zastosowali protokół ćwiczeń składający się z ćwiczeń wzmacniających mięśnie prostowniki i zginacze stawu biodrowego, ćwiczeń wzmacniających mięśnie głębokie tułowia i miednicy oraz ćwiczeń rozciągających mięśnie obszaru stawu biodrowego i mięśnie przywodziciele. Ćwiczenia wykonywano w cyklu trzech tygodni intensywnego treningu oraz jednego tygodnia odpoczynku,

a całość zajęła dwanaście tygodni. Rezultatem zastosowanego protokołu była poprawa zakresu ruchu rotacji zewnętrznej stawu biodrowego u pacjentów z FAI. Średnia poprawa wyniosła ok. 6 stopni. Zakres ruchu zgięcia i rotacji wewnętrznej stawu biodrowego również się poprawił, ale mniej znacząco.

W aktualnej literaturze dostępne jest jedno badanie oceniające wpływ wyłącznego leczenia zachowawczego na ruchomość stawu biodrowego w przebiegu FAI (51). Autorzy eksperymentu zastosowali program ćwiczeń oparty na kształtowaniu stabilizacji miednicy i wzmocnieniu mięśni obszaru stawu biodrowego. Ćwiczenia skupiały się na wzmacnianiu mięśni rotujących zewnętrznie, przywodzących, zginających i prostujących staw biodrowy. Program ćwiczeń był dostosowany do indywidualnych potrzeb pacjenta. Badacze zaobserwowali znaczący wzrost zakresu ruchu w stawie biodrowym po zastosowaniu programu ćwiczeń u pacjentów z łagodnym FAI. U pacjentów z FAI typu *cam* średni wzrost zakresu ruchu wyniósł 19,7°, podczas gdy u pacjentów z FAI typu *pincer* wyniósł 16,2°.

Powyższe doniesienia akcentują ograniczeniu zakresu rotacji wewnętrznej w przebiegu FAI. Zaproponowane przez powyżej przytoczonych autorów postępowanie operacyjne i nieoperacyjne wpłynęło w głównej mierze na poprawę zakresu ruchu rotacji zewnętrznej, nie wykazano natomiast poprawy w zakresie istotnego w przebiegu FAI ograniczenia ruchomości w kierunku rotacji wewnętrznej. W niniejszej pracy, stosując autorski protokół terapeutyczny, wykazano istotną statystycznie poprawę zakresu ruchu zarówno rotacji wewnętrznej jak i zewnętrznej w pomiarze po interwencji. Wzrost zakresu ruchomości był największy w pomiarach dla kończyny zajętej i niezajętej w grupie eksperymentalnej, jednakże znamienne wzrost zaobserwowano także w obu kończynach dolnych w grupie kontrolnej. Ze względu na ograniczone doniesienia naukowe w zakresie wpływu leczenia zachowawczego na omawiane wskaźniki ruchomości, jakim jest ruchomość stawu objętego zmianami w jego budowie, niniejsze badania wydają się wносить ważny dowód na skuteczność leczenia tegoż zaburzenia. Ponadto, zastosowana interwencja terapeutyczna uzupełnia dotychczas zaproponowane metody postępowania, opierające się jedynie na ćwiczeniach wzmacniających i rozciągających mięśnie obszaru stawu biodrowego. Możliwe, że wprowadzenie komponenty automobilizacji stawu biodrowego (zawierającą ruch ślizgu w stawie oraz centrowanie głowy kości udowej w panewce) do bazowych ćwiczeń wzmacniających i rozciągających w zaproponowanym protokole przeważało o znaczących korzyściach dla badanych osób. Należy zaznaczyć, że

niniejszy eksperyment obejmował osoby uprawiające rekreacyjnie biegi długodystansowe, co mogło mieć też istotny wpływ na efekty wprowadzonego protokołu.

4.4. Wpływ leczenia zachowawczego na wyniki testu równowagi dynamicznej Y-Balance w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe

W literaturze dostępnych jest niewiele badań oceniających wyniki osiągnięte w teście Y-Balance przez biegaczy długodystansowych. Dostępne badania skupiają się na różnicach pomiędzy kobietami i mężczyznami w osiągniętych wynikach testu (104), lub na ocenie wyników testu u osób z niepełnosprawnością intelektualną rekreacyjnie uprawiających biegi długodystansowe (105). Test Star Excursion Balance Test, który był prekursorem Y-Balance Test był wykorzystywany do poszukiwania związków pomiędzy wynikami osiąganymi w teście a zmiennymi opisującymi kinematykę i kinetykę ruchu biegaczy oraz do oceny ryzyka urazów (30, 31). Rozszerzeniem zastosowania testu Y-Balance było wykorzystanie go do oceny stanu narządu ruchu w przebiegu schorzeń, takich jak zwyrodnienie stawu kolanowego lub niestabilność stawu skokowego. Przy czym ocenie w tym zakresie poddawani byli głównie sportowcy i żołnierze (32, 33).

Niniejsza analiza, ocenie testem Y-Balance poddała osoby aktywne fizycznie, ponieważ u nich potrzeba zdolności do zachowania równowagi dynamicznej jest istotniejsza, niż u osób nieaktywnych sportowo. Jednakże, autorka zdecydowała się na sprecyzowanie uczestników grupy badanej do osób rekreacyjnie uprawiające biegi długodystansowe, ze względu na powszechność występujących u nich przedmiotowych dolegliwości.

Pogorszenie dynamicznej równowagi jest związane ze spadkiem funkcji kontrolowania pozycji centralnych części ciała w staniu jedno nogi w trakcie ruchów kończynami. Słaba równowaga dynamiczna może wpłynąć na pogorszenie kontroli ruchów i wpłynąć na biomechanikę chodu i biegu (110). Zmniejszenie zdolności równowagi jest jednym z głównych objawów obserwowanych u pacjentów z chorobą zwyrodnieniową stawów (111). Zmniejszenie zdolności do dynamicznej równowagi zostało odnotowane w przypadku FAI (34, 36). Freke i wsp. (112) potwierdzili w ramach przeglądu systematycznego, że pacjenci z objawowym FAI mieli

zmniejszoną zdolność równowagi mierzoną w staniu na jednej nodze. Hatton i wsp. (110) donoszą o zmniejszeniu stabilności dynamicznej stawu biodrowego oraz wskazują, że przyczyną tego może być zaburzenie kontroli nerwowo - mięśniowej u osób z objawowym FAI.

Jedynymi badaniami, które za pomocą narzędzia Y-Balance Test oceniały osoby ze zdiagnozowanym konfliktem panewkowo-udowym był eksperyment Zhanga i wsp. (98). Badacze ocenie poddali 307 kobiet i mężczyzn, których przydzielili do trzech grup: z objawowym FAI, z bezobjawowym FAI oraz do grupy kontrolnej bez zmian budowy stawu biodrowego. Badani byli osobami młodymi, rekreacyjnie uprawiającymi różne sporty. Badacze wykazali istotnie niższe wartości osiągnięte w teście równowagi dynamicznej w grupach z FAI w porównaniu do grupy kontrolnej. Nie zaobserwowano natomiast istotnej różnicy między grupami z objawowym a bezobjawowym FAI, jednakże wartości osiągnięte w teście były niższe w grupie z objawowym FAI. Obserwacje te odnotowano we wszystkich badanych kierunkach przeprowadzanego testu. Według Zhang i wsp. (98) zmniejszenie zdolności do dynamicznej równowagi u pacjentów z objawowym i bezobjawowym FAI może być spowodowane uszkodzeniem obrąbka panewki. Panewka stawu biodrowego jest bogata w zakończenia nerwowe, które odgrywają ważną rolę w zwrotnym informowaniu proprioceptywnym, które odpowiada za z optymalną równowagą dynamiczną (113). Zatem obrąbek panewki potencjalnie moduluje czucie proprioceptywne stawu biodrowego, a uszkodzenie obrąbka może prowadzić do upośledzenia zwrotnej informacji proprioceptywnej. Nawet gdy istniejący konflikt panewkowo-udowy nie daje objawów bólowych, to mikrouszkodzenie obrąbka, które spowodowane jest zaburzeniami morfologii stawu może być potencjalną przyczyną obniżenia poziomu równowagi dynamicznej (114).

W niniejszym opracowaniu, również kończyna dolna zajęta konfliktem panewkowo-udowym wykazywała statystycznie istotnie niższe wartości w stosunku do tych osiągniętych przez kończyny z grupy kontrolnej, jednak prawidłowość ta dotyczyła jedynie wyniku globalnego (YBTT). Warto zaznaczyć, że również kończyna niezajęta z grupy eksperymentalnej osiągała niższy wynik globalny YBTT, w stosunku do grupy kontrolnej, jednak różnica ta nie wykazała znamienych różnic. We wszystkich trzech kierunkach YBT kończyna zajęta osiągała niskie wartości, kolejno niezajęta kończyna nieco wyższe wartości, a najwyższe wartości osiągały kończyny z grupy kontrolnej. W badaniach Zhang i wsp. (98) ta zależność wykazała istotność statystyczną, natomiast

w niniejszej pracy różnice średnich wartości w poszczególnych kierunkach okazały się za małe, aby odrzucić hipotezę zerową o braku różnic na poziomie $p < 0,05$. Możliwe, że ujawnienie się istotnej różnicy w niniejszych badaniach dopiero w wyniku globalnym YBTT wynikało z liczebności grupy, która była mniejsza niż w badaniach Zhanga i wsp. (98).

Niniejsze badania dostarczyły dowodów na pogorszenie równowagi dynamicznej u biegaczy z FAI w stosunku do biegaczy zdrowych. Najśłabsze wyniki w teście YBT osiągała kończyna zajęta, nieco lepsze kończyna niezajęta. Jednak obie kończyny dolne wykazały gorszą równowagę dynamiczną od obu analizowanych kończyn z grupy kontrolnej. Opracowanie wskazało na istotność gorszych rezultatów jedynie w wyniku globalnym testu, natomiast badania innych autorów potwierdziły tę zależność we wszystkich badanych kierunkach. W niniejszej pracy zaobserwowano tendencję do słabych wyników testu, w kierunku tylnoprzódowym, a jej znaczenie interpretacyjne było bliskie osiągnięcia istotności statystycznej. W kontekście badań autorki, konieczne jest wykonanie kolejnych analiz, ponieważ możliwe, że kierunek tylnoprzódowy testu Y-Balance jest bardziej obciążający dla struktur stawu biodrowego w przebiegu FAI.

Aktualne badania naukowe, posługujące się testem Y-Balance lub SEBT w ocenie leczenia schorzeń ortopedycznych kończyn dolnych analizują przede wszystkim skuteczność leczenia operacyjnego i zachowawczego schorzeń stawu skokowego (39, 40).

W bieżącym opracowaniu, po raz pierwszy zaprezentowano wyniki oceny skuteczności realizacji protokołu terapeutycznego w leczeniu konfliktu panewkowo-udowego, i jego wpływu na prezentowane zdolności równowagi dynamicznej. Istnieją przesłanki, że YBT może być przydatny w diagnostyce problemów związanych z konfliktem panewkowo-udowym, ponieważ pozwala na ocenę symetrii siły i kontroli mięśniowej między obydwoma kończynami. Patomechanizm FAI sugeruje, że zmiana budowy stawu biodrowego może powodować zaburzenie kontroli mięśniowej między stronami ciała (21, 41). Wyniki niniejszej pracy dostarczyły rzeczowych dowodów świadczących o pozytywnym wpływie zastosowanego protokołu ćwiczeń na poprawę wyników osiągniętych w teście YBT w każdym kierunku oraz szczególnie w wyniku globalnym, w pomiarach dla kończyny zajętej i niezajętej z grupy eksperymentalnej.

Artykuły naukowe wskazują na kilka mechanizmów możliwości poprawy wyników w teście Y-Balance. Jest to po pierwsze poprawa siły mięśni tonicznych

(stabilizujących). Wzmocnienie mięśni tułowia poprawia kontrolę ruchu, co wpływa na poprawę wyników testu. Istotna jest także poprawa koordynacji ruchowej. Za wysokie wyniki w teście równowagi dynamicznej może odpowiadać także wzmocnienie mięśni kończyn dolnych. Regularne treningi z zastosowaniem ćwiczeń siłowych, takich jak przysiady lub wykroki, mogą pomóc wzmocnić te mięśnie i poprawić wyniki w teście. Wyniki osiągnięte w teście YBT są także zależne od elastyczności tkanek miękkich. Walaszek i wsp. (118) wskazali na hybrydową strukturę testu Y-Balance oraz potwierdzili jego dokładność w pomiarach ruchomości stawów kończyny dolnej i zwiększenia momentu siły mięśni prostowników stawu kolanowego. Natomiast możliwości siłowe badanego zespołu mięśni i odporność na zmęczenie mięśni zginaczy, zakres ruchu stawu skokowego oraz wyniki testu FBT okazały się autonomiczne względem wyników testu YBT (42).

Zastosowana w niniejszym opracowaniu interwencja terapeutyczna zawierała w sobie komponenty mobilizacji stawu, rozciągania tkanek miękkich, a także wzmocnienia mięśni tułowia i obszaru stawu biodrowego, przez co bezpośrednio mogła wpłynąć na poprawę wyników osiągniętych przez biegaczy w Y-Balance Test, a to z kolei wskazuje na poprawę funkcjonalną ich narządu ruchu. Wiadomo również, że lepsze wyniki w teście Y-Balance bezpośrednio przekładają się na mniejszą ilość urazów oraz optymalizację możliwości rekreacyjnego uprawiania sportu (118–120).

Co ciekawe, wzrost wartości wyników YBT w pomiarach po interwencji był najistotniejszy w pomiarze dla kończyny niezajętej, niewiele mniejszy dla kończyny zajętej z grupy eksperymentalnej, a najmniejszą poprawę zanotowano dla kończyn z grupy kontrolnej. Taki rozkład wyników może wynikać z deficytów w mobilności i koordynacji oraz możliwościach siłowych i elastyczności mięśni w grupie eksperymentalnej przed interwencją. Jednakże, warto zaznaczyć, że zastosowana interwencja wpłynęła także na poprawę wyników YBT w grupie osób bez zdiagnozowanego konfliktu panewkowo-udowego, jednak w sposób mniej istotny.

4.5. Wpływ leczenia zachowawczego na wyniki testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe

Test Functional Movement Screen (FMS) to narzędzie diagnostyczne służące ocenie jakości wykonywania ruchów funkcjonalnych oraz przewidywania ryzyka

urazów wykorzystywane u osób aktywnych rekreacyjnie i sportowo (121). Badania naukowe przeprowadzone w ostatnich latach sugerują, że test FMS może być przydatny w ocenie funkcjonalnych wzorców ruchowych, ale również wykazują jego pewne ograniczenia. Z jednej strony, badania naukowe sugerują, że test FMS może być przydatny w wykrywaniu nieprawidłowości w zakresie wzorców ruchowych, które mogą zwiększać ryzyko urazów w przypadku wykonywania określonych czynności sportowych. Przykładowo, badania wykazały, że wyniki testu FMS są związane z ryzykiem urazów wśród sportowców, w tym koszykarzy, piłkarzy nożnych, czy też lekkoatletów (122–124). Jednocześnie, badania wskazują na pewne ograniczenia testu FMS. Przede wszystkim, test ten został skonstruowany jako narzędzie uniwersalne, które może być stosowane do jakościowej oceny wzorców ruchowych w różnych dyscyplinach sportu i aktywnościach fizycznych. Metanaliza autorstwa Bonazza i wsp. (125) sugeruje, że test Functional Movement Screen może być przydatny w ocenie funkcjonalnych wzorców ruchowych oraz ryzyka urazów w kontekście aktywności sportowej. Jednakże, test ten ma pewne ograniczenia, które należy uwzględnić w procesie jego wykorzystywania i interpretacji wyników. Badania wykazują, że wyniki osiągnięte w teście FMS mogą być zależne od specyfiki danej dyscypliny sportowej czy też typu urazów, specyficznych dla danej dyscypliny. Test FMS może być obciążony pewnymi ograniczeniami w zakresie jego niezawodności i trafności. Niektóre badania wykazały, że wyniki testu FMS mogą różnić się w czasie, a także być zależne od osoby przeprowadzającej test. Wskazano również, że wyniki testu FMS mogą być słabo związane z innymi wskaźnikami funkcjonalnych wzorców ruchowych lub ryzykiem urazów (125).

Badanie przeprowadzono przez Loudon i wsp. (53) na grupie 103 biegaczy o różnym poziomie zaawansowania wykazały, że im wyższy stwierdzony wynik FMS, tym mniejsze ryzyko wystąpienia u nich urazu. Biegacze z wynikiem FMS poniżej 14 pkt. mieli wyższe ryzyko urazu, niż ci z wynikiem powyżej 14. Autorzy zauważyli również, że biegacze z niższym wynikiem FMS mieli większe problemy z utrzymaniem stabilności posturalnej oraz mniejszą siłę mięśniową kończyn dolnych. Dodatkowo, biegacze z niższym wynikiem FMS byli bardziej narażeni na urazy przeciążeniowe, takie jak zapalenie kości piszczelowej i ból stawów skokowych. Wnioski z tego badania sugerują, że test FMS może być użytecznym narzędziem w diagnozowaniu biegaczy, którzy są narażeni na urazy i potrzebują poprawy zdolności motorycznych w zakresie stabilności posturalnej i siły mięśniowej. Jednakże, autorzy zaznaczyli, że test FMS

powinien być traktowany jako część szerszej oceny biomechanicznej i funkcjonalnej biegacza (50).

