

WARSZAWSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY

Wydział Lekarsko-Stomatologiczny



WARSZAWSKI
UNIWERSYTET
MEDYCZNY

Aneta Ferenc

**Wpływ siły wybranych mięśni kończyn dolnych na utrzymanie
równowagi w płaszczyźnie czołowej**

The influence of the strength of selected lower limb muscles on
maintaining balance in the frontal plane

Rozprawa doktorska na stopień doktora

w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu w dyscyplinie nauki o zdrowiu

przedkładana Radzie Dyscypliny Nauk o Zdrowiu

Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

Promotor: dr hab. n. o zdr. Anna Hadamus

Miejsce wykonywania: Zakład Podstaw Fizjoterapii

Wydziału Lekarsko -Stomatologicznego WUM

Warszawa 2025

Słowa kluczowe: równowaga, izokinytyka, izometria, mięśnie odwodzące staw biodrowy
(*ang. postural balance, isokinetics, isometrics, hip abductor muscles*)

Pragnę serdecznie podziękować Osobom, bez których napisanie tej pracy nie byłoby możliwe.

W pierwszej kolejności moim Promotorom. Dr. hab. n. med. Dariuszowi Białoszewskiemu za zaproszenie do podjęcia studiów doktoranckich, inspirację do realizacji badań oraz opiekę merytoryczną. W sposób szczególny składam podziękowania dr hab. n. o zdr. Annie Hadamus, za poświęcony czas, cenne wskazówki merytoryczne, ogrom okazanej mi cierpliwości oraz za motywację do ukończenia niniejszej pracy.

Pisanie pracy wiązało się z koniecznością dużego zaangażowania i poświęcenia wielu godzin wolnego czasu. Dlatego, szczególne podziękowania kieruję do mojego męża Piotra, za wyrozumiałość, cierpliwość, bezwarunkowe wsparcie i pomoc techniczną oraz do najbliższej rodziny za wiarę we mnie i bezgraniczną miłość.

Dziękuję Koleżankom i Kolegom z Zakładu Podstaw Fizjoterapii Wydziału Lekarsko - Stomatologicznego WUM, a w szczególności dr n. o zdr. Annie Daniluk za wszelką pomoc i wsparcie.

Dziękuję Przyjaciółom oraz wszystkim, którzy w jakikolwiek sposób przyczynili się do powstania niniejszej pracy, a w szczególności Aleksandrze za wszelką pomoc, zaangażowanie, za każde dobre słowo i okazaną dobroć.

Spis treści:

Wykaz skrótów	7
Streszczenie	9
Abstract	13
Wstęp	15
1. Równowaga ciała człowieka - wybrane zagadnienia	17
1.1. Kontrola równowagi u człowieka	19
1.2. Obwodowa i ośrodkowa kontrola równowagi	22
1.2.1. Narząd wzroku	24
1.2.2. Narząd przedsionkowo-ślimakowy	26
1.2.3. Proprioceptory i eksteroreceptory	27
1.2.4. Kontrola równowagi w ośrodkowym układzie nerwowym	28
1.3. Ruchowe składowe równowagi	33
1.4. Etiologia zaburzeń równowagi	38
2. Wybrane elementy biomechaniki układu mięśniowego w mechanizmie utrzymywania równowagi	45
2.1. Wybrane aspekty fizjologii mięśni	45
2.1.1. Budowa mięśnia szkieletowego i fizjologia skurczu mięśniowego	46
2.1.2. Receptory czuciowe w mięśniach	49
2.1.3. Rodzaje jednostek motorycznych	50
2.1.4. Architektura mięśni szkieletowych	51
2.2. Wybrane aspekty biomechaniki pracy mięśni szkieletowych	53
2.2.1. Dźwignie	53
2.2.2. Właściwości biomechaniczne mięśnia szkieletowego	54
2.3. Rola mięśni w procesie utrzymywania równowagi	56
2.3.1. Stabilizacja centralna - tułów i głowa	59
2.3.2. Staw biodrowy i miednica	65
2.3.3. Staw kolanowy	71
2.3.4. Stopa i staw skokowy	74
2.4. Fizjologia pracy wybranych mięśni kończyny dolnej w utrzymaniu równowagi w stanie jednonóż	76
3. Uzasadnienie wyboru projektu badawczego i cele pracy	79
4. Materiał i metody	83
4.1. Materiał	83
4.2. Metody pomiarowe	87
4.2.1. Procedura badania	87
4.2.2. Ankieta	87
4.2.3. Kwestionariusz Waterloo	88
4.2.4. Ocena równowagi	88
4.2.5. Pomiary siły mięśniowej	91
4.3. Zgoda komisji bioetycznej	94

4.4. Analiza statystyczna	95
5. Wyniki	96
5.1. Analiza normalności rozkładu danych antropometrycznych	97
5.2. Ocena równowagi	97
5.2.1. Zmodyfikowany test kliniczny interakcji sensorycznej w równowadze (CTSIB)	97
5.2.2. Test stabilności postawy obunóż (PST)	99
5.2.3. Test stabilności postawy jednoonóż (PST _BI)	100
5.3. Pomiar siły mięśniowej	104
5.3.1. Badanie w warunkach izokinetycznych	104
5.3.2. Badanie w warunkach izometrycznych	109
5.4. Analiza korelacji parametrów równowagi z parametrami siłowymi i czasowymi	110
5.4.1. Korelacja testu m-CTSIB z parametrami siłowymi i czasowymi	111
5.4.2. Korelacja testu PST z parametrami siłowymi i czasowymi	111
5.4.3. Korelacja testu PST_BI z parametrami siłowymi i czasowymi	112
5.5. Analiza wpływu parametrów siłowych i czasowych na wartość współczynnika stabilności	112
5.5.1. Indeks stabilności przy oczach otwartych i stabilnym podłożu	113
5.5.2. Indeks stabilności przy oczach zamkniętych i stabilnym podłożu	115
5.5.3. Indeks stabilności przy oczach otwartych i niestabilnym podłożu	117
5.5.4. Indeks stabilności przy oczach zamkniętych i niestabilnym podłożu	119
5.6. Podsumowanie uzyskanych wyników	121
6. Dyskusja	127
6.1. Ocena równowagi	130
6.2. Ocena siły mięśniowej w warunkach izokinetycznych	134
6.3. Ocena siły mięśniowej w warunkach izometrycznych	138
6.4. Analiza korelacji pomiędzy wynikami testów równowagi i siły mięśniowej	140
6.5. Wpływ parametrów antropometrycznych i aktywności fizycznej na wartość współczynnika stabilności	145
6.6. Wpływ parametrów siłowych na wartość współczynnika stabilności	150
6.7. Wpływ parametrów czasowych na wartość współczynnika stabilności	151
7. Ograniczenia	155
8. Wnioski	159
Piśmiennictwo	163
Spis tabel	195
Spis rycin	199
Załączniki	201

Wykaz skrótów

AP - wskaźnik wychyleń przód tył (*ang. anterior - posterior*)

ATP - adenozynotrójfosforan

β - współczynnik beta

COG - rzut środka ciężkości ciała (*ang. Center of Gravity*)

COP - środek nacisku stóp na podłoże (*ang. Center of Pressure*).