Agresta i wsp. (126)–przeprowadzili analizę normatywną wyników testu FMS u zdrowych biegaczy długodystansowych. Wyniki badania wykazały, że zdrowi biegacze długodystansowi osiągają wyższe wyniki FMS od innych osób w populacji, co sugeruje, że specyficzne wymagania treningowe biegaczy mogą wpłynąć na osiągnięte przez nich wyniki w teście FMS. Stwierdzili również, że biegacze z większym stażem biegowym mieli lepsze wyniki FMS niż biegacze początkujący. Dodatkowo, mężczyźni mieli zwykle wyższe wyniki FMS niż kobiety (51).

W badaniu Oliveira i wsp. (127) sprawdzano, czy wyniki testu FMS są związane z różnicami biomechanicznymi zachodzącymi podczas biegu u osób trenujących ten sport. Badania przeprowadzono na grupie 37 biegaczy o różnym doświadczeniu. Wyniki badania wykazały, że nie było istotnych różnic w biomechanice biegu między biegaczami, którzy osiągnęli odmienne wyniki w teście FMS. Autorzy zauważyli, że test FMS mierzy zakres ruchu i stabilność, ale nie uwzględnia dynamiki ruchu i siły mięśniowej, które są ważne podczas biegu. Z tego powodu, wyniki testu FMS nie zawsze odzwierciedlają pełny obraz funkcjonalności biegacza. Wnioski z tego badania sugerują, że test FMS może być przydatny, jako dobre narzędzie do oceny funkcjonalnego zakresu ruchu i stabilności posturalnej, ale nie jest wystarczający do określenia pełnej charakterystyki biomechaniki biegu. Autorzy sugerują, że podczas oceny zdolności funkcjonalnych biegacza, należy brać pod uwagę inne czynniki, takie jak siła mięśniowa i dynamika ruchu (52).

W literaturze dostępne są badania oceniające wzorce ruchowe adekwatne do tych, które składają się na FMS. Ocena wzorców w tych projektach bazuje jednak na ocenie kinematyki stawu biodrowego i miednicy, a nie jakości ruchów za pomocą skali punktowej (35, 36, 38, 39). Autorzy wskazanych prac koncentrują się na analizie ruchu w trzech aktach ruchowych związanych z FAI, analizując wchodzenie po schodach oraz przysiad. Badania skupiają się na zmianach w kinematyce stawu biodrowego oraz miednicy. Wchodzenie po schodach oraz przysiad wydają się mieć duże znaczenie dla osób z FAI, ponieważ ruch zgięcia w stawie biodrowym może powodować dolegliwości bólowe. Badania wykazują, że osoby z FAI mają mniejszą ruchomość stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej i osiągają szczytową wartość zakresu rotacji wewnętrznej podczas wchodzenia po schodach. W trakcie przysiadu tendencją jest

zwiększone przodopochylenie miednicy u osób z *cam*-FAI, osiągane w końcowej fazie przysiadu przy maksymalnym zgięciu stawów biodrowych (35, 36, 38, 39).

Niniejsze badania, jako pierwsze w szczegółowy sposób przedstawiają jakościową ocenę wzorców ruchowych u biegaczy z FAI. Wykazano, że wyniki uzyskane w teście FMS przez biegaczy z grupy eksperymentalnej nie różnią się istotnie od wyników osiągniętych przez biegaczy bez zmian morfologii stawu biodrowego. Największą różnicę zanotowano w teście oceny wzorca wypadu w linii. Osoby z grupy FAI osiągnęły medianę wyników w tym teście równą dwa, zarówno w pomiarze dla kończyny zajętej jak i niezajętej, a osoby z grupy n-FAI osiągnęły medianę wyników równą trzy dla obu kończyn dolnych. Różnica ta nie wykazała istotności statystycznej. Również niższe wartości testu osiągnęły osoby z FAI w globalnym wyniku testu. W maksymalnej skali 21 punktów, biegacze z FAI osiągnęli 16 punktów dla obu kończyn dolnych, a biegacze n-FAI 17 punktów. Różnice między wymienionymi zmiennymi, pomimo braku statystycznej istotności, wskazują na pewną korzystną tendencję. Próba wypadu w linii, najbardziej z pośród wszystkich testów wchodzących w skład FMS, angażuje ruch zgięcia stawu biodrowego z równoczesnym przywiedzeniem i rotacją wewnętrzną. Wiadomo, że ten ruch w przebiegu FAI jest ograniczony (15). W związku z tym, próba wykroku w linii najmocniej obciąża strukturę stawu biodrowego. Co ciekawe, wyniki osiągane we wzorcu głębokiego przysiadu nie różniły się pomiędzy grupami. Możliwe, że ze względu na komponentę znacznej rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym we wzorcu głębokiego przysiadu, struktury stawu biodrowego zostały odciążone.

W obecnym opracowaniu wykazano, że wyniki biegaczy z FAI nie różnią się statystycznie istotnie w prezentowanych wzorcach ruchowych w ocenie jakościowej w stosunku do biegaczy n-FAI. Jest to odmienne spostrzeżenie w porównaniu do badań innych autorów, którzy odnajdywali błędy we wzorcach przysiadu oraz wchodzenia po schodach u osób z FAI. Ich analizy opierały się na badaniu kinematyki stawu biodrowego osób z FAI. Aktualne doniesienia wskazują na ograniczone możliwości testu FMS w ocenie wzorców ruchowych (49, 52). Możliwe, że pomiar kinematyki kończyn dolnych i miednicy jest bardziej obiektywnym wyborem niż testowanie za pomocą narzędzia FMS.

Brown-Taylor i wsp. (128) zauważyli, że testy funkcjonalne, takie jak FMS, mogą być przydatne w ocenie zaburzeń ruchowych i w planowaniu leczenia dla osób

z FAI. Jest to jedyne naukowe odwołanie do wykorzystania testu FMS w ocenie funkcjonalnej osób z konfliktem panewkowo-udowym.

Poza wpływem obecności konfliktu panewkowo-udowego na jakość wzorców ruchowych, w niniejszej pracy podjęto również próbę oceny efektu wprowadzenia interwencji terapeutycznej na prezentację tychże wzorców u biegaczy z FAI. W grupie kontrolnej wykazano istotną poprawę z zakresie wzorców aktywnego wyprostu kończyny dolnej oraz wyniku globalnego dla wszystkich badanych kończyn dolnych. Oznacza to, że zarówno badani z FAI jak i badani z grupy kontrolnej po interwencji wykazali większe możliwości ruchu zgięcia w stawie biodrowym przy kończynie dolnej wyprostowanej w stawie kolanowym. Poprawa ta jest istotna w kontekście prawidłowego funkcjonowania stawu biodrowego, jak i w przebiegu FAI, ponieważ większy zakres ruchu zgięcia świadczy zarówno o elastyczności mięśni tylnej strony kończyny dolnej jak i o możliwościach ruchowych struktur stawowych (121). Poprawa w globalnym wyniku testu świadczy o kompleksowym wzroście możliwości ruchowych w zakresie wzorców funkcjonalnych, co ułatwia badanym bezpieczne uprawianie aktywności fizycznej oraz stanowi potencjał do unikania urazów (121). Ponadto, niniejsze badania wykazały poprawę wyników osiągniętych w teście wzorca głębokiego przysiadu oraz wypadu w linii w obu kończynach dolnych w grupie eksperymentalnej w pomiarach po interwencji. Poprawy tej nie zanotowano w grupie kontrolnej. Fakt ten może świadczyć o korzystnym wpływie zastosowanego programu ćwiczeń na kluczowe w przebiegu FAI wzorce przysiadu oraz wypadu. Poprawa w tych próbach świadczy o wzroście funkcjonalnego zakresu ruchu zgięcia, rotacji wewnętrznej i zewnętrznej, a możliwe, że także przywiedzenia i odwiedzenia w stawie biodrowym. Wzrost mobilności może wynikać ze wzrostu elastyczności tkanek miękkich obszaru miednicy, tułowia i kończyn dolnych a także, ze bezpośredniego wzrostu możliwości ruchowych kostnych elementów stawu biodrowego, w przypadku skorygowania ustawienia głowy kości w stawie.

Istnieją inne prace, które potwierdzają wnioski z niniejszych badań. W badaniu Laws i wsp. (129) oceniono wpływ 6-tygodniowego programu Pilates na wyniki testu FMS oraz na jakość biegu u osób trenujących rekreacyjnie. Wyniki badania wykazały, że po zakończonym programie ćwiczeń Pilates, biegacze rekreacyjni osiągnęli istotnie wyższe wyniki testu FMS w porównaniu do badania przed interwencją, co sugeruje poprawę w zakresie prezentowanych wzorców ruchowych. Ponadto, uczestnicy badania zgłosili poprawę jakości biegu, w tym zmniejszenie bólu i sztywności mięśni, poprawę

postawy i stabilności podczas biegu, a także zwiększenie efektywności biegu. Wnioski tego badania sugerują, że 6-tygodniowy program Pilates może poprawić wyniki testu FMS i subiektywną jakość biegu. Autorzy sugerują, że podobnie jak niniejszy protokół ćwiczeń, również program Pilates może być użytecznym narzędziem do zapobiegania urazom i poprawy komfortu treningowego u biegaczy. Jednakże, Laws i wsp. (129) badali tylko zdrowych biegaczy. Można więc uznać, że niniejsze opracowanie rzuca nowe światło na skuteczne oddziaływanie w zakresie poprawy wzorców ruchowych u biegaczy ze zmianami budowy stawu biodrowego.

4.6. Wpływ leczenia zachowawczego na rozkład obciążenia na stopach w trakcie biegu w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe

Rozkład obciążenia stóp w trakcie biegu to sposób, w jaki ciężar ciała jest przenoszony na stopy podczas każdego kroku. Podczas biegu, stopy absorbują siłę reakcji podłoża w każdym kroku i przekazują ją w łańcuchu biokinematycznym do wyższych segmentów ciała. Rozkład obciążenia stóp w trakcie biegu może się różnić w zależności od wielu czynników, takich jak technika biegowa, rodzaj butów, typ podłoża oraz indywidualne cechy anatomiczne każdego biegacza. Siły działające na stopę w trakcie fazy kontaktu kroku biegowego są prezentowane w literaturze, jako rozkład ciśnienia na stopach lub rozkład siły reakcji na stopach, jak również zmiany tych wielkości w funkcji czasu kontaktu z podłożem.

Podczas początkowego kontaktu kończyny z podłożem, siły reakcji przekazywane są na stopę i w zależności od prędkości biegu oraz innych czynników, mogą one osiągnąć wartości kilkukrotnie większe od masy ciała biegacza (130). W trakcie fazy amortyzacji następuje też pronacja stopy, co pozwala na zmniejszenie szczytowych wartości siły bądź ciśnienia w trakcie uderzenia stopy i absorpcję części energii. Kiedy stopa całkowicie kontaktuje się z podłożem, jej rozkład obciążenia ulega zmianie i przenosi się głównie na środkową część stopy – jest to faza środkowej stabilizacji (*midstance*). W jej trakcie dochodzi do stabilizacji stopy i przygotowania jej do fazy odbicia. W trakcie fazy odbicia, stopa odbija się od podłoża i generuje siłę, która pozwala na przyspieszenie biegu (*propulsion*). W trakcie tej fazy stopa przechodzi z pronacji w supinację, co pozwala na zmniejszenie nacisku na stawy śródstopno-palcowe (59).

Optymalny rozkład sił reakcji podłoża na stopę w trakcie biegu zależy od wielu czynników, takich jak indywidualne cechy biegacza, prędkości biegu, rodzaju nawierzchni oraz techniki biegu. Niemniej jednak, pewne ogólne zalecenia dotyczące optymalnego rozkładu sił reakcji podłoża są powszechnie przyjęte w biomechanice i praktyce biegowej. Wielu biegaczy rozpoczyna kontakt stopy z podłożem od uderzenia piętą. Nie jest to jednak optymalny schemat biegania. Wytrawni średnio i długodystansowcy rozpoczynają kontakt z podłożem od śródstopia. Zmniejszenie sił nacisku na piętę i przeniesienie obciążenia na śródstopie i palce jest często uznawane za korzystne dla biegaczy. Równomierny rozkład obciążenia na stopy może pomóc w zapobieganiu kontuzjom oraz poprawie wydajności biegowej (131).

Do oceny rozkładu obciążenia stóp w niniejszej pracy posłużono się platformą RS Footscan. Badania Xu i wsp. (132) wskazały, że system RS Footscan jest wiarygodnym narzędziem do oceny dynamicznego rozkładu nacisku na podeszwę stopy podczas chodzenia bez obuwia u zdrowych uczestników badań. System wykazał zadowalającą powtarzalność dla wybranych parametrów, które są powszechnie stosowane w badaniach klinicznych. W niniejszej pracy podjęto próbę analizy zmiennych rozkładu nacisku stóp w trakcie biegu bez obuwia. Bieg bez obuwia pozwala na zaobserwowanie naturalnej pracy stopy, kiedy obuwie sportowe nie maskuje możliwych nieprawidłowości w obciążaniu stopy.

Do tej pory niewiele projektów badawczych posłużyło się platformą Footscan w celu badania rozkładu obciążenia stóp w trakcie biegu. Opracowania naukowe wykorzystują platformę Footscan, jako narzędzie do pomiaru stabilności posturalnej lub do pomiarów rozkładu obciążenia stóp w trakcie chodu. W tym zakresie istnieją doniesienia dotyczące specyfiki rozkładu obciążenia stóp w chorobach neurologicznych, u kobiet w ciąży, żołnierzy, koszykarzy oraz u osób starszych i dzieci (133–140).

Można jednak odnaleźć także badania oceniające wpływ zmęczenia na rozkład obciążenia stóp w trakcie biegu. Heiderscheit i wsp. (141) donoszą o wpływie długodystansowego biegu na rozkład obciążeń stóp podczas biegu. W badaniach wzięło udział 52 zdrowych mężczyzn i kobiet, którzy poddani zostali badaniu na platformie Footscan przed biegiem na 20 kilometrów, oraz po jego ukończeniu. Wyniki badania wykazały, że długi bieg spowodował zmiany w rozkładzie nacisku stóp mierzonego na platformie. W szczególności, zwiększył się nacisk pięt i przodostopia, podczas gdy zmniejszył się nacisk środkowej części stopy. Ponadto, badanie wykazało, że biegacze

o różnych stylach uderzenia stopy o podłoże (piętowy, śródstopny) mieli podobne zmiany w rozkładzie nacisku stóp po długim biegu. Wnioski z artykułu sugerują, że długi bieg może prowadzić do zmian w rozkładzie nacisku stóp, co może wpłynąć na spadek wydajności biegu oraz zwiększyć ryzyko urazów przeciążeniowych.

Inne doniesienia autorstwa Anbarian i wsp. (142) miały na celu ocenę wpływu zmęczenia wywołanego biegiem na parametry nacisku na podeszwę stopy u początkujących biegaczy z niskim i wysokim podłużnym wysklepieniem stopy. Dane dotyczące nacisku na podeszwę stopy zostały zebrane u 42 początkujących biegaczy (21 z wysokim i 21 z niskim łukiem podłużnym) przed i po protokole zmęczeniowym w postaci biegu z prędkością $3,3 \text{ ms}^{-1}$. Za pomocą platformy RS Footscan mierzono maksymalną siłę reakcji oraz impuls siły w poszczególnych strefach anatomicznych stóp. Wyznaczono także fazy czasowe nacisku stopy na podłoże oraz stosunek nacisku pomiędzy stroną przyśrodkową i boczną stopy przed i po protokole zmęczenia. Po biegu zaobserwowano wzrost maksymalnej siły reakcji pod pierwszą i trzecią strefą kości śródstopia i zmniejszenie pod czwartą i piątą strefą kości śródstopia u osób z niskim łukiem podłużnym stopy. U osób z wysokim łukiem podłużnym stopy zaobserwowano zwiększenie szczytowego nacisku pod czwartą i piątą strefą kości śródstopia po protokole zmęczenia wywołanym biegiem. Można stwierdzić, że zmęczenie wywołane biegiem ma różne skutki dla wzorca rozkładu obciążenia stóp u początkujących biegaczy z niskim i wysokim łukiem podłużnym stopy. Zmęczenie potęguje nacisk w strefach adekwatnych do typu budową stopy (142).

W przedmiotowych badaniach po raz pierwszy podjęto temat oceny rozkładu obciążenia stóp u osób z konfliktem panewkowo-udowym. W kontekście przedstawionym w tej pracy wykazano kluczowe obserwacje dla zmian w rozkładzie obciążenia stóp w trakcie biegu u osób z FAI. Zaobserwowano najniższe wartości obciążenia w strefie piątej kości śródstopia w kończynie zajętej przed interwencją w stosunku do pozostałych badanych kończyn. Przed interwencją największe obciążenie w strefie piątej kości śródstopia wykazywała niezajęta kończyna. Największe obciążenie w trakcie biegu przed interwencją na strefę palucha wykazywała kończyna zajęta. Oznacza to, że biegacze z FAI wykazali asymetrię w rozkładzie obciążenia przejawiającego się wartością ciśnienia standaryzowanego względem masy ciała na stopach w porównaniu do grupy kontrolnej. W zakresie zmiennej impulsu siły wykazano stosunkowo wysokie wartości dla kończyny zajętej w strefie pierwszej kości śródstopia oraz niskie wartości w strefie palucha w porównaniu do pozostałych

badanych kończyn dolnych. W strefach czwartej i piątej kości śródstopia stosunkowo wysokie wartości impulsu siły osiągnęła niezajęta kończyna dolna, a niskie wartości zajęta kończyna dolna w stosunku do kończyn z grupy kontrolnej. Oznacza to, że po stronie zajętej kończyny dolnej w trakcie biegu duże obciążenie występuje w obszarze pierwszej kości śródstopia i palucha, jednocześnie notuje się słabe odbicie z palucha tej kończyny. Nie dociążona jest też zewnętrzna krawędź stopy, co sugeruje pronacyjne jej ustawienie i koślawienie stawu goleniowo-skokowego. Kończyna niezajęta natomiast jest nadmiernie dociążona po stronie zewnętrznej stopy, co z kolei sugeruje supinacyjne ustawienie stopy i szpotawienie stawu goleniowo-skokowego.