EMG - badanie elektrofizjologiczne

FHP - pozycja głowy wysuniętej do przodu (*ang. forward head posture*)

FRI - wskaźnik ryzyka upadków (*ang. Fall risk index*)

JPS - czucie pozycji stawu (*ang. Joint Position Sense*)

YBT - test równowagi Y-Balance Test

KKD - kończyny dolne (staw biodrowy, kolanowy lub skokowy)

M-CTSIB - zmodyfikowany test kliniczny interakcji sensorycznej w równowadze
(*ang. Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance*)

ML - wskaźnik wychyleń na boki (*ang. medio-lateral*)

MVC - maksymalna siła izometryczna (*ang. maximal voluntary contraction*)

OO - oczy otwarte

OUN - ośrodkowy układ nerwowy

OZ - oczy zamknięte

Ov - wskaźnik wychyleń (*ang. Overall*)

RFT - test ryzyka upadków (*ang. Risk fall test*)

PST - test stabilności postawy, (*ang. Postural Stability Test*)

PST- BI - test stabilności postawy w staniu jednonóż (*ang. Postural Stability Test - bilateral*)

ST - index/ współczynnik stabilności

STOOs - indeks stabilności przy oczach otwartych i stabilnym podłożu

STOOns - indeks stabilności przy oczach otwartych i niestabilnym podłożu

STOZs - indeks stabilności przy oczach zamkniętych i stabilnym podłożu

STOZns - indeks stabilności przy oczach zamkniętych i niestabilnym podłożu

Std. β - standaryzowany współczynnik beta

SW - index/współczynnik wychyleń

WFQ-R - kwestionariusz Waterloo Footedness Questionnaire - Revised

WMA - Deklaracja Helsińska Światowego Stowarzyszenia Lekarzy

WUM - Warszawski Uniwersytet Medyczny

VIF - wskaźnik wysokiego stopnia współliniowości (*ang. variance inflation factor*)

VOR - odruch przedsionkowo-oczny (*ang. Vestibulo-Ocular Reflex*)

VSR - odruch przedsionkowo-rdzeniowy (*ang. Vestibulo-Spinal Reflex*)

Streszczenie

Wstęp i cel. Stabilność posturalna jest kluczową umiejętnością motoryczną. Dane sensoryczne z układu wzrokowego, przedsionkowego i somatosensorycznego dostarczają do ośrodkowego układu nerwowego, niezbędnych informacji o pozycji i ruchu ciała. Uszkodzenie na którymkolwiek etapie przesyłania bodźca skutkuje występowaniem dysfunkcji związanych z równowagą, zarówno w płaszczyźnie strzałkowej, jak i czołowej. Do utrzymania pionowej postawy ciała potrzebne jest niewielkie, zmieniające się w czasie, ale stale obecne napięcie mięśni antygrawitacyjnych oraz symetria w napięciu i sile mięśni między agonistami a antagonistami. Najsilniejszymi stabilizatorami miednicy, zarówno w pozycjach stania obunóż, jak i jednonóż, są mięśnie pośladkowy średni, pośladkowy mały oraz napinacz powięzi szerokiej. Taka funkcja wyżej wymienionych mięśni wskazuje na to, że mięśnie odwodzące staw biodrowy i stabilizujące miednicę mogą istotnie wpływać na utrzymanie równowagi przez człowieka. Celem pracy było określenie zależności pomiędzy aktywnością mięśni odwodzicieli stawu biodrowego, ocenianymi w warunkach izometrycznych i izokinetycznych u osób zdrowych, a możliwością utrzymania równowagi w warunkach statycznych.

Materiał i metody. W badaniu wzięło udział 96 osób zdrowych (59 kobiet i 37 mężczyzn) w przedziale wiekowym 19-59 lat. Dla każdej osoby przeprowadzono autorski kwestionariusz, mający na celu zakwalifikować pacjenta do badania, oraz kwestionariusz Waterloo, w celu określenia dominującej kończyny dolnej. W dalszej części wykonano ocenę równowagi za pomocą platformy BIODEX Balance System (Biodex, U.S.A.). Protokół badania równowagi obejmował trzy następujące po sobie testy: M-CTSIB (Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance), test PST- BI (Postural Stability Test - bilateral) oraz test PST (Postural Stability Test). Ostatnia część badania została poprzedzona 10 minutową rozgrzewką jednorodną dla wszystkich badanych. Po niej wykonano badanie izokinetyczne i izometryczne odwodzicieli stawu biodrowego, przeprowadzone za pomocą systemu Humac Norm (CSMi, Inc., U.S.A.). W warunkach izokinetycznych oceniano mięśnie odwodzące staw biodrowy w skurczu koncentrycznym i ekscentrycznym, przy prędkościach kątowych $60^{\circ}/s$ oraz $180^{\circ}/s$, natomiast pomiar w warunkach izometrycznych dla tych samych mięśni trwał 5 sekund. Oceniono szereg

parametrów siły, mocy i czasu. Analiza statystyczna została wykonana przy użyciu oprogramowania statystycznego R (R Core Team 2021). Za poziom istotności statystycznej przyjęto $p < 0,05$.