Powyżej opisane zależności znajdują swoje wytłumaczenie prawdopodobnie w mechanizmie kompensacji. W przebiegu FAI występuje ograniczenie ruchu w stawie biodrowym, dochodzi do osłabienia mięśni odwodzących staw biodrowy i zmniejszenia ruchu tyłopochylenia miednicy po stronie zajętej kończyny dolnej. Ze względu na osłabienie mięśni odwodzących po stronie zajętej kończyny dolnej, poprzez przenoszenie sił w łańcuchu kończyny może dojść do zwiększenia impulsu siły w strefie pierwszej kości śródstopia i palucha (143). Ponieważ ciało człowieka jest złożonym systemem ruchowym, to ograniczenia w jednym miejscu ciała mogą prowadzić do kompensacji w innych segmentach. Stąd, dla uzyskania stabilnego podparcia, ciężar ciała przenoszony na podłoże przez zdrową kończynę dolną zostanie nadmiernie dystrybuowany na zewnętrznej krawędzi stopy (144). Taki asymetryczny rozkład obciążenia może prowadzić do szeregu konsekwencji związanych z przeciążeniami narządu ruchu w określonych strefach anatomicznych stopy oraz skutkować нефizjologiczną techniką biegową. Ponadto, zaobserwowany niski impuls siły w strefie palucha kończyny zajętej świadczy o braku skutecznej propulsji z palucha w trakcie biegu. Do podobnych wniosków doszedł Lahner i wsp. (145) wskazując, że piłkarze ze zwiększonym kątem alfa w stawie biodrowym wykazują większy nacisk na przyśrodkową stronę stopy w trakcie chodu.

Kluczowym elementem niniejszej pracy było badanie rozkładu obciążenia stóp w trakcie biegu. Nie odnaleziono żadnego badania oceniającego rozkład obciążenia na stopy w trakcie biegu o osób z konfliktem panewkowo udowym. Analiza wykazała, że osoby ze zdiagnozowanym konfliktem panewkowo udowym mocno dociążają wewnętrzną stronę zajętej kończyny w tym także palucha, a odciążają zewnętrzną krawędź stopy. Niezajęta kończyna dolna natomiast jest mocno dociążona na zewnętrznej krawędzi. W kontekście dynamiki zmian siły nacisku w funkcji czasu

kontaktu w fazie odbicia grupa eksperymentalna i kontrolna nie różniły się między sobą. Uzyskane wyniki można odnieść do cytowanych wyżej badań, które wykazały zwiększony nacisk na przyśrodkową stronę stopy w trakcie chodu u piłkarzy ze zwiększonym kątem alfa w stawie biodrowym (145). Obserwacje te, znajdują wytlumaczenie prawdopodobnie w mechanizmach kompensacji, wskutek których zaburzenie budowy stawu biodrowego znajduje swoje odzwierciedlenie w asymetrii rozkładu obciążenia stóp (72, 73). Ze względu na pionierski charakter pomiaru rozkładu obciążenia na stopy w trakcie biegu u osób z FAI oraz rzadkie wykorzystywanie platformy Footscan, jako narzędzia badawczego zaleca się kontynuowanie badań w tym obszarze.

Do tej pory większość badaczy sprawdzała wpływ leczenia operacyjnego na zmiany w rozkładzie obciążenia stóp u osób z FAI oraz oceniała nacisk stóp wyłącznie w trakcie chodu (75, 76). Dlatego w niniejszej pracy wielce istotnym było podjęcie tematu oceny wpływu zachowawczej interwencji terapeutycznej na zmiany rozkładu obciążenia stóp u osób z konfliktem panewkowo-udowym, ale w trakcie biegu.

W artykule autorstwa Brisson i wsp. (37), opisano badania dotyczące wpływu interwencji chirurgicznej korekcji konfliktu panewkowo-udowego typu *cam* na pooperacyjną biomechanikę chodu. W badaniach uczestniczyło 10 pacjentów z rozpoznaniem FAI typu *cam* i 14 zdrowych osób stanowiących grupę kontrolną. Pacjenci z grupy FAI przeszli operację korekcyjną i byli badani przed nią oraz 6 miesięcy po niej. Wyniki badań wykazały, że po operacji pacjenci mieli istotnie lepszą, korzystniejszą biomechanikę chodu, w tym m.in. zwiększoną prędkość chodu i długość kroku. Stwierdzono również zmniejszenie asymetrii kroku i zwiększenie ruchomości stawu biodrowego. Autorzy artykułu wskazują, że ich wyniki sugerują pozytywny wpływ operacji korekcyjnej na funkcję stawu biodrowego i biomechanikę chodu u pacjentów z konfliktem typu *cam*. Jednocześnie zaznaczają, że potrzebne są dalsze badania, aby lepiej zrozumieć wpływ operacji na biomechanikę chodu oraz na dalsze funkcjonowanie pacjentów po zabiegu.

Autorka niniejszej pracy po zastosowaniu interwencji terapeutycznej u biegaczy, w dużej części stref stóp we wszystkich badanych kończynach dolnych wykazała spadek wartości maksymalnej siły reakcji podłoża. Co istotne, przed interwencją kończyny z grupy eksperymentalnej osiągały znacznie wyższe wartości Max F w strefie palucha w stosunku do kończyn z grupy kontrolnej. Zanotowany wyraźny spadek wartości tej zmiennej w pomiarze po interwencji świadczy o tendencji do wyrównania

wartości maksymalnego ciśnienia w strefie palucha wśród badanych grup. Największe obciążenie w trakcie biegu przed interwencją na strefę palucha wykazywała kończyna zajęta. Po interwencji tendencja ta przeniosła się na strefę pierwszej kości śródstopia. Widoczne przed interwencją wyraźne odciążenie zewnętrznej krawędzi stopy w kończynie zajętej - po interwencji pozostało, jednak zmniejszyła się jego skala względem grupy kontrolnej. Przed interwencją największe obciążenie w strefie piątej kości śródstopia wykazywała kończyna niezajęta, po interwencji tendencja ta została przeniesiona na strefę czwartej kości śródstopia. W skutek zastosowanego protokołu ćwiczeń doszło do wyrównania dysproporcji w rozkładzie obciążenia zewnętrznej krawędzi stopy pomiędzy kończynami z grupy eksperymentalnej. Większy spadek wartości maksymalnej siły reakcji mierzonej w trakcie biegu w strefach pięty w stosunku do niższych wartości spadku w strefach łuku poprzecznego stopy świadczy o przeniesieniu zwiększonego obciążenia w kierunku przodostopia w pomiarze po interwencji.

Wyniki niniejszych badań wskazały również na spadek wartości impulsu siły mierzonego w trakcie biegu u osób z konfliktem panewkowo-udowym w badaniu po interwencji. Co istotne, największe obniżenie średniej wartości impulsu siły zaobserwowano w strefach pięty. Większe spadki impulsu siły dla kończyn z grupy kontrolnej odnotowano w strefie przysrodkowej pięty, a dla kończyn z grupy eksperymentalnej w strefie bocznej pięty. W obrębie grupy eksperymentalnej odnotowano znaczne spadki impulsu siły w strefach poprzecznego łuku stopy. Natomiast niewiele obniżył się on w strefach pierwszej i piątej kości śródstopia.

W obrazie klinicznym zmienna maksymalnego ciśnienia odpowiada za dociążenie danej strefy stopy w trakcie biegu, natomiast impuls siły jest zmienną określającą wartość pochodnej siły w funkcji czasu, co można odnieść do sumarycznego obciążenia danej strefy w fazie kontaktu z podłożem. Wysokie wartości impulsu siły wskazują na duże zaangażowanie analizowanej strefy w realizację zadań związanych z amortyzacją, stabilizacją i odbiciem stopy.

Interpretując obserwacje z niniejszej pracy, należy określić, że po interwencji obciążenie stóp u osób z FAI ulega symetryzacji względem stron ciała, oraz odciążeniu ulega paluch po stronie zajętej kończyny dolnej. W grupie eksperymentalnej należy zauważyć korzystną tendencję do odciążenia w fazie odbicia stref łuku poprzecznego stopy. Zastosowany protokół ćwiczeń wywarł pozytywny wpływ na rozkład obciążenia stóp badanych pod kątem symetryzacji nacisku oraz odciążenia palucha i łuku

poprzecznego kosztem przystosowanej anatomicznie do przenoszenia obciążeń pierwszej i piątej kości śródstopia. Korzystną zmianą wynikającą z wprowadzenia leczenia zachowawczego jest tendencja do przeniesienia stref nacisku oraz maksymalnych wartości ciśnienia w fazie odbicia w kierunku przodostopia.

Pozytywnym efektem zastosowanego protokołu był zaobserwowany spadek szczytowych wartości obciążenia w strefach stopy, co wskazuje na korzystne zjawisko lepszej koordynacji przetaczania stopy przez podłoże we wszystkich fazach jej kontaktu podczas biegu badanych. Po przeprowadzeniu interwencji biegacze efektywniej wykorzystywali siłę mięśniową zarówno w fazie amortyzacji jak i odbicia, wykorzystując mniej energii na bieg z tą samą prędkością. Spadek ten okazał się być bardziej widoczny w grupie kontrolnej.

Uzyskane efekty są zgodne ze wskazaniami optymalnego obciążenia stóp podczas biegu. W trakcie biegu nie powinno być zbyt dużego nacisku na pięty ani na przednią część stopy (147). Zbyt duża siła nacisku na pięty może prowadzić do urazów kończyn dolnych, takich jak zapalenie rozciągną podeszwowego czy stawów kończyn dolnych. Z kolei nadmierna parcie na przednią część stopy może powodować zmęczenie mięśni przedniej strony goleni oraz przeciążenie stawów stopy (141). Ważne jest również, aby unikać uderzeń piętą o podłoże, co może powodować nadmierne przenoszenie sił na struktury kończyn dolnych, miednicy i kręgosłupa, a co za tym idzie nadmierną eksploatację mechanizmów amortyzacyjnych układu ruchu. Zamiast tego, zaleca się stawianie stopy na podłożu płynnie i delikatnie, używając stopy, jako amortyzatora, aby zmniejszyć siłę nacisku w poszczególnych strefach stopy, jak i sumaryczną siłę całej stopy (148).

Ze względu na pionierski charakter pomiaru rozkładu obciążenia na stopy w trakcie biegu u osób z FAI, uwzględniającego standaryzację wyników względem masy ciała, uzyskano bardziej klarowny obraz obciążania stopy podczas biegu, niż w dotychczasowych doniesieniach.

4.7. Wpływ leczenia zachowawczego na możliwości siłowe kończyn dolnych w przebiegu konfliktu-panewkowo udowego u osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe

Możliwości siłowe kończyn dolnych odnoszą się do zdolności mięśni kończyn dolnych do generowania siły podczas działań statycznych i dynamicznych. Optymalna

siła mięśniowa kończyn dolnych jest kluczowym czynnikiem wpływającym na zdolność do wykonywania różnych działań fizycznych, takich jak chodzenie, bieganie, skakanie czy chodzenie po schodach (149). Możliwości siłowe kończyn dolnych zależą od wielu zmiennych, choćby takich jak wiek, płeć, poziom aktywności fizycznej, kondycja fizyczna, a także predyspozycje genetyczne. Jedną z najważniejszych składowych wpływających na możliwości siłowe kończyn dolnych jest masa mięśniowa – im jest większa, tym większa jest potencjalna siła mięśniowa. Kluczowe dla optymalnych możliwości siłowych jest prawidłowe przewodnictwo nerwowe (150). Ze względu na swoje wielostawowe działanie, zginacze i prostowniki stawu kolanowego (głowa prosta m. czworogłowego uda, m. dwugłowy uda, m. trójgłowy łydki), są ważnymi mięśniami kończyn dolnych, które wpływają na kompleksowe możliwości siłowe kończyn dolnych (149). Ocena możliwości siłowych kończyn dolnych jest kluczowa dla projektowania odpowiedniego programu treningowego, diagnostyki zaburzeń mięśniowych oraz monitorowania postępów w treningu i rehabilitacji. Do oceny możliwości siłowych kończyn dolnych wykorzystuje się różne testy, przyrządy lub aparaturę w zależności od założonego celu (79).

W kontekście badania biegaczy najlepszym sposobem pomiaru, uwzględniającym dynamiczny charakter tej aktywności fizycznej wydaje się być badanie możliwości siłowych w warunkach izokinetycznych. W badaniu opublikowanym przez Andrade i wsp. (151) oceniano związek między siłą izokinetyczną mięśni kończyn dolnych a poziomem wydolności tlenowej u amatorskich biegaczy długodystansowych. W badaniu wzięło udział 35 dorosłych biegaczy (20 mężczyzn i 15 kobiet), którzy trenowali bieganie od 2 do 15 lat. Badanie składało się z testu siły izokinetycznej mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego (prędkość kątowa 60°s^{-1} i 240°s^{-1}) oraz testu na ergometrze, mającym na celu określenie poziomu wydolności tlenowej. Wyniki wykazały dodatnią korelację siły zmierzonej w warunkach izokinetycznych z wydolnością tlenową u obu płci – ten związek może mieć wpływ na lepsze wyniki sportowe i zmniejszenie ryzyka urazów (151).

W kilku badaniach próbowano ocenić siłę mięśni kończyn dolnych u pacjentów z FAI (21, 56, 82–84) Badania wskazały, że siła mięśniowa u osób z konfliktem panewkowo-udowym może być zmniejszona w porównaniu do zdrowych osób. W FAI dochodzi do nieprawidłowego kontaktu pomiędzy panewką a głową kości udowej, co może prowadzić do uszkodzeń chrząstki stawowej i kości oraz osłabienia mięśni stawu

biodrowego. Osłabienie mięśni może wynikać z bólu i nieprawidłowej funkcji stawu biodrowego (84).

W przebiegu konfliktu panewkowo-udowego różne grupy mięśni mogą być osłabione lub nadmiernie napięte, w zależności od rodzaju i nasilenia FAI oraz indywidualnych cech pacjenta. W FAI typu *cam* często obserwuje się osłabienie mięśni zginaczy stawu biodrowego, a także mięśni pośladkowych. Natomiast w FAI typu *pincer* może występować osłabienie mięśni zginaczy i przywodzicieli stawu biodrowego. W przebiegu FAI nadmiernie napięte mogą być mięśnie odwodziciele stawu biodrowego, takie jak mięsień naprężacz powięzi szerokiej i mięsień gruszkowaty (86, 154, 155). Mentiplay i wsp. (86) dokonali pomiarów siły mięśni stawu biodrowego, a także przeanalizowali kinematykę stawu biodrowego podczas biegu w grupie osób z FAI i grupie kontrolnej. Wyniki ich badań wskazują, że osoby z FAI charakteryzowały się mniejszą siłą mięśni stawu biodrowego podczas biegu w porównaniu do grupy kontrolnej. Ponadto, autorzy stwierdzili, że osłabienie mięśni stawu biodrowego może prowadzić do zaburzeń jego biomechaniki, co z kolei może zwiększać ryzyko urazów u tych osób.

Wyniki niniejszej pracy potwierdzają powyższe doniesienia. Biegacze z konfliktem panewkowo-udowym charakteryzowali się istotnie niższymi możliwościami siłowymi w stosunku do biegaczy zdrowych. Co interesujące, najmniejsze możliwości siłowe zaobserwowano po stronie niezajętej kończyny dolnej. Zależność tą potwierdzono zarówno w pomiarze dla prędkości kątowej 60 jak i 180°s⁻¹.

Malloy i wsp. (156) wykazali asymetrię przekroju poprzecznego mięśni obszaru stawu biodrowego obu kończyn dolnych u pacjentów z jednostronnym konfliktem panewkowo-udowym oraz związane z tym zmiany kompensacyjne. Badacze wykorzystali do oceny wielkości przekroju poprzecznego mięśni otaczających staw biodrowy u pacjentów z FAI i grupy kontrolnej obrazowanie rezonansem magnetycznym (MRI). Wyniki wykazały, że pacjenci z FAI mieli mniejsze przekroje poprzeczne mięśni po stronie dotkniętej chorobą w porównaniu do strony zdrowej oraz do grupy kontrolnej. Ponadto, u pacjentów z FAI stwierdzono zmiany w mięśniach kompensacyjnych, które miały na celu wyrównanie niedoboru siły mięśniowej po stronie dotkniętej chorobą.

Obserwacje Malloy i wsp. (156) jawią się w opozycji do wniosków z niniejszej pracy. W badaniach przeprowadzonych przez autorkę pracy możliwości siłowe mięśni po stronie niezajętej osiągały niższe wartości od tych po stronie zajętej kończyny

dolnej. Najprawdopodobniej różnica ta wynika z obszaru mięśni poddanych badaniom. W pracy autorki ocenie poddane zostały mięśnie zginacze i prostowniki stawu kolanowego, a w badaniach Malloy i wsp. (156) mięśnie prostowniki, przywodziciele i odwodziciele stawu biodrowego. Możliwe, że mechanizm kompensacyjny w przebiegu FAI polega na wzroście możliwości siłowych mięśni stawu biodrowego oraz spadku możliwości siłowych mięśni stawu kolanowego po stronie niezajętej kończyny dolnej. Malloy i wsp. (156) wskazują również, że obserwacja deficytów w sile mięśni może stanowić wskazówki dla sposobu leczenia konfliktu panewkowo-udowego.