Wyniki. W badanej grupie nie odnotowano powtarzalnych zależności między dominacją kończyny a parametrami równowagi. Zarówno w analizie jednoczynnikowej, jak i wieloczynnikowej zaobserwowano, że wyższy wiek wiąże się z pogorszeniem równowagi ($\beta = 0,06$, $p = 0,018$), natomiast wyższa masa ciała również w analizie wieloczynnikowej) wiązała się z lepszą równowagą ($\beta = -0,07$, $p < 0,001$). Trening siłowy pozytywnie wpływał na utrzymanie równowagi we wszystkich warunkach wykazując u tych osób niższy indeks stabilności, czyli lepszą równowagę (zamknięte oczy, stabilne podłoże: $\beta = -1,17$, $p = 0,005$; otwarte oczy, niestabilne podłoże: $\beta = -1,66$, $p = 0,007$; zamknięte oczy, niestabilne podłoże: $\beta = -1,86$, $p = 0,007$). Parametry siłowe jawiły się jako istotne najczęściej w przypadku skurczów koncentrycznych i prędkości $60^\circ/\text{s}$. Istotny i większy wpływ na równowagę odnotowano dla parametrów czasowych. Dla wszystkich warunków badania istotne były parametry czasowe uzyskiwane przy skurczach ekscentrycznych. Wyniki istotne dla skurczów koncentrycznych pojawiały się jedynie w najtrudniejszych warunkach badania. W analizie wieloczynnikowej istotne wyniki badania izokinetycznego oraz izometrycznego odnotowano jedynie dla niektórych parametrów czasowych i tylko w utrudnionych warunkach badania (oczy zamknięte lub niestabilne podłoże). Zaobserwowano, że dłuższy czas zaniku siły, zwłaszcza przy skurczach ekscentrycznych, łączył się z niższą wartością analizowanego indeksu stabilności, czyli lepszą równowagą (zamknięte oczy, stabilne podłoże: $\beta = -6,65$, $p = 0,031$; zamknięte oczy, niestabilne podłoże: $\beta = -10,61$, $p = 0,040$). W najtrudniejszych warunkach badania zaobserwowano również, że dłuższy czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu podczas skurczu ekscentrycznego, wiązał się z wyższą wartością indeksu stabilności, a więc gorszą równowagą ($\beta = 8,26$, $p = 0,040$).

Wnioski. 1. Obserwowane pogorszenie parametrów równowagi, podczas różnych zakłóceń sensorycznych wpływa na pogorszenie koordynacji, zwiększone wychylenia środka ciężkości i zmiany w strategiach posturalnych. 2. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że u zdrowych młodych osób dominacja kończyn dolnych nie ma wpływu na dysproporcje siły mięśniowej, a symetria siły między stronami jest stanem fizjologicznym. 3. Na podstawie uzyskanych wyników nie stwierdzono znaczącego wpływu siły mięśni

odwodzących staw biodrowy na równowagę statyczną wśród zdrowych osób poniżej 60 roku życia. 4. Analiza jednoczynnikowa i wieloczynnikowa wykazała, że właściwa aktywacja mięśni odwodzących staw biodrowy jest ważna dla prawidłowego utrzymywania równowagi u osób poniżej 60 roku życia, zarówno podczas stania obunóż, jak i jednonóż 5. W literaturze brakuje badań oceniających parametry czasowe, związane z prawidłową aktywacją mięśni kończyn dolnych w różnych grupach wiekowych, co wymaga to dalszych badań.

Abstract

Title: The influence of the strength of selected lower limb muscles on maintaining balance in the frontal plane.

Introduction and Objective. Damage at any stage of the stimulus transmission results in balance-related dysfunctions in both the sagittal and frontal planes. To maintain an upright posture, a small but constant tension of the antigravity muscles is needed, as well as symmetry in muscle tension and strength between agonists and antagonists. The strongest stabilizers of the pelvis, both in both two-legged and one-legged standing positions, are the gluteus medius, gluteus medius, small gluteus medius and broad fascia flexor muscles. This function of the aforementioned muscles indicates that the muscles that invert the hip joint and stabilize the pelvis can significantly affect a person's balance. The purpose of this study was to determine the relationship between the activity of the hip adductor muscles, assessed under isometric and isokinetic conditions in healthy subjects, and the ability to maintain balance under static conditions.

Material and methods. The study included 96 healthy subjects (59 women and 37 men) aged 19 to 59. Each person filled out a questionnaire to check if any exclusion criteria persist. The Waterloo Footedness questionnaire was used to determine the dominant lower limb. Further, a balance assessment was performed using the BIODEX Balance System platform. The balance testing protocol included three consecutive tests: M-CTSIB (Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance), PST- BI (Postural Stability Test - bilateral) and PST (Postural Stability Test). A 10-minute warm-up equal for all subjects preceded the last part of the test. The isokinetic and isometric test of the hip joint abductors was conducted using the Humac Norm system. Angular velocities of 60°/s and 180°/s were selected for isokinetic evaluation, while measurement under isometric conditions lasted 5 seconds. The force, power and time parameters were evaluated. Statistical analysis was performed using R statistical software. The level of statistical significance was set at 0.05.

Results. There were no reproducible relationships between limb dominance and balance parameters in the study group. It was observed that older age was associated with worse balance in both univariate and multivariate analysis ($\beta = 0.06$, $p = 0.018$), while higher body

mass was associated with better balance in multivariate analysis only ($\beta = -0.07$, $p < 0.001$). Strength training had a positive effect on balance in these subjects in all conditions showing a lower stability index, which means better balance (closed eyes, stable surface: $\beta = -1.17$, $p = 0.005$; open eyes, unstable surface: $\beta = -1.66$, $p = 0.007$; closed eyes, unstable surface: $\beta = -1.86$). Strength parameters appeared to be significant predictor of balance abilities most often for concentric contractions and $60^\circ/\text{s}$ velocity. Significant and larger effects on balance were noted for time parameters. The time parameters obtained for eccentric contractions were significant for all test conditions. Significant results for concentric contractions were observed only in the most challenging test conditions. In the multivariate analysis, significant isokinetic and isometric testing results were recorded only for some time parameters and under difficult testing conditions (eyes closed or unstable surface). It was observed that longer force decay time, especially for eccentric contractions, was associated with a lower value of the stability index (closed eyes, stable surface: $\beta = -6.65$, $p = 0.031$; closed eyes, unstable surface: $\beta = -10.61$, $p = 0.040$). Under the most challenging conditions, it was also observed that the longer reciprocal delay during an eccentric contraction was associated with a higher stability index value and, therefore, worse balance ($\beta = 8.26$, $p = 0.040$).

Conclusions. 1. The observed deterioration of balance parameters during various sensory disturbances affects coordination, increases wobbling, and changes postural strategies. 2. The dominance of the lower extremities does not affect the disproportion of muscle strength, and the symmetry of strength between the sides is a physiological condition in healthy young adults. 3. Based on the results, there was no significant effect of hip abductor muscle strength on static balance among healthy subjects under 60. 4. Univariate and multivariate analysis showed that proper activation of the hip abductor muscles is important for good balance in people under 60 when standing with both feet and one leg standing. 5 There is a lack of studies in the literature evaluating the temporal parameters associated with proper lower limb muscle activation in different age groups. Therefore, further studies are needed.