Podobnie, jak dla wcześniej omawianych wskaźników biomechanicznych, także w kontekście możliwości siłowych w przebiegu FAI literatura skupia się na ocenie wpływu leczenia operacyjnego na zmiany w sile mięśni kończyn dolnych (157). Autorzy ci ocenili siłę mięśni u pacjentów z FAI poddanych leczeniu operacyjnemu. Przeanalizowali wyniki 65 pacjentów poddanych artroskopii lub klasycznej operacji stawu biodrowego. Wyniki wykazały, że u pacjentów, którzy mieli artroskopię wystąpił znaczący wzrost siły mięśniowej w porównaniu do pacjentów, którzy przeszli bardziej inwazyjny zabieg chirurgiczny. W szczególności zwiększenie siły mięśni u pacjentów po artroskopii obserwowano w mięśniach odwodzących i zginających staw biodrowy. Badanie sugeruje, że artroskopia może być korzystniejszym sposobem leczenia w kontekście poprawy możliwości siłowych kończyn dolnych.

Hallberg i wsp. (158) badali siłę mięśniową u pacjentów po operacyjnym leczeniu FAI, którzy powrócili do uprawiania sportu. W badaniach wzięło udział 24 pacjentów, którzy byli oceniani przed operacją oraz w okresie od 6 do 12 miesięcy po niej. Wyniki wykazały, że choć pacjenci odzyskali siłę mięśniową w okresie pooperacyjnym, to nie osiągnęli poziomu siły mięśniowej z okresu przed operacją. Wyniki badań sugerują, że powrót do uprawiania sportu po operacji FAI może wymagać dalszych działań ukierunkowanych na odzyskanie pełnej siły mięśniowej.

Z kolei badanie przeprowadzone przez Aoyamę i wsp. (159) miało na celu porównanie skuteczności leczenia zachowawczego w postaci ćwiczeń stabilizujących tułów z tradycyjnymi ćwiczeniami mięśni stawu biodrowego u pacjentów z FAI. W badaniu wzięło udział 28 pacjentów, którzy zostali losowo przydzieleni do jednej z dwóch grup: grupy leczonej ćwiczeniami stabilizującymi tułów (n=14) oraz grupy leczonej tradycyjnymi ćwiczeniami (n=14). Badanie trwało 12 tygodni, a skuteczność leczenia oceniano za pomocą skali Harris Hip Score oraz pomiaru siły mięśniowej. Wyniki badania wykazały, że obie grupy pacjentów osiągnęły poprawę wyników

w skali Harris Hip Score i w poziomie siły mięśniowej, ale grupa leczona ćwiczeniami stabilizującymi tułów wykazała większą poprawę w porównaniu z grupą leczoną tradycyjnymi ćwiczeniami. Autorzy stwierdzili, że ćwiczenia stabilizujące tułów mogą być skutecznym sposobem leczenia konfliktu panewkowo-udowego i że ich skuteczność powinna być dalszym przedmiotem badań.

W niniejszym opracowaniu zbadano wpływ interwencji terapeutycznej na możliwości siłowe rekreacyjnych biegaczy, u których zdiagnozowano konflikt panewkowo-udowy. Wykazano wzrost szczytowego momentu siły, pracy oraz średniej mocy mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego po zastosowaniu interwencji zarówno w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przy prędkości 180°s^{-1} . Wzrost ten był największy, i co za tym idzie statystycznie istotny w grupie mięśni prostowników stawu kolanowego. Po zastosowaniu interwencji zmniejszyła się dysproporcja w możliwościach siłowych pomiędzy grupą eksperymentalną i kontrolną. Nie wykazano znaczącego wzrostu możliwości siłowych po interwencji przy prędkości kątowej 60°s^{-1} .

Z klinicznego punktu widzenia, wzrost możliwości siłowych u osób z FAI jest zjawiskiem bardzo korzystnym, tym bardziej, jeśli dynamika tych zmian zmierza w kierunku wyrównania różnic między osobami z FAI i osobami n-FAI. Możliwe, że protokół zastosowanych ćwiczeń bezpośrednio wpłynął na wzmocnienie mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego lub pośrednio poprzez poprawę warunków mechaniki stawu biodrowego wpłynął na wzrost możliwości siłowych.

Podobne spostrzeżenia dotyczyły pozostałych zmiennych uzyskanych w toku badań izokinetycznych zawartych w rozdziale Wyniki, dlatego zdecydowano się nie odnosić się do nich szczegółowo w dyskusji.

4.8. Podsumowanie dyskusji

Niniejsze opracowanie w sposób kompleksowy podjęło problem oceny stanu narządu ruchu osób ze zdiagnozowanym konfliktem panewkowo-udowym. Zastosowanie nowoczesnych narzędzi diagnostycznych przyniosło korzyści w postaci ciekawych wniosków. Pozwalających w sposób obiektywny na weryfikację rezultatów zastosowanego protokołu terapii. Wydaje się, że dobrym pomysłem było objęcie badaniami osób rekreacyjnie uprawiających biegi długie, ze względu na dodatkowe systematyczne obciążanie struktur stawu biodrowego, wynikające z rodzaju uprawianej

przez nich aktywności. Analiza wyników badań własnych przedstawiona w dysertacji przez autorkę podobnie, jak wyniki innych autorów wskazała na szereg rozbieżności w mechanice narządu ruchu pomiędzy badanymi grupami (FAI i n-FAI). Unikalną częścią tej pracy było wyszczególnienie kończyn zajętej i niezajętej w grupie FAI oraz kończyn prawej i lewej w grupie n-FAI, co pozwoliło uzyskać przejrzysty obraz funkcjonalności narządu ruchu badanych.

Poza obszerną oceną stanu narządu ruchu osób z FAI względem grupy kontrolnej nadrzędnym celem niniejszego projektu było wprowadzenie interwencji stanowiącej formę leczenia zachowawczego konfliktu panewkowo-udowego. Na podstawie uzyskanych wyników badań własnych słuszne wydaje się być stwierdzenie, że wykorzystanie autorskiego programu ćwiczeń ukierunkowanych na poprawę kongruentności stawu biodrowego, jest skuteczną metodą leczenia zachowawczego konfliktu panewkowo-udowego u osób rekreacyjnie uprawiających biegi długodystansowe. Z przeprowadzonych badań własnych oraz innych autorów wynika, że leczenie nieoperacyjne przynosi korzystne efekty, jeśli jest wprowadzone we wczesnym stadium schorzenia. Zastosowana w projekcie interwencja terapeutyczna została skonstruowana w taki sposób, aby zmaksymalizować wpływ ćwiczeń bezpośrednio na struktury stawu biodrowego. Nadrzędnym celem programu była centralizacja głowy kości udowej w panewce stawu biodrowego, poprawa ślizgu w stawie, zwiększenie mobilności stawu oraz zrównoważenie sił mięśni z obszaru tego stawu. Spełnienie tych założeń było możliwe dzięki ukierunkowaniu ćwiczeń na aktywną pracę polegającą na świadomym i precyzyjnym korygowaniu pozycji ciała, w szczególności kończyn dolnych względem miednicy i tułowia w pozycjach statycznych.

W niniejszym badaniu skuteczność zastosowanego protokołu oceniana była za pomocą obrazowania radiologicznego stawu biodrowego oraz szeregu pomiarów biomechanicznych i funkcjonalnych. Po zastosowaniu interwencji poprawie uległy zakresy ruchu w stawie biodrowym, wyniki osiągnięte w Y-Balance Test i Functional Movement Screen oraz możliwości siłowe kończyn dolnych. Wymienione korzystne zmiany zaobserwowano we wszystkich badanych kończynach dolnych, zarówno w grupie FAI jak i n-FAI. W obecnych badaniach zanotowano korzystną zmianę w rozkładzie obciążenia stóp u osób z FAI polegającą na wyrównaniu istniejącej asymetrii nacisku oraz na odciążeniu łuku poprzecznego stopy. Istotnym efektem zastosowanej terapii były korzystne zmiany wielkości odstępu OS, kąta alfa i beta

ocenione radiologicznie w stawie biodrowym zajętej kończyny dolnej. Po zastosowaniu interwencji wielkości tych zmiennych znalazły się w normie lub zdecydowanie się do niej zbliżyły.

Literatura przedmiotu ostatnich lat najbardziej skupia się na ocenie wpływu leczenia operacyjnego na biomechanikę narządu ruchu i zmiany w budowie stawu biodrowego w przebiegu FAI (20, 26). Do tej pory badania sprawdzające wpływ protokołu ćwiczeń na poprawę stanu zdrowia osób z FAI koncentrowały się na ocenie ich skuteczności za pomocą skal subiektywnej oceny stanu zdrowia (129). Odnosząc wyniki niniejszej pracy do doniesień innych autorów, należy stwierdzić, że rezultaty stosowania protokołu ćwiczeń są porównywalne z efektami artroskopii stawu biodrowego. Trzeba jednak zaznaczyć, że program ćwiczeń zrealizowany dla potrzeb tych badań był stosowany we wczesnym stadium FAI, a decyzja o artroskopii stawu podejmowana jest przeważnie na dalszym etapie zaawansowania choroby (114).

Ze względu na innowacyjność zaproponowanego programu ćwiczeń oraz jego wykazaną skuteczność niniejsza praca wprowadza nowy pogląd na temat zachowawczego leczenia konfliktu panewkowo-udowego u osób uprawiających rekreacyjne biegi długodystansowe. Stanowi ono również punkt wyjścia dla kolejnych badań, ze szczególnym uwzględnieniem eksperymentów na grupie sportowców innych dyscyplin, które silnie obciążają staw biodrowy.

5. Wnioski

1. W badaniach przed przeprowadzeniem protokołu usprawniania odnotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy cechami morfologii stawu biodrowego w ocenie rentgenograficznej medycznej (średnich wartości szerokości szpary stawowej, odstępów OS, kątów alfa i beta), wskaźnikami oceny funkcjonalnej układu ruchu (rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, globalnej wartości testu równowagi dynamicznej) oraz wartościami wybranych zmiennych biomechanicznych (maksymalnego ciśnienia w strefach trzeciej i piątej kości śródstopia oraz palucha, szczytowej wartości momentu siły i pracy zginaczy i prostowników stawu kolanowego, zmierzonych dla obu prędkości kątowych) u biegaczy z FAI w porównaniu do biegaczy zdrowych przed przeprowadzeniem protokołu usprawniania.
2. Porównując wyniki badań po przeprowadzeniu protokołu usprawniania, odnotowano istotne statystycznie różnice w zakresie cech morfologii stawu biodrowego w ocenie rentgenograficznej medycznej (średnich wartości szerokości szpary stawowej, odstępów OS, kątów alfa i beta), wskaźników oceny funkcjonalnej układu ruchu (rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, wyników testu równowagi dynamicznej w kierunku tylnobocznym oraz w wyniku globalnym) oraz wybranych zmiennych biomechanicznych (maksymalnego ciśnienia w strefach pierwszej, czwartej i piątej kości śródstopia, impulsu siły w strefach pierwszej, czwartej, piątej kości śródstopia oraz palucha, szczytowej wartości momentu siły i pracy i mocy prostowników stawu kolanowego, zmierzonych dla obu prędkości kątowych) u biegaczy z FAI, w porównaniu do biegaczy zdrowych.
3. Porównując wyniki badań przed i po przeprowadzeniu protokołu usprawniania, biegaczy z FAI odnotowano istotne statystycznie różnice w zakresie cech morfologii stawu biodrowego w ocenie rentgenograficznej medycznej (odstępów OS, kątów alfa i beta) oraz wskaźników oceny funkcjonalnej układu ruchu (rotacji wewnętrznej i zewnętrznej, wszystkich wyników testu równowagi dynamicznej, czterech wzorców testu jakościowej oceny wzorców ruchowych), natomiast w grupie kontrolnej analogiczne różnice dotyczyły wskaźników oceny funkcjonalnej: rotacji wewnętrznej i zewnętrznej, wyników testu równowagi

dynamicznej w kierunku tylnobocznym oraz wyniku globalnym, trzech wzorców testu jakościowej oceny wzorców ruchowych. Zmienne biomechaniczne w grupie z FAI (maksymalne ciśnienie we wszystkich strefach stóp, impuls siły, praca mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości 60°s^{-1} oraz siły, pracy i mocy mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości 180°s^{-1}) różniły się znacząco w obu badaniach. Analogiczne istotne statystycznie różnice w grupie kontrolnej odnotowano w stosunku do zmiennych biomechanicznych: maksymalnego ciśnienia we wszystkich strefach stóp, impulsu siły oraz pracy i mocy mięśni prostowników stawu kolanowego przy prędkości 180°s^{-1} .

4. Wartości wybranych cech morfologii stawu biodrowego w ocenie rentgenograficznej medycznej, wskaźników oceny funkcjonalnej i zmiennych biomechanicznych w porównaniach wyników wstępnego i kontrolnego badania w grupie z FAI wykazywały większe, zazwyczaj pozytywne zmiany, niż w grupie kontrolnej. Świadczy to o korzystnym wpływie prowadzonego postępowania usprawniającego u osób z FAI.
5. Dokonane w pracy spostrzeżenia, udokumentowane wynikami przeprowadzonych analiz, pozwalają na praktyczne wykorzystanie zaproponowanego autorskiego, 6-cio miesięcznego protokołu usprawniania oraz kompleksowego, obiektywnego protokołu monitorowania zmian w układzie ruchu, w leczeniu zachowawczym aktywnych fizycznie osób z FAI.

6. Piśmiennictwo

1. Eime R, Sawyer N, Harvey J, Casey M, Westerbeek H, Payne W. Integrating public health and sport management: Sport participation trends 2001-2010. *Sport Management Review*. 2015;18(2):207–17.
2. Hoffman J, Lewandowska A, Ratuszek-Sadowska D. Wzorzec biegowy i jego znaczenie w uprawianiu biegów długodystansowych. *Journal of Education, Health and Sport*. 2017;7(7):1–7.
3. Dega W. *Ortopedia i rehabilitacja*. Warszawa: PZWL; 2015. 241–243.
4. Stempień JR, Mielczarek R, Tokarski J. New perspectives in social studies on recreational running: The case of Poland. *Physical Culture and Sport, Studies and Research*. 2021 Oct 1;93(1):24–37.
5. Aliprandi A, di Pietto F, Minafra P, Zappia M, Pozza S, Sconfienza L. Femoroacetabular impingement: what the general radiologist should know. *Radiol Med*. 2014;119(2):103–12.
6. Gawroński W. Sportowo- lekarska profilaktyka zmian przeciążeniowych narządu ruchu u sportowców. *Medycyna sportowa*. 2008;12:51–4.
7. Szuba Ł, Krzemińska A. Obrażenia mięśni kulszowo-goleniowych (MKG) - aktualne poglądy w świetle literatury. *Medycyna sportowa*. 2011;27:11–8.
8. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(7):1012–8.
9. Riley G, McWalter E, Stevens K, Safran M, Lattanzi R, Gold G. MRI of the hip for the evaluation of femoroacetabular impingement; past, present, and future. *J Magn Reson Imaging*. 2015;41(3):558–72.
10. Masłoń A, Golec E, Golec J, Czechowska D. Ocena wpływu warunków treningu biegowe- go kobiet na występowanie wśród nich uszkodzeń urazowych kończyn dolnych. *Ostry dyżur*. 2013;6:118–27.
11. van Gent R, Siem D, van Middelkoop M, van Os TA, Bierma-Zeinstra S, Koes B. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2007;41(8):469–80.
12. Gnat R, Saulicz E, Kuszewski M. Zaburzenia funkcjonowania systemów stabilizacyjnych kompleksu biodrowo-miedniczno-lędźwiowego. *Fizjoterapia*. 2006;14(3):83–91.
13. Laborie L, Lehmann T, Engesæter I, Engesæter L, Rosendahl K. Is a positive femoroacetabular impingement test a common finding in healthy young adults? *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471(7):2267–77.
14. Palmer A, Ayyar-Gupta V, Dutton S, Rombach I, Cooper C, Pollard T. Protocol for the Femoroacetabular Impingement Trial (FAIT): a multi-centre randomised controlled trial comparing surgical and non-surgical management of femoroacetabular impingement. *Bone Joint Res*. 2014;3(11):321–7.
15. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock K. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;417:112–20.
16. Leunig M, Beaulé P, Ganz R. The concept of femoroacetabular impingement: current status and future perspectives. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(3):616–22.

17. Agricola R, Waarsing J, Arden N, Carr A, Bierma-Zeinstra S, Thomas G, et al. Cam impingement of the hip: a risk factor for hip osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol*. 2013;9(10):630–4.
18. Samaan M, Schwaiger B, Gallo M, Sada K, Link T, Zhang A, et al. Joint loading in the sagittal plane during gait is associated with hip joint abnormalities in patients with femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med*. 2017;45(4):810–8.
19. Hashimoto S, Rai M, Gill C, Zhang Z, Sandell L, Clohisy J. Molecular characterization of articular cartilage from young adults with femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95(16):1457–64.
20. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*. 2014;73(7):1323–30.
21. Laborie L, Lehmann T, Engesæter I, Eastwood D, Engesæter L, Rosendahl K. Prevalence of radiographic findings thought to be associated with femoroacetabular impingement in a population-based cohort of 2081 healthy young adults. *Radiology*. 2011;260(2):494–502.
22. Chegini S, Beck M, Ferguson S. The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: a finite element analysis. *J Orthop Res*. 2009;27(2):195–201.
23. Ito K, Minka I, Leunig M, Werlen S, Ganz R. Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83(2):171–6.
24. Bagwell J, Snibbe J, Gerhardt M, Powers C. Hip kinematics and kinetics in persons with and without cam femoroacetabular impingement during a deep squat task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2016;31:87–92.
25. Pierannunzii L. Pelvic posture and kinematics in femoroacetabular impingement: a systematic review. *J Orthop Traumatol*. 2017;18(3):187–96.
26. Sheean A, Schmitz M, Ward C, Barrow A, Tennent D, Roach C, et al. Assessment of disability related to femoroacetabular impingement syndrome by use of the patient-reported outcome measure information system (PROMIS) and objective measures of physical performance. *Am J Sports Med*. 2017;45(11):2476–82.
27. Allen D, Beaulé P, Ramadan O, Doucette C. Prevalence of associated deformities and hip pain in patients with cam-type femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Br*. 2009;91(5):589–94.
28. Hack K, di Primio G, Rakhra K, Beaulé P. Prevalence of cam-type femoroacetabular impingement morphology in asymptomatic volunteers. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(14):2436–44.
29. Kang A, Gooding A, Coates M, Goh T, Armour P, Rietveld J. Computed tomography assessment of hip joints in asymptomatic individuals in relation to femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med*. 2010;38(6):1160–5.
30. Banerjee P, Mclean C. Femoroacetabular impingement: a review of diagnosis and management. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2011;4(1):23–32.
31. Tannast M, Siebenrock KA, Anderson SE. Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis--what the radiologist should know. *AJR Am J Roentgenol*. 2007 Jun;188(6):1540–52.
32. Lequesne M, Malghem J, Dion E. The normal hip joint space: variations in width, shape, and architecture on 223 pelvic radiographs. *Ann Rheum Dis*. 2004 Sep;63(9):1145–51.

33. Mielnik M, Hermanson J, Wawrzynek W. Femoroacetabular impingement as a cause of hip pain in young adult patients. Diagnosis and treatment methods using arthroscopy. *Chirurgia Pol.* 2015;17(1–2):69–74.
34. Tönnis D. Normal values of the hip joint for the evaluation of X-rays in children and adults. *Clin Orthop Relat Res.* 1976;Sep;(119):39-47.
35. Hunt M, Guenther J, Gilbert M. Kinematic and kinetic differences during walking in patients with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2013;28(5):519–23.
36. Rylander J, Shu B, Favre J, Safran M, Andriacchi T. Functional testing provides unique insights into the pathomechanics of femoroacetabular impingement and an objective basis for evaluating treatment outcome. *J Orthop Res .* 2013;31(9):1461–8.
37. Brisson N, Lamontagne M, Kennedy M, Beaulé P. The effects of cam femoroacetabular impingement corrective surgery on lower-extremity gait biomechanics. *Gait Posture .* 2012;37(2):258–63.
38. Kennedy M, Lamontagne M, Beaulé P. Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait Walking biomechanics of FAI. *Gait Posture .* 2009;30(1):41–4.
39. Geoffrey Ng K, Mantovani G, Modenese L, Beaulé. PE, Lamontagne M. Altered walking and muscle patterns reduce hip contact forces in individuals with symptomatic cam femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med.* 2018;46(11):2615–23.
40. Hammond C, Hatfield G, Gilbert M, Garland S, Hunt M. Trunk and lower limb biomechanics during stair climbing in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2017;42:108–14.
41. Lamontagne M, Kennedy M, Beaulé P. The effect of cam FAI on hip and pelvic motion during maximum squat. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(3):645–50.
42. van Houcke J, Pattyn C, vanden Bossche L, Redant C, Maes J, Audenaert E. The pelvifemoral rhythm in cam-type femoroacetabular impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon) .* 2014;29(1):63–7.
43. Diamond L, Bennell K, Wrigley T, Hinman R, O'donnell J, Hodges P. Squatting biomechanics in individuals with symptomatic femoroacetabular impingement. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(8):1520–9.
44. Bober T, Zawadzki J. *Biomechanika układu ruchu człowieka.* 3rd ed. Wydawnictwo BK; 2003:1–240.
45. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture.* 1998 Jan 1;7(1):77–95.
46. Hoenig T, Rolvien T, Hollander K. Footstrike patterns in runners: Concepts, classifications, techniques, and implications for running-related injuries. *Dtsch Z Sportmed.* 2020 Mar 1;71(3):55–61.
47. Nigg BM, Cole GK, Bruggemann GP. Impact Forces during Heel-Toe Running. *J Appl Biomech.* 1995 Nov 1;11(4):407–32.
48. Byrne D, Mulhall K, Baker J. Anatomy & biomechanics of the hip. *The Open Sports Medicine Journal.* 2010;4:51–7.
49. Bennell K, Spiers L, Takla A, O'Donnell J, Kasza J, Hunter D, et al. Efficacy of adding a physiotherapy rehabilitation programme to arthroscopic management of femoroacetabular impingement syndrome: a randomised controlled trial (FAIR). *BMJ Open.* 2017;7(6):1–11.
50. Palmer A, Ayyar Gupta V, Fernquest S, Rombach I, Dutton S, Mansour R, et al. Arthroscopic hip surgery compared with physiotherapy and activity modification for the

- treatment of symptomatic femoroacetabular impingement: multicentre randomised controlled trial. *BMJ*. 2019;7:364–85.
51. Emara K, Samir W, Motasem E, Ghafar K. Conservative treatment for mild femoroacetabular impingement. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2011;19(1):41–5.
 52. Griffin D, Wall P, Realpe A, Adams A, Parsons N, Hobson R, et al. UK FASHIoN: feasibility study of a randomised controlled trial of arthroscopic surgery for hip impingement compared with best conservative care. *Health Technol Assess*. 2016;20(32):1–172.
 53. Loudon J, Reiman M. Conservative management of femoroacetabular impingement (FAI) in the long distance runner. *Phys Ther Sport* . 2014;15(2):82–90.
 54. Sahrman S, Azevedo D, van Dillen L. Diagnosis and treatment of movement system impairment syndromes. *Braz J Phys Ther*. 2017;21(6):391–9.
 55. Burnett R, Rocca D, Prather G, Prather H, Curry M, Maloney W, et al. Clinical presentation of patients with tears of the acetabular labrum. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(7):1448–57.
 56. Clohisy J, Knaus E, Hunt D, Leshner J, Harris-Hayes M, Prather H. Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(3):638–44.
 57. Philippon M, Maxwell R, Johnston T, Schenker M, Briggs K. Clinical presentation of femoroacetabular impingement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007;15(8):1041–7.
 58. Song Y, Ito H, Kourtis L, Safran M, Carter D, Giori N. Articular cartilage friction increases in hip joints after the removal of acetabular labrum. *J Biomech* . 2012;524–30.
 59. Lederman E. *The science and practice of manual therapy*. Churchill Livingstone; 2005.
 60. Lewis C, Sahrman S. Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force. *J Biomech*. 2007;40(16):3725–31.
 61. Gallo R, Plakke M, Silvis M. Common leg injuries of long-distance runners: anatomical and biomechanical approach. *Sports Health*. 2012;4(6):485–95.
 62. Reiman M, Bolgla L, Lorenz D. Hip functions influence on knee dysfunction: a proximal link to a distal problem. *J Sport Rehabil*. 2009;18(1):33–46.
 63. Klimiuk P, Kuryliszyn-Moskal A. Choroba zwyrodnieniowa stawów. *Reumatologia*. 2012;50(2):162–5.
 64. Proft F, Grunke M, Reindl C, Schramm M, Mueller F, Kriegmair M. The influence of long distance running on sonographic joint and tendon pathology: results from a prospective study with marathon runners. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016;17:272.
 65. Perényi S, Hungary W, Scheerder J, Vanreusel B, Ránki A. Health and fitness orientation: running for fun, running for health or running for performance. London: Palgrave Macmillan UK; 2015;87–105.
 66. Mullins K, Hanlon M, Carton P. Differences in athletic performance between sportsmen with symptomatic femoroacetabular impingement and healthy controls. *Clin J Sport Med*. 2018;28(4):370–6.
 67. Fraser J, Sugimoto D, Yeng Y, d’Hemecourt P, Straccolini A. Bony morphology of femoroacetabular impingement in young female dancers and single-sport athletes. *Orthop J Sports Med*. 2017;5(8):1–6.
 68. Tonnis D. *Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults*. Berlin: Springer-Verlag; 2011;22–23.
 69. Hepp W, Debrunner H. *Diagnostyka w ortopedii*. Warszawa: PZWL; 2008;76–82.

70. Kiesel K, Plisky P, Voight M. Can serious injury in professional football be predicted by a preseason Functional Movement Screen? . *N Am J Sports Phys Ther.* 2007;2(3):147–58.
71. Cook G, Burton L. Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function – Part 2. *N Am J Sports Phys Ther.* 2006;1(3):132–9.
72. Gribble P, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012;47(3):339–57.
73. Linek P, Sikora D, Wolny T, Saulicz E. Reliability and number of trials of Y Balance Test in adolescent athletes. *Musculoskelet Sci Pract .* 2017;31:72–5.
74. Xu C, Wen XX, Huang LY, Shang L, Cheng XX, Yan YB, et al. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *J Foot Ankle Res.* 2017;10:30.
75. Drouin J, Valovich-mcLeod T, Shultz S, Gansneder B, Perrin D. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91(1):22–9.
76. Hernández-Molina G, Reichenbach S, Zhang B, LaValley M, Felson D. Effect of therapeutic exercise for hip osteoarthritis pain: results of a meta-analysis. *Arthritis Rheum.* 2008;59(9):1221–8.
77. Sahrmann S. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes.* St. Louis, Missouri: Mosby; 2002; 1-480.
78. Sahrmann S. *Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines.* . St. Louis, Missouri: Mosby; 2010; 1-568.
79. Harsanyi S, Zamborsky R, Krajciova L, Kokavec M, Danisovic L. Developmental Dysplasia of the Hip: A Review of Etiopathogenesis, Risk Factors, and Genetic Aspects. *Medicina (B Aires).* 2020 Apr 1;56(4).
80. Liu B, Liu S kai, Wu T, Liu Z ming, Chen X, Li M nan, et al. Risk Factors for Intraoperative Periprosthetic Femoral Fractures in Patients with Hip Dysplasia Undergoing Total Hip Arthroplasty with Uncemented Prostheses. *Orthop Surg.* 2021 Aug 1;13(6):1870.
81. Menge TJ, Truex NW. Femoroacetabular impingement: a common cause of hip pain. *Phys Sportsmed.* 2018 May 3;46(2):139–44.
82. Mosler AB, Agricola R, Weir A, Hölmich P, Crossley KM. Which factors differentiate athletes with hip/groin pain from those without? A systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2015 Jun 1;49(12):810.
83. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for Patellofemoral pain syndrome: The joint undertaking to monitor and prevent acl injury (JUMP-ACL) Cohort. *American Journal of Sports Medicine.* 2009 Sep 24;37(11):2108–16.
84. Dempster J, Dutheil F, Ugbohue UC. The Prevalence of Lower Extremity Injuries in Running and Associated Risk Factors: A Systematic Review. *Physical Activity and Health.* 2021;5(1):133–45.
85. Lopes AD, Hespanhol LC, Yeung SS, Costa LOP. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports Med.* 2012 Oct;42(10):891–905.
86. Mentiplay BF, Kemp JL, Crossley KM, Scholes MJ, Coburn SL, Jones DM, et al. Relationship between hip muscle strength and hip biomechanics during running in people with femoroacetabular impingement syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2022 Feb 1;92.

87. Harris JD, Erickson BJ, Bush-Joseph CA, Nho SJ. Treatment of femoroacetabular impingement: A systematic review. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2013 Sep 7;6(3):207–18.
88. Fairley J, Wang Y, Teichtahl AJ, Seneviwickrama M, Wluka AE, Brady SRE, et al. Management options for femoroacetabular impingement: a systematic review of symptom and structural outcomes. *Osteoarthritis Cartilage*. 2016 Oct 1;24(10):1682–96.
89. Bastos RM, de Carvalho Júnior JG, da Silva SAM, Campos SF, Rosa MV, de Moraes Prianti B. Surgery is no more effective than conservative treatment for Femoroacetabular impingement syndrome: Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Clin Rehabil*. 2021 Mar 1;35(3):332–41.
90. Smeatham A, Powell R, Moore S, Chauhan R, Wilson M. Does treatment by a specialist physiotherapist change pain and function in young adults with symptoms from femoroacetabular impingement? A pilot project for a randomised controlled trial. *Physiotherapy*. 2017 Jun 1;103(2):201–7.
91. Worle Luise, Pfeiff Erik. Yoga as therapeutic exercise : a practical guide for manual therapists. 2010;236.
92. Mitchell J. Yoga biomechanics : stretching redefined. 2017;1-254.
93. Tibor LM, Leunig M. The pathoanatomy and arthroscopic management of femoroacetabular impingement. *Bone Joint Res*. 2012 Oct;1(10):245.
94. Migliorini F, Liu Y, Catalano G, Trivellas A, Eschweiler J, Tingart M, et al. Medium-term results of arthroscopic treatment for femoroacetabular impingement. *Br Med Bull*. 2021;138:68–84.
95. Philippon MJ, Briggs KK, Yen YM, Kuppersmith DA. Outcomes following hip arthroscopy for femoroacetabular impingement with associated chondrolabral dysfunction: minimum two-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br*. 2009 Jan;91(1):16–23.
96. Migliorini F, Maffulli N. Arthroscopic Management of Femoroacetabular Impingement in Adolescents: A Systematic Review. 2021 Mar 19;49(13):3708–15.
97. Khan M, Bedi A, Fu F, Karlsson J, Ayeni OR, Bhandari M. New perspectives on femoroacetabular impingement syndrome. *Nat Rev Rheumatol*. 2016 May 1;12(5):303–10.
98. Zhang J, Kim Y, Choi M, Zhang C. Characteristics of Biomechanical and Physical Function According to Symptomatic and Asymptomatic Acetabular Impingement Syndrome in Young Adults. *Healthcare (Basel)*. 2022 Aug 1;10(8).
99. J James SL, Ali K, Malara F, Young D, Connell DA, Slj J. MRI Findings of Femoroacetabular Impingement. 2006;1412-19.
100. Kubiak-Langer M, Tannast M, Murphy SB, Siebenrock KA, Langlotz F. Range of motion in anterior femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;458:117–24.
101. Cobb J, Logishetty K, Davda K, Iranpour F. Cams and pincer impingement are distinct, not mixed: the acetabular pathomorphology of femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(8):2143–51.
102. Leunig M, Podeszwa D, Beck M, Werlen S, Ganz R. Magnetic resonance arthrography of labral disorders in hips with dysplasia and impingement. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;418(418):74–80.
103. Wahoff M, Ryan M. Rehabilitation After Hip Femoroacetabular Impingement Arthroscopy. *Clin Sports Med*. 2011 Apr 1;30(2):463–82.

104. Ruffe NJ, Sorce SR, Rosenthal MD, Rauh MJ. Lower quarter- and upper quarter Y-Balance Tests as predictors of running-related injuries in high school cross-country runners.. *Int J Sports Phys Ther.* 2019 Sep;14(5):695.
105. Jouira G, Rebai H, Sahli S. Reliability of Y Balance Test in Runners With Intellectual Disability. *J Sport Rehabil.* 2022 Jan 1;32(1):91–5.
106. Ortega SL, Ibarra S, Pierce R, Levy S, Gombatto SP. Kinematic and kinetic factors associated with leg reach asymmetry during the Star Excursion Balance Test in division I athletes. *Phys Ther Sport.* 2020 Sep 1;45:63–70.
107. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. *J Athl Train.* 2012 May 1;47(3):339–57.
108. Nakagawa TH, dos Santos AF, Lessi GC, Petersen RS, Silva RS. Y-Balance Test Asymmetry and Frontal Plane Knee Projection Angle During Single-leg squat as Predictors of Patellofemoral Pain in Male Military Recruits. *Phys Ther Sport.* 2020 Jul 1;44:121–7.
109. Ryu CH, Park J, Kang M, Oh JH, Kim YK, Kim Y Il, et al. Differences in lower quarter Y-balance test with player position and ankle injuries in professional baseball players. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2019 Jan 1;27(1).
110. Hatton AL, Kemp JL, Brauer SG, Clark RA, Crossley KM. Impairment of dynamic single-leg balance performance in individuals with hip chondropathy. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2014;66(5):709–16.
111. Picorelli AMA, Hatton AL, Gane EM, Smith MD. Balance performance in older adults with hip osteoarthritis: A systematic review. *Gait Posture.* 2018 Sep 1;65:89–99.
112. Freke MD, Kemp J, Svege I, Risberg MA, Semciw A, Crossley KM. Physical impairments in symptomatic femoroacetabular impingement: a systematic review of the evidence. *Br J Sports Med.* 2016 Oct 1;50(19):1180.
113. Hartigan DE, Perets I, Meghpara MB, Mohr MR, Close MR, Yuen LC, et al. Biomechanics, anatomy, pathology, imaging and clinical evaluation of the acetabular labrum: current concepts. *Journal of ISAKOS.* 2018 May 1;3(3):148–54.
114. Frank JM, Harris JD, Erickson BJ, Slikker W, Bush-Joseph CA, Salata MJ, et al. Prevalence of Femoroacetabular Impingement Imaging Findings in Asymptomatic Volunteers: A Systematic Review. *Arthroscopy.* 2015 Jun 1;31(6):1199–204.
115. Salas-Gómez D, Fernández-Gorgojo M, Sanchez-Juan P, Bercero EL, Isabel Perez-Núñez M, Barbado D. Quantifying balance deficit in people with ankle fracture six months after surgical intervention through the Y-Balance test. *Gait Posture.* 2022 Jun 1;95:249–55.
116. Ahern L, Nicholson O, O’Sullivan D, McVeigh JG. Effect of Functional Rehabilitation on Performance of the Star Excursion Balance Test Among Recreational Athletes With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review. *Arch Rehabil Res Clin Transl.* 2021 Sep;3(3):100133.
117. Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. 2006 Dec 1;36(12):911–9.
118. Walaszek R, Chwała W, Walaszek K, Burdacki M, Błaszczuk J. Evaluation of the accuracy of the postural stability measurement with the Y-Balance Test based on the levels of the biomechanical parameters. *Acta Bioeng Biomech.* 2017;19(2):121–8.