Wstęp

Równowaga jest zagadnieniem, które przyciąga uwagę badaczy na całym świecie. Temat stabilności posturalnej jest niezwykle złożony, dlatego w badaniach naukowych jest analizowany z różnych punktów widzenia. Począwszy od analiz biomechanicznych, poprzez zaburzenia równowagi wynikające z różnego rodzaju dysfunkcji, urazów czy też chorób, po badanie w warunkach statycznych i dynamicznych. Podejmowany jest również temat wpływu różnych interwencji terapeutycznych na zmiany w mechanizmie utrzymania równowagi.

Stabilność posturalna jest kluczową umiejętnością motoryczną, niezbędną dla utrzymania sprawności funkcjonalnej człowieka. Umożliwia kontrolowanie elementów ciała, poprzez utrzymywanie środka ciężkości w oparciu o punkty podparcia, zarówno w warunkach statycznych, jak i dynamicznych [1]. Prawidłowe utrzymanie równowagi, wymaga wykrywania ruchów ciała, integrowania informacji sensorycznych i generowania reakcji motorycznych. Dane sensoryczne z układu wzrokowego, przedsionkowego i somatosensorycznego dostarczają do ośrodkowego układu nerwowego, niezbędnych informacji o pozycji i ruchu ciała. Układ proprioceptywny dzięki mechanoreceptorom zlokalizowanym w obrębie stawów, więzadeł, mięśni i powięzi, daje informacje o zmianie położenia poszczególnych części ciała, prędkości ruchu, ustawienia kąтового stawów, siły skurczu mięśni oraz wielkości jego napięcia [2, 3]. Mózg integruje te informacje i formułuje niezbędne reakcje motoryczne poprzez aktywację mięśni, koordynację i odruchy, aby ustabilizować ciało [4]. Efektorami układu utrzymującego równowagę są mięśnie. Uszkodzenie na którymkolwiek etapie przesyłania bodźca (uszkodzenie receptorów, dróg rdzenia, ośrodków mózgowia lub efektorów) skutkuje występowaniem dysfunkcji związanych z równowagą, zarówno w płaszczyźnie strzałkowej, jak i czołowej [5-7]. Do utrzymania pionowej postawy ciała potrzebne jest niewielkie, zmieniające się w czasie, ale stale obecne napięcie mięśni antygrawitacyjnych oraz symetria w napięciu i sile mięśni między agonistami i antagonistami, jak również między tożsamymi grupami po przeciwnych stronach ciała. Statyczna kontrola postawy powinna zachodzić dzięki izometrycznej kokontrakcji mięśniowej [8, 9]. Ruchy i postawa człowieka często wykazują asymetrię boczną, na którą wpływają różne czynniki stopień trudności zadania motorycznego,

wyspecjalizowany lub nie charakter ruchów, wysoki lub niski poziom doznań motorycznych, dominacja kończyny i indywidualne czynniki wewnętrzne np. siła poszczególnych mięśni [10-12]. Grupy mięśniowe w sposób szczególny zaangażowane w proces utrzymania równowagi są nazywane stabilizatorami i utrzymującą ciało w pozycji statycznej [9]. Najsilniejszymi stabilizatorami miednicy, zarówno w pozycjach stania obunóż, jak i jednonóż, są mięśnie pośladkowy średni, pośladkowy mały oraz napinacz powięzi szerokiej. Mięsień napinacz powięzi szerokiej wspomaga stabilizację czołową miednicy oraz może współdziałać z bocznym kompleksem stabilizatorów stawu kolanowego. Taka funkcja wyżej wymienionych mięśni wskazuje na to, że mięśnie odwodzące staw biodrowy i stabilizujące miednicę mogą istotnie wpływać na utrzymanie równowagi przez człowieka. Jednocześnie badania naukowe pokazują, że osłabienie siły mięśniowej jest najczęstszym czynnikiem ryzyka upadku u osób starszych [13, 14] co wskazuje na konieczność pogłębiania wiedzy w zakresie wpływu różnych aspektów pracy mięśniowej na równowagę.

1. Równowaga ciała człowieka - wybrane zagadnienia

Utrzymywanie równowagi i właściwej postawy ciała podczas czynności statycznych i dynamicznych, takich jak stanie czy chodzenie, jest istotne, ponieważ chroni przed upadkiem i pozwala na bezpieczne i skuteczne przenoszenie środka ciężkości do przodu. Mimo, iż pojęcie równowagi jest zagadnieniem kompleksowym, opisywanym w literaturze szeroko i wieloaspektowo, nie istnieje uniwersalna definicja równowagi. Badania w zakresie równowagi nieustannie się poszerzają dostarczając nowych informacji [1, 15].

Z klinicznego punktu widzenia równowagę postrzega się jako odbieranie i integrację bodźców zmysłowych oraz planowanie i wykonywanie ruchów w celu utrzymania pionowej postawy, w czasie wykonywania różnych zadań ruchowych oraz po ich zakończeniu [16, 17]. Równowaga ciała jest jedną ze zdolności motorycznych człowieka, określana jako specyficzna czynność ruchowa. Umożliwia ona prawidłowe funkcjonowanie organizmu człowieka w oparciu o jego motorykę, co wymusza współdziałanie układu mięśniowo-szkieletowego oraz układu nerwowego. Określa się ją również jako jedną z podstawowych zdolności koordynacyjnych pozwalającą utrzymać środek ciężkości ciała w obrębie pola podstawy, zarówno w warunkach statycznych, jak i dynamicznych [15]. Cecha ta współlistnieje z innymi zdolnościami koordynacyjnymi m.in.: szybkością reakcji, różnicowaniem wykonywanego ruchu i orientacją w przestrzeni [18, 19].

Z fizjologicznego punktu widzenia, równowaga ciała człowieka jest złożonym procesem obejmującym ściśle skoordynowane działanie systemu czucia, motoryki i zależności biomechanicznych, którego celem jest utrzymanie stabilności ciała w zmieniających się warunkach [20, 21]. Aby wyjaśnić pojęcie równowagi należy również wspomnieć o kontroli, orientacji i stabilności posturalnej. Kontrola posturalna dotyczy kontrolowania pozycji ciała w przestrzeni w celu utrzymania stabilności ciała oraz orientacji przestrzennej organizmu. Orientacja posturalna natomiast, jest zdolnością utrzymania właściwej relacji przestrzennej pomiędzy poszczególnymi częściami ciała oraz pomiędzy ciałem a środowiskiem podczas wykonywania określonych czynności [22]. Utrzymanie pionowej postawy ciała w trakcie większości zadań funkcjonalnych wymaga ustalenia orientacji pionowej, podczas której organizm korzysta z wielu informacji sensorycznych takich jak: kierunek działania siły grawitacji, wzajemne ułożenie poszczególnych części

ciała, ułożenie ciała w stosunku do płaszczyzny podporu oraz odniesienie ułożenia ciała w stosunku do przedmiotów znajdujących się w środowisku. Stabilność posturalna często jest utożsamiana z równowagą i oznacza zdolność do kontrolowania środka ciężkości w stosunku do płaszczyzny podparcia. Oznacza to, że ciało kontroluje punkt wyznaczony w miejscu, w którym suma momentów sił zewnętrznych i wewnętrznych wynosi zero. Środek ciężkości u nieporuszającej się, stojącej w pozycji wyprostowanej osoby lokalizuje się nieco przed kręgosłupem na wysokości kręgu S2. W czasie ruchu ciała oraz jego poszczególnych części lokalizacja środka ciężkości w przestrzeni stale ulega zmianie [15, 23-25].