119. Wilson BR, Robertson KE, Burnham JM, Yonz MC, Ireland ML, Noehren B. The Relationship Between Hip Strength and the Y Balance Test. *J Sport Rehabil.* 2018 Sep 1;27(5):445–50.
120. Kaur N, Bhanot K, Ferreira G. Lower Extremity and Trunk Electromyographic Muscle Activity During Performance of the Y-Balance Test on Stable and Unstable Surfaces. *Int J Sports Phys Ther.* 2022;17(3):483–92.
121. Kraus K, Schütz E, Taylor WR, Doyscher R. Efficacy of the functional movement screen: a review. *J Strength Cond Res.* 2014;28(12):3571–84.
122. Kiesel K, Plisky P, Butler R. Functional movement test scores improve following a standardized off-season intervention program in professional football players. *Scand J Med Sci Sports.* 2011 Apr;21(2):287–92.
123. Chen J, Zhang C, Chen S, Zhao Y. Effects of functional correction training on injury risk of athletes: a systematic review and meta-analysis. *PeerJ.* 2021 Mar 25;9.
124. Azzam MG, Throckmorton TW, Smith RA, Graham D, Scholler J, Azar FM. The Functional Movement Screen as a predictor of injury in professional basketball players. *Curr Orthop Pract.* 2015 Nov 1;26(6):619–23.
125. Bonazza NA, Smuin D, Onks CA, Silvis ML, Dhawan A. Reliability, Validity, and Injury Predictive Value of the Functional Movement Screen: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2017 Mar 1;45(3):725–32.
126. Agresta C, Slobodinsky M, Tucker C. Functional movement Screen™--normative values in healthy distance runners. *Int J Sports Med.* 2014;35(14):1203–7.
127. Oliveira RR de, Chaves SF, Lima Y, Bezerra M, Almeida GPL, Lima PO de P. There are no biomechanical differences between runners classified by the functional movement screen. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;
128. Brown-Taylor L, Pendley C, Glaws K, Vasileff WK, Ryan J, Harris-Hayes M, et al. Associations Between Movement Impairments and Function, Treatment Recommendations, and Treatment Plans for People With Femoroacetabular Impingement Syndrome. *Phys Ther.* 2021 Sep 1;101(9):1–11.
129. Laws A, Williams S, Wilson C. The Effect of Clinical Pilates on Functional Movement in Recreational Runners. *Int J Sports Med.* 2017 Sep 1;38(10):776–80.
130. Mei Q, Kim HK, Xiang L, Shim V, Wang A, Baker JS, et al. Toward improved understanding of foot shape, foot posture, and foot biomechanics during running: A narrative review. *Front Physiol.* 2022 Dec 8;13.
131. Anderson LM, Bonanno DR, Hart HF, Barton CJ. What are the Benefits and Risks Associated with Changing Foot Strike Pattern During Running? A Systematic Review and Meta-analysis of Injury, Running Economy, and Biomechanics. *Sports Med.* 2020 May 1;50(5):885–917.
132. Xu C, Wen XX, Huang LY, Shang L, Cheng XX, Yan YB, et al. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *J Foot Ankle Res.* 2017 Jul 17;10(1):1–10.
133. Lee CN, Eom GM, Park KW, Koh SB, Kim BJ, Oh KM, et al. Dynamic Foot Pressure Measurement in Parkinson's Disease with Foot Scan System. *Journal of the Korean Neurological Association.* 2007;172–9.
134. Hu L. Experimental study on the effects of basketball on plantar pressure distribution of juveniles. *Leather and Footwear Journal.* 2018 Mar 1;18(1):5–12.
135. Hamada HA, Mosaad D, Fahim M, Abd El-Samea G, Youssef A, Gouda Matar A. Dynamic plantar pressure and ground reaction force during pregnancy: A prospective longitudinal study. 2019 Jan 1;6(1).

136. Milford J, Sole CC, Sole G. Plantar pressure profiles of athletes with and without ankle sprains while walking barefoot and in sport shoes. 2016 Jan 2;8(1):41–8.
137. Bułatowicz I, Kaźmierczak U, Pilecka-Rybka K, Radzimińska A, Siedlaczek M, Srokowska A, et al. Distribution of the compressive forces on the plantar side of the foot of the early school child. *Journal of Health Sciences*. 2013;13:26–49.
138. Kim SS, Kim HE. Gait Analysis on the Elderly Women with Foot Scan. *Fashion & Textile Research Journal*. 2013 Aug 31;15(4):613–9.
139. Franklyn-Miller A, Bilzon J, Wilson C, McCrory P. Can RSScan footscan(®) D3D™ software predict injury in a military population following plantar pressure assessment? A prospective cohort study. *Foot (Edinb)*. 2014;24(1):6–10.
140. Khosravi G, Alemzadeh M, Hoseini Y, Mohammadi B. Immediate effect of plantar massage on foot pressure pattern in people with chronic ankle instability during walking. *Studies in Sport Medicine*. 2022 Apr 21;14(31):121–38.
141. Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of Step Rate Manipulation on Joint Mechanics during Running. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(2):296.
142. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait Posture*. 2016 Jul 1;48:52–6.
143. King MG, Lawrenson PR, Semciw AI, Middleton KJ, Crossley KM. Lower limb biomechanics in femoroacetabular impingement syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2018 May 1;52(9):566–80.
144. Rambely AS. A six-link kinematic chain model of human body using Kane's method. *Int J Mod Phys Conf Ser*. 2011;9:59–67.
145. Lahner M, Von Schulze Pellengahr C, Walter PA, Lukas C, Falarzik A, Daniilidis K, et al. Biomechanical and functional indicators in male semiprofessional soccer players with increased hip alpha angles vs. amateur soccer players. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014 Mar 16;15(1):1–6.
146. Freemyer B, Durkin R, Crawford S, Beeler D, Stickley C. Pre- and Post-Operative Walking Gait in Females with Acetabular Labral Tears and Femoroacetabular Impingement Syndrome. *J Athl Train*. 2021 Jun 29;57(8):780–7.
147. Nigg BM. Biomechanics of sport shoes. University of Calgary, 2010; 120-146.
148. Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol*. 2000;89(5):1991–9.
149. Li F, Newton RU, Shi Y, Sutton D, Ding H. Correlation of Eccentric Strength, Reactive Strength, and Leg Stiffness With Running Economy in Well-Trained Distance Runners. *J Strength Cond Res*. 2021;35(6):1491–9.
150. Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med*. 2007;37(2):145–68.
151. Andrade MS, Silva WA, De Lira CAB, Mascarin NC, Vancini RL, Nikolaidis PT, et al. Isokinetic Muscular Strength and Aerobic Physical Fitness in Recreational Long-Distance Runners: A Cross-Sectional Study. *J Strength Cond Res*. 2022 Mar 1;36(3):73–80.
152. Spiker AM, Kraszewski AP, Maak TG, Nwachukwu BU, Backus SI, Hillstrom HJ, et al. Dynamic Assessment of Femoroacetabular Impingement Syndrome Hips. *Arthroscopy*. 2022 Feb 1;38(2):404-416.e3.

153. Kierkegaard S, Mechlenburg I, Lund B, Søballe K, Dalgas U. Impaired hip muscle strength in patients with femoroacetabular impingement syndrome. *J Sci Med Sport*. 2017 Dec 1;20(12):1062–7.
154. Frasson VB, Vaz MA, Morales AB, Torresan A, Telöken MA, Gusmão PDF, et al. Hip muscle weakness and reduced joint range of motion in patients with femoroacetabular impingement syndrome: a case-control study. *Braz J Phys Ther*. 2020 Jan 1;24(1):39–45.
155. Sandell JJ, Storgaard JS, Kjeld S, Per H, Kristian T, Zhong M, et al. Correspondence: Isometric hip strength impairments in patients with hip dysplasia are improved but not normalized 1 year after periacetabular osteotomy: a cohort study of 82 patients. *Acta Orthop*. 2021;92(6):760.
156. Malloy P, Stone A V., Kunze KN, Neal WH, Beck EC, Nho SJ. Patients With Unilateral Femoroacetabular Impingement Syndrome Have Asymmetrical Hip Muscle Cross-Sectional Area and Compensatory Muscle Changes Associated With Preoperative Pain Level. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2019 May 1;35(5):1445–53.
157. Servant G, Fourchet F, Pernoud A, Bothorel H, Christofilopoulos P. Evolution of Hip Muscles Strength in Femoroacetabular Impingement Patients Treated by Arthroscopy or Surgical Hip Dislocation: A Retrospective Exploratory Study. *Biology (Basel)*. 2022 Dec 1;11(12):1765.
158. Hallberg S, Sansone M, Augustsson J. Full recovery of hip muscle strength is not achieved at return to sports in patients with femoroacetabular impingement surgery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2020 Apr 1;28(4):1276.
159. Aoyama M, Ohnishi Y, Utsunomiya H, Kanezaki S, Takeuchi H, Watanuki M, et al. A Prospective, Randomized, Controlled Trial Comparing Conservative Treatment With Trunk Stabilization Exercise to Standard Hip Muscle Exercise for Treating Femoroacetabular Impingement: A Pilot Study. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2019 Jul 1;29(4):267.

Spis tabel

Tabela 2.1. Charakterystyka badanych osób.....	25
Tabela 3.2. Podstawowe miary statystyczne szerokości szpary stawowej bocznie JSW_M [mm] i środkowo JSW_C [mm], oraz odstepu OS INSPACE [mm] przed i po interwencji	35
Tabela 3.3. Podstawowe miary statystyczne kątów alfa A_ANG [°] i beta B_ANG [°] oraz kąta Wiberga W_ANG [°] przed i po interwencji.....	36
Tabela 3.4. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich wartości szerokości szpary stawowej bocznie JSW_M i środkowo JSW_C, odstepu OS INSPACE, kątów alfa A_ANG i beta B_ANG oraz kąta Wiberga W_ANG we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji.....	37
Tabela 3.5. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami szerokości szpary stawowej środkowo JSW_M i bocznie JSW_C, odstepu OS INSPACE, kątów alfa A_ANG i beta B_ANG oraz kąta Wiberga W_ANG dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji.....	40
Tabela 3.6. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro–Wilka) wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN [°] i rotacji zewnętrznej ROMEX [°] w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....	42
Tabela 3.7. Podstawowe miary statystyczne zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN [°] i zakresu rotacji zewnętrznej ROMEX [°] przed i po interwencji.....	42
Tabela 3.8. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich wartości zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN, rotacji zewnętrznej ROMEX, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji.....	43
Tabela 3.9. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami zakresów rotacji wewnętrznej ROMIN oraz rotacji zewnętrznej ROMEX dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji.....	45
Tabela 3.10. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro–Wilka) wyników w teście równowagi dynamicznej YBT [%] w grupach eksperymentalnej i kontrolnej.....	48
Tabela 3.11. Podstawowe miary statystyczne wyników testów równowagi dynamicznej YBT [%] przed i po interwencji.....	48
Tabela 3.12. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich wartości równowagi dynamicznej YBT, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji.....	50
Tabela 3.13. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami wyników w teście równowagi dynamicznej YBT dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji.....	52
Tabela 3.14. Podstawowe miary statystyczne wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS [pkt] przed i po interwencji.....	55
Tabela 3.15. Wyniki analizy wariancji Anovy Kruskala–Willisa dla median wartości wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji.....	57
Tabela 3.16. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy medianami wartości wyników testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMS dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji.....	58
Tabela 3.17. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro – Wilka) standaryzowanych wartości maksymalnego ciśnienia w strefach anatomicznych stóp Max F [Ncm-2kg-1], podczas biegu w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....	62
Tabela 3.18. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro – Wilka) standaryzowanych wartości impulsu siły IMPULSE w poszczególnych strefach stóp, podczas biegu, wyrażonego w [Nscm-2kg-1], w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....	63

<i>Tabela 3.19. Podstawowe miary statystyczne maksymalnego ciśnienia, standaryzowanego względem masy ciała Max F [Ncm-2kg-1], w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu przed i po interwencji.....</i>	<i>64</i>
<i>Tabela 3.20. Podstawowe miary statystyczne impulsu siły IMPULSE [Nscm-2kg-1] standaryzowanego względem masy ciała w anatomicznych strefach stóp podczas biegu przed i po interwencji.....</i>	<i>65</i>
<i>Tabela 3.21. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich standaryzowanych wartości maksymalnego ciśnienia Max F, w anatomicznych strefach stopy, podczas biegu, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji.....</i>	<i>68</i>
<i>Tabela 3.22. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich standaryzowanych wartości impulsu siły IMPULSE, w anatomicznych strefach stopy, podczas biegu, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji.....</i>	<i>71</i>
<i>Tabela 3.23. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami maksymalnego ciśnienia Max F, w strefach anatomicznych stóp, podczas biegu, dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji.....</i>	<i>75</i>
<i>Tabela 3.24. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami impulsu siły IMPULSE, w anatomicznych strefach stóp, podczas biegu, dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji.....</i>	<i>81</i>
<i>Tabela 3.25. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro–Wilka) wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW [Nmkg-1], pracy W/BW [Jkg-1], średniej mocy AP/BW [Wkg-1] oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT [%] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....</i>	<i>89</i>
<i>Tabela 3.26. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro – Wilka) wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW [Nm/kg], pracy W/BW [J/kg], średniej mocy AP/BW [W/kg] oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT [%] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹ w grupie eksperymentalnej i kontrolnej.....</i>	<i>90</i>
<i>Tabela 3.27. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły PTQ/BW [Nmkg-1] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ i 180°s⁻¹ przed i po interwencji.....</i>	<i>91</i>
<i>Tabela 3.28. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły W/BW [Jkg-1] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ i 180°s⁻¹ przed i po interwencji.....</i>	<i>92</i>
<i>Tabela 3.29. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły AP/BW [Wkg 1] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ i 180°s⁻¹ przed i po interwencji.....</i>	<i>93</i>
<i>Tabela 3.30. Podstawowe miary statystyczne szczytowego momentu siły AGN/ANT [%] mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ i 180°s⁻¹ przed i po interwencji.....</i>	<i>94</i>
<i>Tabela 3.31. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji.....</i>	<i>95</i>
<i>Tabela 3.32. Wyniki analizy wariancji Anova oraz Anovy Kruskala–Willisa dla średnich standaryzowanych wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹, we wszystkich objętych eksperymentem grupach, przed i po interwencji.....</i>	<i>98</i>

Tabela 3.33. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s^{-1} dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji.....100

Tabela 3.34. Wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami szczytowego momentu siły PTQ/BW, pracy W/BW, średniej mocy AP/BW oraz stosunku agonistów do antagonistów AGN/ANT mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s^{-1} dla analogicznych zmiennych w badanych grupach przed i po interwencji.....101

Spis rycin

Ryc. 1.1. Konflikt panewkowo-udowy typu cam-FAI (15).....	12
Ryc. 1.2. Konflikt panewkowo-udowy typu pincer-FAI (15)	12
Ryc. 2.1. Schemat prowadzenia badań.....	26
Ryc. 3.1. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szerokości szpary stawowej bocznie JSW_C pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b).....	38
Ryc. 3.2. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości odstepu OS INSPACE pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b).....	38
Ryc. 3.3 Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości kąta alfa A_ANG pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b).....	39
Ryc. 3.4. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości kąta beta B_ANG pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b).....	39
Ryc. 3.5. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości odstepu OS INSPACE dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji.....	40
Ryc. 3.6. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości kąta alfa A_ANG dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji.....	41
Ryc. 3.7. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości kąta beta B_ANG dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji.....	41
Ryc. 3.8. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b)	44
Ryc. 3.9. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN dla kończyny niezajętej (a) i zajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji	46
Ryc. 3.10. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji wewnętrznej ROMIN dla kończyny prawej (a) i lewej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....	46
Ryc. 3.11. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji zewnętrznej ROMEX dla kończyny niezajętej (a) i zajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji	47
Ryc. 3.12. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów ruchu rotacji zewnętrznej ROMEX dla kończyny prawej (a) i lewej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....	47
Ryc. 3.13. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości globalnego wyniku testu równowagi dynamicznej YBTT pomiędzy grupami przed interwencją (a) oraz po interwencji (b)	51
Ryc. 3.14. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyniku testu równowagi dynamicznej YBT2 pomiędzy grupami po interwencji	51
Ryc. 3.15. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów wychyleń w kierunku przednim YBT1 w teście równowagi dynamicznej dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji.....	52
Ryc. 3.16. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów wychyleń w kierunku tylnobocznym YBT2 w teście równowagi dynamicznej dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz dla kończyny prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....	53
Ryc. 3.17. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości zakresów wychyleń w kierunku tylko-przyśrodkowym YBT3 w teście równowagi dynamicznej dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji.....	54
Ryc. 3.18. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości sumarycznych zakresów wychyleń YBTT w teście równowagi dynamicznej dla kończyny niezajętej (a) i zajętej (b) w	

<i>grupie eksperymentalnej oraz dla kończyny prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....</i>	<i>54</i>
<i>Ryc. 3.19. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyników testu wzorca głębokiego przysiadu FMS1 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji.....</i>	<i>59</i>
<i>Ryc. 3.20. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyników testu wzorca przejścia przez płotek FMS2 dla kończyny lewej w grupie kontrolnej przed i po interwencji</i>	<i>60</i>
<i>Ryc. 3.21. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyników testu wzorca wypadu w linii FMS3 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji</i>	<i>60</i>
<i>Ryc. 3.22. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości wyników testu wzorca aktywnego wyprostu kończyny dolnej FMS5 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz kończyny prawej (c) i lewej (d) przed i po interwencji</i>	<i>61</i>
<i>Ryc. 3.23. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości globalnego wyniku testu jakościowej oceny wzorców ruchowych FMST dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz kończyny prawej (c) i lewej (d) przed i po interwencji</i>	<i>61</i>
<i>Ryc. 3.24. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie M1 pomiędzy grupami po interwencji</i>	<i>69</i>
<i>Ryc. 3.25. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie M3 pomiędzy grupami przed interwencją (a) oraz po interwencji (b)</i>	<i>70</i>
<i>Ryc. 3.26. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie M4 pomiędzy grupami po interwencji</i>	<i>70</i>
<i>Ryc. 3.27. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie M5 pomiędzy grupami przed interwencją (a) oraz po interwencji (b)</i>	<i>70</i>
<i>Ryc. 3.28. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia w strefie T1 pomiędzy grupami przed interwencją.....</i>	<i>71</i>
<i>Ryc. 3.29. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie M1 pomiędzy grupami po interwencji.....</i>	<i>73</i>
<i>Ryc. 3.30. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie M3 pomiędzy grupami po interwencji.....</i>	<i>74</i>
<i>Ryc. 3.31. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie M4 pomiędzy grupami po interwencji.....</i>	<i>74</i>
<i>Ryc. 3.32. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie M5 pomiędzy grupami po interwencji.....</i>	<i>74</i>
<i>Ryc.3.33. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły w strefie T1 pomiędzy grupami po interwencji.....</i>	<i>75</i>
<i>Ryc. 3.34. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie T1 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji</i>	<i>76</i>
<i>Ryc. 3.35. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie M1 dla kończyny niezajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) i lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji</i>	<i>77</i>
<i>Ryc. 3.36. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie M4 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....</i>	<i>78</i>
<i>Ryc. 3.37. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia Max F w strefie M5 dla kończyny zajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....</i>	<i>78</i>

Ryc. 3.38. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia $Max F$ w strefie M2 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	79
Ryc.3.39. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia $Max F$ w strefie M3 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) i lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	80
Ryc. 3.40. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia $Max F$ w strefie HM dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....	80
Ryc. 3.41. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości maksymalnego ciśnienia $Max F$ w strefie HL dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) i lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	81
Ryc. 3.42. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie HM dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	83
Ryc. 3.43. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie HL dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	83
Ryc. 3.44. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M1 dla kończyny niezajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) i lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	84
Ryc. 3.45. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M2 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	85
Ryc. 3.46. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M3 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	86
Ryc. 3.47. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M4 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) lewej (d) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	86
Ryc. 3.48. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie M5 dla kończyny zajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....	87
Ryc. 3.49. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości impulsu siły IMPULSE w strefie T1 dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji	88
Ryc. 3.50. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b).....	96
Ryc. 3.51. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ pomiędzy grupami przed interwencją	96
Ryc. 3.52. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b).....	97
Ryc. 3.53. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości średniej mocy AP/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości $60\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ pomiędzy grupami po interwencji.....	97

<i>Ryc. 3.54. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹ pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b).....</i>	<i>99</i>
<i>Ryc. 3.55. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180 °s⁻¹ pomiędzy grupami przed (a) i po interwencji (b).....</i>	<i>99</i>
<i>Ryc. 3.56. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości średniej mocy AP/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180 °s⁻¹ pomiędzy grupami po interwencji.....</i>	<i>100</i>
<i>Ryc. 3.57. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 60°s⁻¹ dla kończyny zajętej w grupie eksperymentalnej przed i po interwencji.....</i>	<i>101</i>
<i>Ryc. 3.58. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości szczytowego momentu siły PTQ/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹ dla kończyny niezajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz lewej (b) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....</i>	<i>102</i>
<i>Ryc. 3.59. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości pracy W/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹ dla kończyny zajętej (a) i niezajętej (b) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....</i>	<i>103</i>
<i>Ryc. 3.60. Graficzna prezentacja analizy istotności różnic wartości średniej mocy AP/BW mięśni prostowników stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych przy prędkości 180°s⁻¹ dla kończyny zajętej (a) w grupie eksperymentalnej oraz prawej (b) i lewej (c) w grupie kontrolnej przed i po interwencji.....</i>	<i>103</i>

Streszczenie

Wprowadzenie

Konflikt panewkowo – udowy jest zaburzeniem równowagi głębokich struktur stawu biodrowego. Objawy FAI ujawniają się pod wpływem zwiększonych obciążeń narządu ruchu. Grupą szczególnie narażoną na zwiększone siły działające na staw biodrowy są biegacze długodystansowi. Postępowanie lecznicze w przebiegu FAI może odbywać się dwukierunkowo: w postaci leczenia operacyjnego oraz zachowawczego. Obecnie w leczeniu operacyjnym wykorzystuje się artroskopię stawu biodrowego. W dotychczasowej literaturze nie podjęto gruntownie tematu wpływu leczenia zachowawczego w postaci zastosowanego planu terapeutycznego w przebiegu FAI na hipotetyczną poprawę biomechaniki układu ruchu. Odpowiednio dobrane ćwiczenia ukierunkowane na mobilizację oraz centrowanie głowy kości udowej w panewce stawu biodrowego stanowią szansę na poprawę równowagi napięć tkanek miękkich obszaru stawu biodrowego, tym samym umożliwiając profilaktykę oraz przywracanie prawidłowej mechaniki całej kończyny dolnej. Ponadto, optymalna kinematyka kończyn dolnych jest istotnym warunkiem możliwości wieloletniego kontynuowania treningu biegowego, co może znacząco wpływać na osiągnięte wyniki i być czynnikiem zmniejszającym ryzyko urazów.

Celem prezentowanej rozprawy doktorskiej było wykazanie wpływu leczenia zachowawczego na narząd ruchu, prowadzonego według protokołu autorskich ćwiczeń terapeutycznych, wśród osób ze zmianą morfologiczną stawów biodrowych o charakterze konfliktu panewkowo-udowego, rekreacyjnie uprawiających biegi długodystansowe. Układem odniesienia dla uzyskanych przez biegaczy wyników, były analogiczne rezultaty grupy kontrolnej, zrekrutowanej z osób uprawiających rekreacyjnie biegi długodystansowe, charakteryzujących się brakiem zmian patologicznych w stawach biodrowych. Porównań uzyskanych rezultatów w obu badanych grupach dokonano za pomocą wybranych zmiennych biomechanicznych.

Material i metody

W badaniach wzięło udział 44 mężczyzn w wieku od 30 do 50 lat, regularnie, rekreacyjnie uprawiających biegi długodystansowe. Badania zostały przeprowadzone dwukrotnie. Pierwsze pomiary przeprowadzono przed rozpoczęciem interwencji terapeutycznej, a kontrolne pomiary przeprowadzono po zakończonej interwencji terapeutycznej. Interwencja trwała 6 miesięcy, od lutego do lipca 2020 r. Kwalifikacji badanych do projektu dokonano za pomocą diagnostyki konfliktu panewkowo-

udowego. Celem zasadniczej kwalifikacji było stworzenie dwóch grup badawczych. Kryterium włączania do grupy FAI był wyznaczony w badaniu RTG kąt alfa $>55^\circ$ (cam-FAI) i/lub kąt beta $<30^\circ$ (pincer-FAI) w jednym lub obu stawach biodrowych. Kryterium włączania do grupy n-FAI był kąt alfa $<55^\circ$ i/lub kąt beta $>30^\circ$ i $<70^\circ$ w przynajmniej jednym stawie biodrowym. Badani poddani zostali biomechanicznej i funkcjonalnej ocenie na którą składały się: pomiar zakresów ruchu w stawach biodrowych, test równowagi dynamicznej, test jakościowej oceny wzorców ruchowych, pomiar rozkładu obciążenia na stopach oraz pomiar możliwości siłowych, pracy i mocy mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych. Autorski protokół ćwiczeń stworzony został w oparciu o zasady merytoryczne, umożliwiając ich wpływ na budowę stawu biodrowego. Analizę wyników oparto na ocenie istotności różnic badanych zmiennych w obrębie porównań międzygrupowych oraz wewnątrzgrupowych.

Wyniki

Analiza wyników badań wskazała na szereg rozbieżności w mechanice narządu ruchu pomiędzy badanymi grupami (FAI i n-FAI). Po zastosowaniu interwencji poprawie uległy zakresy ruchu w stawie biodrowym, wyniki osiągnięte w testach oraz możliwości siłowe kończyn dolnych. Wymienione korzystne zmiany zaobserwowano we wszystkich badanych kończynach dolnych, zarówno w grupie FAI jak i n-FAI. W obecnych badaniach zanotowano korzystną zmianę w rozkładzie obciążenia stóp u osób z FAI polegającą na wyrównaniu istniejącej asymetrii nacisku oraz na odciążeniu łuku poprzecznego stopy. Istotnym efektem zastosowanej terapii były korzystne zmiany wielkości odstepu OS, kąta alfa i beta ocenione radiologicznie w stawie biodrowym zajętej kończyny dolnej. Po zastosowaniu interwencji wielkości tych zmiennych znalazły się w normie lub zdecydowanie się do niej zbliżyły.

Wnioski

W porównaniu biegaczy z FAI i zdrowych stwierdzono istotne różnice w ocenie biomechanicznej i funkcjonalnej zarówno przed, jak i po zastosowaniu plany terapeutycznego. Wartości wybranych zmiennych biomechanicznych i wskaźników oceny funkcjonalnej między pierwszym a kontrolnym badaniem wykazywały większe różnice w grupie FAI niż w grupie kontrolnej. Wskazuje to na korzystny wpływ przeprowadzonego programu usprawniania u osób z FAI. Po zastosowaniu interwencji terapeutycznej wartości analizowanych zmiennych zbliżyły się do wartości obserwowanych w grupie kontrolnej. Obserwacje przeprowadzone w badaniu,

udokumentowane wynikami analiz, umożliwiają praktyczne wykorzystanie zaproponowanego autorskiego, kompleksowego 6-miesięcznego programu usprawniania w zachowawczym leczeniu aktywnych fizycznie osób z FAI.

Summary

Introduction

Femoroacetabular impingement is an imbalance of the deep hip joint structures. FAI symptoms appear under increased musculoskeletal loads. A group that is particularly susceptible to increased forces on the hip joint are long-distance runners. Treatment of FAI can be twofold: surgical and conservative treatment. Currently, surgical treatment uses arthroscopy of the hip joint. The effect of conservative treatment in the form of an applied therapeutic plan in the course of FAI on the hypothetical improvement of musculoskeletal biomechanics has not been thoroughly addressed in the literature to date. Properly selected exercises aimed at mobilization and centering of femoral head in the acetabulum provide an opportunity to improve the balance of soft tissue tensions of the hip joint area, thus enabling prevention and restoration of normal mechanics of the entire lower limb. In addition, optimal lower limb kinematics is an important prerequisite for being able to continue running training for many years, which can significantly affect performance and be a factor in reducing the risk of injury.

The aim of presented dissertation was to show the effect of conservative treatment on the musculoskeletal system, carried out according to the protocol of the author's therapeutic exercises, among subjects with a morphological change of the hip joints having femoroacetabular impingement, who recreationally practice long-distance running. The reference for obtained results by runners were analogous results of the control group, which was recruited from recreationally engaged in long-distance running, characterized by the lack of pathological changes in the hip joints. Results obtained in both study groups were compared using selected biomechanical variables.

Material and methods

The study included 44 men aged between 30 and 50 years old who were regular, recreational long-distance runners. Studies were conducted twice. The first measurements were taken before therapeutic intervention, and control measurements were taken after the therapeutic intervention was completed. Intervention lasted 6 months, from February to July 2020. The subjects were qualified for the project using the diagnosis of femoroacetabular impingement. The aim of primary qualification was to create two study groups. The inclusion criterion for the FAI group was an X-ray-determined alpha angle $>55^\circ$ (cam-FAI) and/or beta angle $<30^\circ$ (pincer-FAI) in one or both hip joints. Inclusion criteria for the n-FAI group was alpha angle $<55^\circ$ and/or beta angle $>30^\circ$ and $<70^\circ$ in at least one hip joint. The subjects underwent a biomechanical

and functional evaluation consisting of hip joint range-of-motion measurements, a dynamic balance test, a qualitative assessment test of movement patterns, a measurement of load distribution on the feet, and a measurement of strength capabilities, work and power of the knee extensor and flexor muscles under isokinetic conditions. The author's exercise protocol was developed based on substantive principles, allowing their influence on the hip joint structure. The analysis of results was based on an evaluation of the significance of differences in the studied variables within inter- and intra-group comparisons.

Results

Analysis of the study results indicated a number of discrepancies in musculoskeletal mechanics between the study groups (FAI and n-FAI). After the intervention, hip joint range-of-motion, test scores and lower limb strength capabilities improved. The aforementioned favorable changes were observed in all lower extremities studied, both in the FAI and n-FAI groups. In the current study, a favorable change in the distribution of foot loading was noted in FAI subjects involving compensation of the existing pressure asymmetry and relief of the transverse arch of foot. A significant effect of the applied therapy was the favorable changes in OS interval, alpha and beta angle magnitudes assessed radiologically in the hip joint of affected lower limb. After application of the intervention, the magnitudes of these variables were within normal range or clearly approximated.

Conclusions

In a comparison of runners with FAI and healthy runners, significant differences were found in biomechanical and functional evaluations both before and after application of the therapeutic plans. The values of selected biomechanical variables and functional evaluation indices between the first and control study showed greater differences in the FAI group than in the control group. This indicates a beneficial effect of the performed improvement program among FAI patients. After the therapeutic intervention, the values of analyzed variables were close to those observed in the control group. The observations carried out in the study, documented by the analysis results, allow the practical use of the proposed author's comprehensive 6-month improvement program in the conservative treatment of physically active individuals with FAI.

Aneks

Protokół interwencji terapeutycznej obejmował:

część główną (10 ćwiczeń):

1. Pozycją wyjściową ćwiczenia było leżenie tyłem na plecach. Osoba ćwicząca zakładała pasek na środkową część jednej stopy i unosiła wyprostowaną kończynę dolną za pomocą paska do góry (w kierunku ruchu zgięcia stawu biodrowego). Druga kończyna dolna była aktywnie prostowana na macie (wypchnięcie pięty w kierunku od stawu biodrowego). Aktywna praca w pozycji polegała na:
 - wyrównywaniu płaszczyzny miednicy tak, aby oba kolce biodrowe znajdowały się na jednej linii przy każdym z wariantów ćwiczenia,
 - aktywnym obniżaniu (do wyprostu w stawie biodrowym) uda kończyny dolnej spoczywającej na macie z równoczesnym jej wydłużaniem (oddalaniem pięty od stawu biodrowego),
 - świadomym rozluźnianiu mięśni tylnej strony kończyny dolnej uniesionej do góry, z równoczesnym przyciąganiem jej w kierunku biodra za pomocą paska,
 - tworzeniu przestrzeni między kolcem biodrowym przednim po stronie kończyny uniesionej a udem kończyny uniesionej,
 - kontrola ustawienia kręgosłupa lędźwiowego poprzez pracę mięśni brzucha,
 - zrównoważenie oddechu i pogłębianie pozycji w trakcie wydechu.

Celem ćwiczenia była kontrola ustawienia miednicy przy asymetrycznym położeniu kończyn dolnych (wzmacnianie mięśni biodrowo-lędźwiowych i pośladkowych, zmniejszanie napięcia pasma biodrowo-piszczelowego i mięśni grupy kulszowo-goleniowej), stwarzanie przestrzeni w stawie biodrowym dla ślizgu głowy kości udowej w kierunku tylnym, rozciąganie tylnej części torebki stawowej, centralizacja głowy kości udowej w panewce stawu biodrowego (77,78)

Ćwiczenie posiadało trzy warianty (o stopniowo wzrastającej trudności):

- 1a. Pozycja leżąc tyłem, jedna kończyna dolna uniesiona do granicy ruchu biernego (przy użyciu paska), druga kończyna dolna ułożona aktywnie w wyproście.
- 1b. Pozycja leżąc tyłem, jedna kończyna dolna uniesiona do góry i do boku (w stronę jednoimienną) do granicy czynnego zakresu ruchu (przy użyciu paska), druga kończyna dolna ułożona aktywnie w wyproście.

1c. Pozycja leżąc tyłem, jedna kończyna dolna uniesiona do góry i do boku (w stronę różnoimienną) do granicy czynnego ruchu (przy użyciu paska), druga kończyna dolna ułożona aktywnie w wyproście.