Równowagę umownie dzieli się na statyczną oraz dynamiczną. Pierwsza dotyczy zdolności do utrzymania określonej pozycji ciała w przypadku, gdy punkt podparcia ciała nie ulega zmianie. Wpływają na nią zarówno czynniki genetyczne, jak i środowiskowe. Bardziej szczegółowo można ją podzielić na: równowagę stałą, równowagę obojętną oraz równowagę chwiejną. Pojęcie równowagi stałej mówi o tym, że ciało po jakimś czasie od momentu wytrącenia z równowagi wraca do położenia początkowego. O równowadze obojętnej mówi się, gdy po wytrąceniu z równowagi ciało zmienia położenie i odnajduje stan równowagi w innym niż początkowy punkcie podparcia. Równowaga chwiejna dotyczy sytuacji, gdy środek ciężkości zmienia swoją lokalizację i jego wychylenia powodują zmianę pozycji całego ciała. Drugim typem równowagi jest równowaga dynamiczna, która jest zdolnością do utrzymania pozycji ciała w sytuacji, gdy punkt podparcia się zmienia. Warunkują ją głównie czynniki środowiskowe lub stopień wytrenowania [17].

Omawiając utrzymywanie środka ciężkości nad płaszczyzną podparcia, należy wspomnieć o czynnikach środowiskowych, które wpływają na równowagę. Narządy zmysłów odbierają informacje na temat warunków środowiska, ustawienia ciała w przestrzeni i ruchu ciała w stosunku do środowiska oraz ruchu poszczególnych części ciała w stosunku do siebie nawzajem. Do czynników środowiskowych wpływających na zdolność utrzymania równowagi zalicza się: grawitację, powierzchnię podparcia (np. nierówne podłoże) oraz widoczność (np. podczas ograniczenia pola widoczności lub ciemności). Im bardziej stabilne są warunki środowiska, tym łatwiejsza jest kontrola równowagi. Środowisko, w którym warunki są niestabilne stawia wyższe wymagania dla układów kontroli posturalnej. Oprócz czynników środowiskowych również osobiste zamiary

człowieka związane z osiąganiem określonych celów mają wpływ na równowagę. Człowiek samodzielnie inicjuje pewnego rodzaju zamierzone zaburzenia równowagi takie jak: sięganie po jakiś przedmiot, przenoszenie ciężaru ciała z nogi na nogę, wykonywanie kilku czynności jednocześnie itp. [18].

Omówione wyżej czynniki tj. lokalizacja środka ciężkości, szerokość płaszczyzny podparcia, ograniczenia stabilności, rodzaje powierzchni, warunki wzrokowe oraz intencje związane z wykonywanym zadaniem są zmiennymi, pozwalającymi na dopasowywanie wymagań dla systemów kontroli równowagi. Dzięki zdolności łączenia i interakcji pomiędzy mechanizmami kontroli posturalnej możliwe jest wykonywanie różnych aktywności bez utraty równowagi [18].

1.1. Kontrola równowagi u człowieka

Utrzymanie równowagi ciała składa się z dwóch głównych zadań: sterowania postawą oraz kontroli stabilności postawy [19]. Sterowanie postawą to nadanie ciału określonej sylwetki. Oznacza zdolność wykonania czynności ruchowej w czasie, w którym ciało pozostaje w miejscu w stosunku do podłoża. Inaczej mówiąc, dochodzi do zmiany ułożenia różnych segmentów, odcinków ciała w pozycji pionowej, a tym samym pobudzania różnych grup mięśniowych. Z kolei kontrola stabilności postawy ciała dotyczy zagadnień dynamicznych. Jest procesem przeciwstawiania się działaniom sił zewnętrznych i wewnętrznych w celu zachowania równowagi, orientacji i pozycji ciała w pionie [2, 19]. Sytuacje wymagające kontroli stabilności postawy to wszelkie interakcje pomiędzy osobnikiem, zadaniem wykonywanym przez tę osobę oraz środowiskiem zewnętrznym, w którym zadanie jest wykonywane lub niektóre procesy pochodzące ze środowiska wewnętrznego człowieka [16, 18, 26, 27].

W staniu obunóż ciało ludzkie jest ułożone pionowo w taki sposób, że głowa, tułów, kończyny dolne i stopy oraz ich połączenia w szyi, kręgosłupie piersiowym i lędźwiowym, miednicy, stawach kolanowych i skokowych dynamicznie się równoważą. Oznacza to, że człowiek, kontroluje pozycję pionową poprzez nieznaczne przemieszczenia ciała w płaszczyźnie przednio-tylnej i bocznej, często przechodząc przez punkt równowagi. Jest to nazywane stabilnością [28, 29]. Należy również wspomnieć, iż taka kontrola posturalna

może mieć charakter adaptacyjny lub antycypacyjny. Pierwszy odnosi się do zmiany w obrębie układu czuciowego i ruchowego w odpowiedzi na zmieniające się zadanie i wymagania środowiska. Drugi umożliwia zmianę wymagań posturalnych w obrębie układu czuciowego i ruchowego jeszcze przed otrzymaniem bodźca, na podstawie wcześniejszych doświadczeń i wyuczonych zachowań [15].