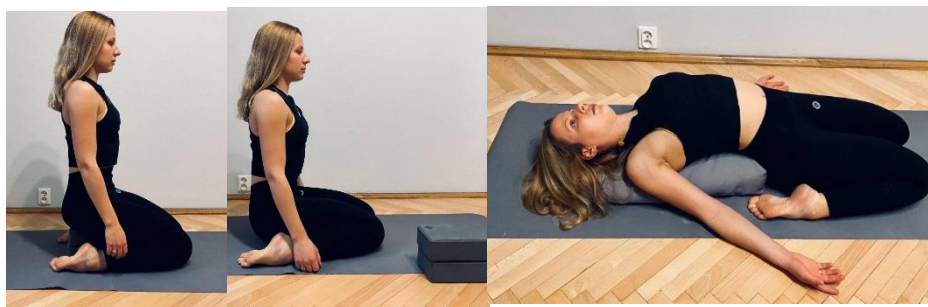
Fot. 1. Ćwiczenie 1a, 1b, 1c

2. Pozycją wyjściową ćwiczenia był siad klęczny. Osoba ćwicząca zwiększała rozstaw stóp, pozostawiając połączone kolana i w kontrolowanym ruchu opuszczała miednicę w kierunku siadu między stopami. W zależności od możliwości ruchowych, osoba ćwicząca pod miednicą umieszczała koc tak, aby wysokość miednicy pozwalała na komfortowe utrzymywanie pozycji. Aktywna praca w pozycji polegała na świadomym rozluźnianiu struktur okolicy miednicy i kończyn dolnych w ten sposób, aby możliwe było komfortowe opuszczanie miednicy niżej w kierunku siadu między stopami.

Celem ćwiczenia była kontrolowana mobilizacja stawów biodrowych w kierunku rotacji wewnętrznej. Zwiększanie zakresu ruchu rotacji wewnętrznej w bezbólowym zakresie oddalało od siebie powierzchnie stawowe oraz zapobiegało zaryglowaniu postawy ciała w pozycji swayback. Ponadto ustawienie kości udowej w rotacji wewnętrznej wyrównywało dysbalans napięć mięśnia biodrowo-lędźwiowego oraz mięśni pośladkowych (77,78)

Ćwiczenie posiadało trzy warianty (o stopniowo wzrastającej trudności):

- 2a. Siad klęczny z rotacją wewnętrzną kończyn dolnych i podparciem (za pomocą koca) miednicy.
- 2b. Siad klęczny z rotacją wewnętrzną kończyn dolnych bez podparcia miednicy.
- 2c. Siad klęczny z rotacją wewnętrzną kończyn dolnych i odchyleniem tułowia w tył (w oparciu na kocu).



Fot. 2.. Ćwiczenie 2a, 2b, 2c

3. Pozycją wyjściową ćwiczenia był klęk jednonóż. Ćwiczący pogłębiał pozycję wykroczną, opuszczał miednicę pionowo w kierunku maty, jednocześnie opuszczając kolano na matę, dążąc do pozycji półszpagatu z podudziem odsuniętym od miednicy. Ruch miednicy w dół odbywał się w kontrolowanym bezbolesnym zakresie. Właściwa aktywna praca w pozycji była możliwa dzięki zastosowanej pomocy w postaci koca umieszczonego pod miednicą, na takiej wysokości, aby możliwe było rozluźnienie struktur obszaru miednicy, tułowia i kończyn dolnych. Aktywna praca w pozycji polegała na opuszczaniu miednicy w dół z utrzymaniem ustawienia kolców biodrowych przednich w jednej linii, wycofywaniu biodra kończyny dolnej ustawionej z przodu w kierunku tylnym. Udo kończyny dolnej wysuniętej do przodu ustawione było prostopadle do linii kolców biodrowych przednich.

Celem ćwiczenia była mobilizacja stawu biodrowego w kierunku zgięcia i rotacji zewnętrznej przy równoczesnym ruchu ślizgu głowy kości udowej do tyłu względem panewki oraz zrównoważenie napięcia tkanek miękkich obszaru miednicy przy asymetrycznym ustawieniu kończyn dolnych (77,78)

Ćwiczenie posiadało trzy warianty (o stopniowo wzrastającej trudności):

- 3a. Przygotowanie do pozycji półszpagatu w klęku jednonóż.
- 3b. Półszpagat z podudziem kończyny wykrocznej wysuniętym do przodu i podparciem miednicy.
- 3c. Półszpagat z podudziem kończyny wykrocznej wysuniętym do przodu bez podparcia miednicy.



Fot. 3. Ćwiczenie 3a, 3b, 3c

4. Ćwiczenie czwarte obejmowało wariant przygotowawczy oraz dwa warianty pozycji w siadzie rozkrocznym. Ćwiczenie przygotowawcze nosiło nazwę „*quadruped rock back*”. Polegało na ustawieniu klęku rozkrocznego z podparciem tułowia na rękach. Aktywna praca polegała na utrzymaniu pozycji, w której miednica opuszczona była w kierunku stóp w komfortowym dla osoby ćwiczącej zakresie tak, aby możliwe było rozluźnienie struktur okołostawowych stawu biodrowego i kontrolowane pogłębianie pozycji. Pozycją wyjściową dla dwóch kolejnych wariantów był siad rozkroczny. Aktywna praca w pozycji polegała na dążeniu do pionowego ustawienia miednicy ze zwiększaniem odległości pomiędzy kończynami dolnymi.

Celem ćwiczenia była mobilizacja stawu biodrowego do odwiedzenia przy równoczesnym zgięciu. Ćwiczenie korygowało ustawienie miednicy względem kończyn dolnych oraz powodowało e wydłużenie mięśni przywodzicieli (77,78) Ćwiczenie posiadało trzy warianty (o stopniowo wzrastającej trudności):

- 4a. Przygotowanie do pozycji siadu rozkrocznego w pozycji rozkrocznego klęku obunóż z podparciem na przedramionach.
 4b. Siad rozkroczny z podparciem miednicy.
 4c. Siad rozkroczny bez podparcia miednicy.



Fot. 4. Ćwiczenie 4a, 4b, 4c

5. Pozycją wyjściową ćwiczenia był siad ze skrzyżowanymi kończynami dolnymi zgiętymi w kolanach. W pierwszym wariacie stopa kończyny dolnej ustawionej

wyżej oparta była całą stroną podeszwową na macie, a stopa kończyny dolnej znajdującej się niżej oparta była na krawędzi bocznej przy pośladku strony przeciwnej. W kolejnych wariantach osoba ćwicząca dążyła do ułożenia kolana jednej kończyny dolnej na kolanie drugiej kończyny dolnej z równoczesnym symetrycznym ułożeniem stóp do boku. Aktywna praca w pozycji siadu ze skrzyżowanymi nogami polegała na świadomym rozluźnianiu okolicy stawów biodrowych tak, aby ciężar ciała rozłożony został równo na prawą i lewą część miednicy.

Celem ćwiczenia było rozciągnięcie tylnej części torebki stawowej, ślizg tylny głowy kości udowej przy równoczesnym zgięciu, przywiedzeniu i rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym. Rozciągnięciu poddane były mięśnie pośladkowe (77,78)

Ćwiczenie posiadało trzy warianty (o stopniowo wzrastającej trudności):

5a. Przygotowanie do siadu z kończynami dolnymi skrzyżowanymi – jedna stopa oparta stroną podeszwową na podłożu.

5b. Siad z kończynami dolnymi skrzyżowanymi i stopami umieszczonymi z boku miednicy.

5c. Siad z kończynami dolnymi skrzyżowanymi i stopami umieszczonymi z boku miednicy i skłonem tułowia w przód.



Fot. 5. Ćwiczenie 5a, 5b, 5c

6. Pozycja wyjściowa ćwiczenia była bardzo podobna do pozycji z ćwiczenia numer 2. Różnica polegała na wyprostie jednej kończyny dolnej. Ta modyfikacja, wprowadzając asymetrię w pozycji miała na celu intensywniejsze zaangażowanie struktur omawianych w ćwiczeniu 2. Zwiększona intensywność wynikała ze zróżnicowania kierunków sił działających na miednicę w momencie asymetrycznego ustawienia kończyn dolnych. Kolejna różnica pojawiła się w ostatnim wariantcie ćwiczenia. W zadaniu 6 osoba ćwicząca wykonywała

skłon do przodu. Wymagane jest, aby przyjmując tę pozycję zwiększać przestrzeń pomiędzy tułowiem a udami obu kończyn dolnych, co wpływa na zwiększenie przestrzeni stawowej. Podstawowa aktywna praca w pozycji wyglądała w ten sam sposób jak w ćwiczeniu 2.

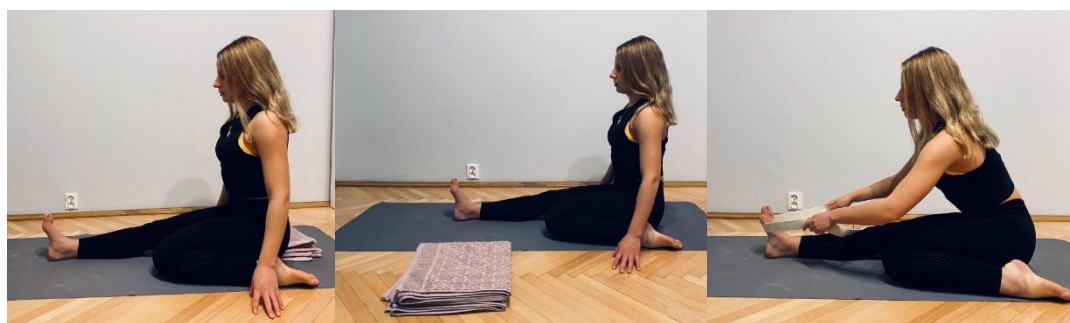
Cel ćwiczenia był taki sam jak w ćwiczeniu 2 z dodatkową intencją zwiększenia przestrzeni w stawie i intensywniejszej pracy mięśni po obu stronach miednicy (77,78)

Ćwiczenie posiadało trzy warianty (o stopniowo wzrastającej trudności):

6a. Siad prosty ze zgięciem jednej kończyny dolnej w stawie kolanowym i rotacją kończyny do wewnątrz i podparciem miednicy (za pomocą koca).

6b. Siad prosty ze zgięciem jednej kończyny dolnej w stawie kolanowym i rotacją kończyny do wewnątrz bez podparcia miednicy.

6c. Siad prosty ze zgięciem jednej kończyny dolnej w stawie kolanowym i rotacją kończyny do wewnątrz i podparciem miednicy i skłonem tułowia do przodu.



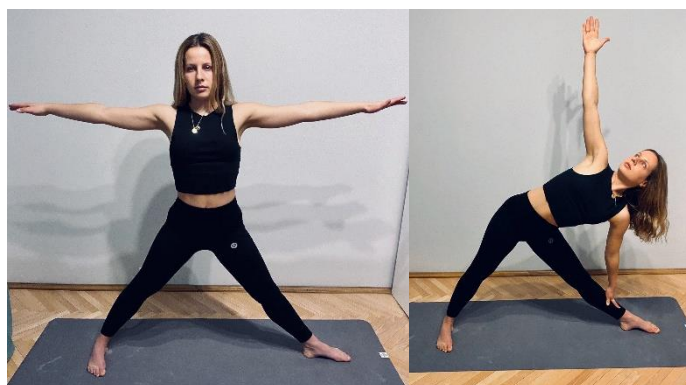
Fot. 6. Ćwiczenie 6a, 6b, 6c

7. Pozycją wyjściową ćwiczenia była pozycja stojąca rozkroczna. Pięty stóp ustawione były nieznacznie szerzej niż palce. Miednica ustawiona była w linii stóp. Aktywna praca polegała na ustawianiu miednicy w pozycji neutralnej względem kończyn dolnych przy równoczesnej rotacji wewnętrznej w stawach biodrowych (w niewielkim zakresie). W drugim wariancie ćwiczenia, tułów ustawiał się równoległe do podłoża (w pierwszym wariancie ustawiony był pionowo), a ręka podpierała pozycję. Aktywna praca była taka sama jak w wariancie pierwszym, jednak o większej intensywności, ponieważ przy opadzie tułowia od ćwiczącego wymagało się zwiększenia przestrzeni między tułowiem a udem kończyny dolnej.

Celem ćwiczenia była mobilizacja stawów biodrowych, zwiększanie przestrzeni stawowej oraz równoważenie siły mięśni zginaczy i prostowników stawu biodrowego (77,78)

7a. Pozycja stojąca rozkroczna z ramionami uniesionymi do boku.

7b. Pozycja stojąca rozkroczna z ręką jednoimienną opartą na podudziu kończyny dolnej lub podłożu przed stopą.



Fot. 7. Ćwiczenie 7a, 7b

8. Pozycją wyjściową ćwiczenia była pozycja stojąca wykroczna. W zależności od wariantu linia kolców biodrowych przednich ustawiona była prostopadle do linii uda kończyny wykroczonej (wariant a i c) lub w osi z linią uda kończyny dolnej wykroczonej (wariant b). W wariacie a i b kolano nogi wykroczonej było zgięte, a osoba ćwicząca dążyła do równoległego ustawienia uda kończyny dolnej wykroczonej do podłoża. W wariacie c, kończyna zakroczna była uniesiona do wyprostowania. Aktywna praca w pozycji polegała na trwaniu w komfortowym dla siebie ustawieniu z intencją progresji pozycji w wyznaczonych kierunkach.

Celem ćwiczenia była mobilizacja stawów biodrowych oraz wzmacnianie mięśnia biodrowo-lędźwiowego z równoczesnym równoważeniem napięcia mięśni pośladkowych w pracy asymetrycznej (77,78)

Ćwiczenie posiadało trzy warianty (o stopniowo wzrastającej trudności):

8a. Pozycja stojąca wykroczna z tułowiem skierowanym w kierunku kończyny dolnej wykroczonej.

8b. Pozycja stojąca wykroczna z tułowiem ustawionym w linii ciała.

8c. Pozycja stojąca wykroczna z uniesieniem kończyny zakrocznej i pochyleniem tułowia w przód, kończyny górne oparte dłońmi na ścianie lub utrzymane w wyproście bez podparcia



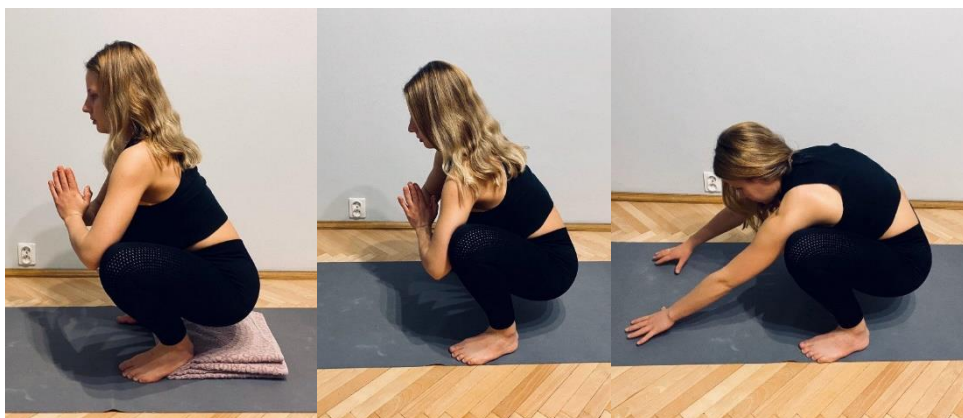
Fot. 8. Ćwiczenie 8a, 8b, 8c

9. Pozycją wyjściową ćwiczenia była pozycja stojąca ze stopami połączonymi na całej długości ich wewnętrznej krawędzi. Osoba ćwicząca w kontrolowanym ruchu, oddalając od siebie stawy kolanowe opuszczała miednicę w dół do pozycji głębokiego przysiadu. Aktywna praca w pozycji polegała na świadomym rozluźnianiu tkanek okolicy stawów biodrowych, co umożliwiło głębsze zejście do przysiadu. Miednica ustawiona była pionowo.

Celem ćwiczenia była mobilizacja stawu biodrowego do zgięcia i odwiedzenia, poprawa tylnego ślizgu głowy kości udowej względem panewki oraz wydłużenie i wzmocnienie mięśni pośladkowych (77,78)

Ćwiczenie posiadało trzy warianty (o stopniowo wzrastającej trudności):

- 9a. Pozycja głębokiego przysiadu z podparciem pod pięty (koc).
- 9b. Pozycja głębokiego przysiadu bez podparcia pięt.
- 9c. Pozycja głębokiego przysiadu ze skłonem.



Fot. 9. Ćwiczenie 9a, 9b, 9c

10. Pozycją wyjściową ćwiczenia było leżenie tyłem z kończynami dolnymi odwiedzionymi, zgiętymi w stawach biodrowych i kolanowych. W pogłębianiu pozycji pomagały ręce, które chwytając za stopy ustawiały kończyny dolne po bokach ciała i kierowały je do dołu.

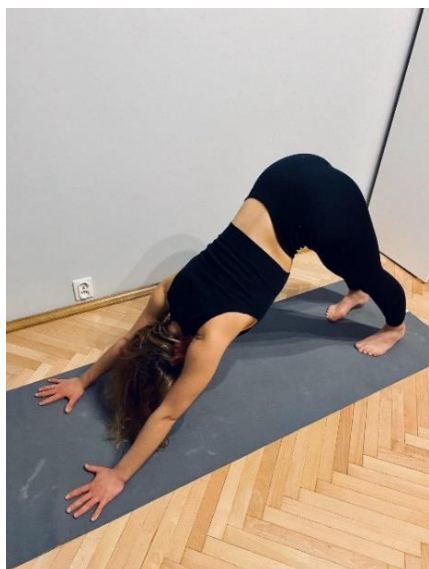
Celem ćwiczenia była mobilizacja stawów biodrowych do zgięcia i odwiedzenia, poprawa tylnego ślizgu głowy kości udowej względem panewki, wydłużenie mięśni pośladkowych oraz mięśni przywodzicieli (77,78)
Ćwiczenie ma jeden wariant.



Fot. 10. Ćwiczenie 10

część uzupełniająca:

1. Podpór leżąc przodem z miednicą uniesioną do góry.



Fot. 11. Ćwiczenie uzupełniające 11

2. Skłon tułowia w siadzie klęcznym.



Fot. 12. Ćwiczenie uzupełniające 12

Celem ćwiczeń z części uzupełniającej był odpoczynek (pozycje relaksacyjne), w trakcie którego zachowane zostały główne zasady protokołu