Wyprostowana postawa ciała człowieka, a co za tym idzie pozycja w staniu obunóż, jest wysoce niestabilna i związana z ryzykiem upadku [2, 21, 30, 31]. Zwyczajowa postawa innych gatunków zwierząt nie jest tak całkowicie zależna od utrzymania równowagi pionowej, jak w przypadku człowieka. W celu osiągnięcia wyprostowanej postawy ciała, umożliwiającej wykorzystanie kończyn górnych do czynności innych niż lokomocja, człowiek przeszedł szereg procesów ewolucyjnych. Kończyny dolne przystosowały się do funkcji chodzenia, jednocześnie tracąc funkcje chwytne. Zmieniło się ukształtowanie stopy na łukowatą, wysklepioną konstrukcję przystosowaną do przenoszenia przeciążeń podczas poruszania się oraz zwiększającą możliwości amortyzacji sił pionowych. Dodatkowo doszło do zwiększenia rozmiarów kości piętowej oraz powierzchni stawu skokowego. Kości kończyn dolnych wydłużyły się oraz zmienił się kąt zawarty pomiędzy stawem biodrowym a kolanowym. Ustawienie kości udowej spowodowało skrócenie szyjki kości udowej oraz zmiany w proporcjach kłykci. Kłykieć przysródkowy stał się większy od bocznego, tak aby oba mogły spocząć na pionowo ustawionej kości piszczelowej. Uwarunkowało to ustawienie kości podudzia oraz stopy przysródkowo względem linii pośrodkowej ciała. Tym samym stopa człowieka ustawiła się w rzucie środka ciężkości ciała, co umożliwiło efektywne stanie jednoonóż, a przez to lokomocję [29, 32]. Dla porównania, u pozostałych ssaków naczelnych stopy położone są bardziej do boku względem linii pośrodkowej ciała, przez co stanie jednoonóż jest w ich przypadku zdecydowanie mniej efektywne. Badania wskazują, że dwunożny chód człowieka jest około 75% mniej kosztowny energetycznie niż chodzenie czworonożne i dwunożne u szympanów [33]. Zmiany w kończynach dolnych są również ściśle związane ze skróceniem i poszerzeniem miednicy. U wszystkich naczelnych poza ludźmi, kości biodrowe ustawione są bardziej ku tyłowi, dzięki czemu mięśnie pośladkowe pracują w płaszczyźnie strzałkowej jako prostowniki stawu biodrowego. Takie ustawienie sprawdza się w przenoszeniu ciała ku przodowi, jednak nie działa dobrze w przypadku stabilizacji bocznej, potrzebnej do utrzymania równowagi statycznej i efektywnego

dwunożnego chodu. U człowieka kości biodrowe ustawione są bardziej do boku, przez co mięśnie pośladkowe pełnią rolę nie tylko prostowników, lecz także odwodzicieli stawu biodrowego, co umożliwia balansowanie jedno nogi. Ponadto, wzrosła rola stawów krzyżowo-biodrowych, które będąc połączeniem kończyn dolnych z kręgosłupem są odpowiedzialne za redukcję sił przenoszonych podczas stania i poruszania się. U zwierząt transfer sił jest zupełnie inny i postawę stojącą na dwóch kończynach wspiera np. duży położony na podłożu ogon lub długie kończyny górne, które również uczestniczą w podpieraniu się podczas lokomocji. Wyprostowana postawa ciała człowieka umożliwiła wykorzystanie kończyn górnych do czynności innych niż lokomocja. Aby było to możliwe musiało dojść do wydłużenia szyi, obniżenia obręczy barkowej, a w konsekwencji skrócenia kończyn górnych i wyspecjalizowania dystalnych paliczków ręki. Aby uzyskać wyprostowaną postawę, poza wydłużeniem szyi konieczne było przesunięcie otworu potylicznego ku środkowi w taki sposób, aby umiejscowić czaszkę precyzyjnie na szczycie kręgosłupa. Aby nie doszło do przesunięcia środka ciężkości głowy ku przodowi doszło również do skrócenia twarzoczaszki [29, 34]. Wszystkie te przemiany wymagały uelastycznienia kręgosłupa we wszystkich jego odcinkach i wykształcenia wygięcia do tyłu (lordozy) charakterystycznego dla ludzi jako jedynych ssaków z takim ukształtowaniem kręgosłupa [29, 35].

Wielosegmentowa budowa ciała człowieka, wysokie położenie środka ciężkości i przede wszystkim niewielka podstawa podparcia w stosunku do wysokości ciała i szerokości barków wymagają dobrze rozwiniętej koordynacji nerwowo-mięśniowej [30, 36]. Umożliwia ona pozostawanie ciała człowieka w stanie równowagi, kiedy rzut środka ciężkości ciała (COG - *ang. Center of Gravity*) pada na płaszczyznę podparcia, której granice w czasie stania są wyznaczone przez kontur stóp [29, 36-38]. W rzeczywistości granica stabilności nie pokrywa się z granicą powierzchni podparcia, ponieważ ciało człowieka nie jest sztywną bryłą i wymaga wyznaczenia dodatkowo obszaru nazywanego marginesem bezpieczeństwa. Na kształt i wielkość tego obszaru wpływa wiele czynników związanych z budową i wydolnością organizmu, jak na przykład: wiek, wzrost, siła mięśni, czy prawidłowa postawa. Niewielkie oscylacyjne ruchy organizmu podczas utrzymania pozycji statycznej wskazują na ciągłe działanie układu równowagi, wynikające z aktywności własnej organizmu (jak na przykład toniczna aktywność mięśni antygravitacyjnych, bicie serca, oddychanie czy krążenie krwi) i występują u wszystkich ludzi [26, 31, 39].

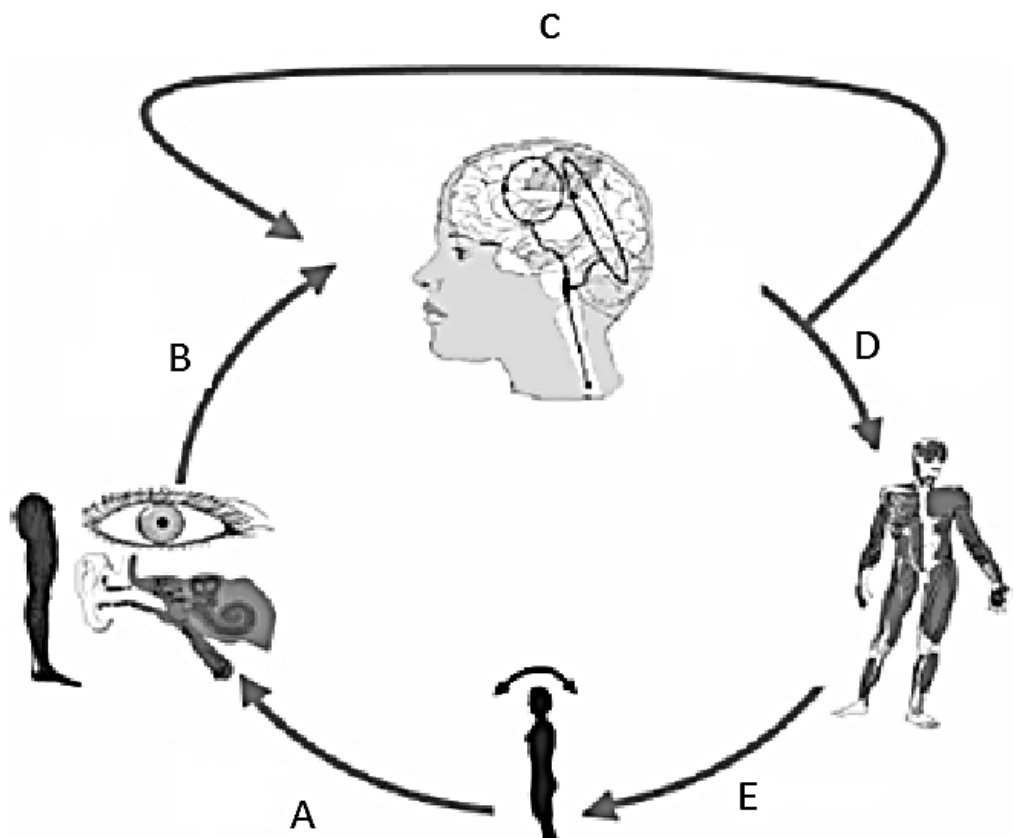
Kontrola stabilności ciała człowieka w pozycji pionowej może być realizowana na dwa sposoby. Jeden ze sposobów odnosi się bezpośrednio do kontroli kąta nachylenia ciała względem płaszczyzny podparcia i jest oparty na modelu wahadła odwróconego [40]. Człowiek kontroluje ten kąt dzięki propriocepcji stawu skokowego. Wszelkie odchylenia ciała od pionu sygnalizowane są jako zmiany napięcia i długości mięśni, zmiany kątów stawowych oraz rozkładu siły nacisku na podłoże. Inny rodzaj kontroli położenia ciała opiera się na sygnałach wzrokowych i przedsionkowych informujących o położeniu głowy w przestrzeni. Z kolei położenie głowy, przez odruchy szyjne, steruje napięciem mięśni posturalnych tułowia i kończyn dolnych [16].

Jak wyżej wspomniano, przy wykonywaniu wszelkich zadań motorycznych kluczową rolę w utrzymaniu równowagi spełniają zarówno informacje zmysłowe, układy przetwarzające te informacje, jak i układy odpowiedzialne za planowanie i wykonanie ruchu. Wymaga to zaangażowania zarówno elementów obwodowych, jak i ośrodkowych czyli współdziałania układu mięśniowo-szkieletowego oraz układu nerwowego [18]. Elementy mięśniowo-szkieletowe wpływające na kontrolę posturalną to między innymi zakresy ruchu w stawach, elastyczność kręgosłupa, właściwości fizjologiczne i mechaniczne mięśni, biomechaniczne związki między połączonymi ze sobą częściami ciała. Natomiast do komponenty nerwowej kontroli posturalnej należą będą wszelkie procesy motoryczne (odpowiedzialne za uporządkowanie grup mięśniowych w synergii nerwowo-mięśniowej), procesy zmysłowe (powodujące integrację bodźców wzrokowych, przedsionkowych i somatosensorycznych) oraz wyższe czynności poznawcze (niezbędne do przekształcania bodźców zmysłowych w czynność) [15].

1.2. Obwodowa i ośrodkowa kontrola równowagi

Dla prawidłowego funkcjonowania równowagi ciała konieczna jest współpraca wielu struktur anatomicznych. Ich współdziałanie ma zapewnić przepływ informacji z obwodowych układów odpowiedzialnych za ocenę relacji ciała względem przestrzeni (układu wzrokowego, układu przedsionkowego, układu czucia głębokiego i powierzchownego) do ośrodkowego układu nerwowego (OUN), który jest regulatorem sterującym kontrolą postawy [8, 21, 41, 42]. Sygnały sensoryczne są analizowane

i integrowane przez ośrodkowy układ nerwowy, który następnie wysyła impulsy nerwowe do narządów efektorowych, czyli mięśni kończyn, tułowia i gałek ocznych, w celu wywołania odruchowych reakcji koordynujących postawę ciała (Ryc. 1) [31, 37]. Wszystkie wyżej wymienione układy ściśle ze sobą współpracują, uzupełniając wzajemne swoje deficyty tak, że brak jednej informacji jest szybko kompensowany przez pozostałe układy [8, 26, 27, 31, 42-44]. Z punktu widzenia funkcji narząd przedsionkowy oraz narząd wzroku są układami lokalnymi, których zadaniem jest kontrolowanie położenia głowy względem elementów otoczenia oraz kontrolowaniem ruchu otoczenia względem ciała / ciała względem otoczenia. Proprioceptory i eksteroreceptory natomiast obejmują swoim zasięgiem całe ciało. Proprioceptory są zlokalizowane w mięśniach, ścięgnach, więzadłach i torebkach stawowych, natomiast eksteroreceptory występują w naskórku, skórze właściwej oraz w skórze owłosionej [16, 41, 45]. Każdy z tych układów wpływa na utrzymanie równowagi w inny sposób [8].



Ryc. 1. Schemat przedstawiający kontrolę postawy ciała [46]. **A.** Zbieranie informacji o ustawieniu ciała przez składowe sensoryczne. **B.** Przekazywanie sygnałów sensorycznych do OUN. **C.** Modulowanie sygnałów w OUN. **D.** Wysyłanie impulsów nerwowych do narządów efektorowych. **E.** Wywołanie odruchowych reakcji koordynujących postawę ciała.

1.2.1. Narząd wzroku

Narząd wzroku dostarcza informacji o przestrzennej pozycji ciała względem punktów odniesienia znajdujących się w otoczeniu zewnętrznym człowieka. Receptory wzrokowe to wyspecjalizowane komórki znajdujące się w siatkówce oka, która przekształca światło na sygnały elektryczne, które są przekazywane do mózgu w celu przetworzenia i interpretacji obrazu. Receptory wzrokowe w siatkówce stanowią pręciki i czopki. Pręciki znajdują się głównie w obwodowej części siatkówki, są bardziej liczne niż czopki i wykazują wrażliwość na światło i brak wrażliwości na kolory. Czopki znajdują się głównie w centralnej części

siatkówki, zwanej plamką żółtą. Zawierają pigmenty, które reagują na różne długości fal świetlnych, co umożliwia widzenie barw. Czopki i pręciki komunikują się z komórkami nerwowymi za pomocą połączeń synaptycznych. Światło padające na siatkówkę, aktywuje receptory wzrokowe do generowania impulsów elektrycznych. Impulsy są przetwarzane w siatkówce i przekazywane do nerwu wzrokowego [47]. Receptory wzrokowe są odpowiedzialne przede wszystkim za dwa zadania w zależności od tego, czy widzenie dotyczy części centralnej, czy części obwodowej. Widzenie centralne dotyczy środka pola widzenia, jest odpowiedzialne za widzenie kolorów i odbieranie ruchu oraz za analizowanie drobnych szczegółów widzianego obrazu. Znaczenie tego typu szczegółów w widzeniu jest na tyle istotne, że w trakcie wykonywania jakiejkolwiek aktywności, wzrok przesuwają się tak, aby interesujące przedmioty znalazły się w centralnym polu widzenia [48]. Widzenie centralne umożliwia orientację w środowisku, przyczyniając się do odbioru pionu i ruchu przedmiotu, a także do rozpoznawania ryzyka i okazji prezentowanych przez środowisko. Widzenie peryferyjne natomiast, dotyczy obwodowej części pola widzenia i odpowiedzialne jest za przekazywanie orientujących i ostrzegawczych informacji. Odpowiedzialne jest również za wykrycie ruchu własnego ciała w stosunku do środowiska, z uwzględnieniem ruchów głowy i wychyleń pozycji. A zatem oba rodzaje widzenia używane są w kontroli posturalnej człowieka. Widzenie jest niezbędnym elementem sprzężenia wstępnego (*ang. feedforward*), czyli mechanizmu kontroli motorycznej, opierającego się na czynnościach organizmu, które występują zanim układ nerwowy otrzyma informację aferentną z narządów zmysłów. Feedforward powiązany jest również z antycypacyjnym przystosowaniem postawy zachodzącym przy zmianie środowisk [18, 45]. Na bazie informacji wzrokowych następuje planowanie zarówno lokomocji człowieka, jak również unikanie przeszkód na drodze. Narząd wzroku nadzoruje kontrolę postawy poprzez prawidłowe położenie głowy i określanie zmiany pozycji ciała względem działania siły grawitacji [16, 37].

1.2.2. Narząd przedsionkowo-ślimakowy

Narząd przedsionkowo-ślimakowy znajduje się w uchu wewnętrznym i jest połączeniem dwóch zmysłów, słuchu i równowagi. Ucho wewnętrzne, zwane jest także błędnikiem. Jest ono położone we wnętrzu kości skroniowej, która tworzy system przestrzeni, jam i kanałów-jest to tzw. błędnik kostny. Składa się on ze ślimaka, przedsionka oraz trzech kanałów półkolistych: przedniego, tylnego i bocznego. Ponadto, w błędniku kostnym znajduje się przewód słuchowy wewnętrzny, który zawiera nerwy i naczynia zaopatrujące błędnik. Wewnątrz błędnika kostnego mieści się błędnik błoniasty-łącznotkankowa sieć pęcherzyków i przewodów. Oba błędniki są od siebie oddzielone przestrzenią przychłonkową, wypełnioną płynem. To właśnie błędnik błoniasty stanowi właściwy narząd równowagi [37, 41, 47, 49]. Najważniejszymi elementami błędnika błoniastego, z punktu widzenia równowagi, są woreczek, łagiewka i przewody półkoliste. Przewody półkoliste są wyściełane nabłonkiem zmysłowym narządu przedsionkowego, który czynnościowo związany jest właśnie ze zmysłem równowagi. Dochodzi tam do zmiany bodźca mechanicznego na bodziec elektryczny przewodzony do układu nerwowego. W ten sposób nabłonek przewodów półkolistych odpowiada za kontrolę równowagi kinetycznej, czyli związanej z ruchem - odbierając przede wszystkim przyspieszenia kątowe. Pobudzenie narządu przedsionkowego powoduje impulsację rdzenia kręgowego i wyzwolenie odruchów, które mają na celu utrzymanie równowagi ciała przez odpowiednie napięcie mięśni antygravitacyjnych. W podobnym mechanizmie komórki zmysłowe reagują na ruch otolitów znajdujących się na powierzchni woreczka i łagiewki. Ruchy głowy powodują przemieszczanie się otolitów, dzięki czemu również dochodzi do przekształcenia bodźca mechanicznego na elektryczny. W ten sposób kontrolowana jest równowaga statyczna oraz przewodzone są przyspieszenia liniowe (ruchy w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej oraz rotację) [41, 47, 50, 51]. Podsumowując, wszystkie te elementy błędnika odpowiadają za utrzymanie głowy względem kierunku działania siły ciężkości, co wpływa bezpośrednio na orientację przestrzenną ciała oraz informuje o położeniu głowy względem działania przyspieszeń liniowych i kątowych. Błędnik nie różnicuje jednak wychyleń głowy od wychyleń całego ciała.

1.2.3. Proprioceptory i eksteroreceptory

Receptory, z których narząd równowagi czerpie informacje to głównie proprioceptory oraz eksteroreceptory. Proprioceptory to mechanoreceptory odpowiedzialne za przekazywanie informacji proprioceptywnych, które zlokalizowane są w układzie łącznotkankowym, tj. w powięziach, torebkach stawowych, więzadłach, błonach międzykostnych (czucie kinestetyczne) oraz mięśniach, ścięgnach i pniach nerwowych (czucie mięśniowe) [2, 3, 18, 47, 52]. Do receptorów znajdujących się w tych strukturach zalicza się ciała zmysłowe (Ruffiniego), ciała blaszkowate (Pacinię), ciała buławkowate (Golgiego) oraz wrzecionka nerwowo-mięśniowe. Ciała zmysłowe są obecne w ścięgnach i torebkach stawowych, adaptują się wolno i reagują silniej podczas zmian położenia stawu, niż po przyjęciu nowej pozycji przez staw. Ciała blaszkowate są receptorami stawowymi, adaptują się szybko i reagują tylko na zmianę ruchu w stawie. Ciała buławkowate to nagie zakończenia nerwowe, które adaptują się wolno, a ich pobudzenie następuje przy silnym napięciu ścięgna z powodu mocnego skurczu lub nadmiernego rozciągnięcia mięśnia. Wrzecionka nerwowo-mięśniowe są zasadniczymi receptorami czucia głębokiego, znajdują się tylko w mięśniach i przekazują informację o długości i stopniu napięcia mięśni [45, 53, 54]. Proprioceptory odpowiadają zarówno za czucie (kinestezję, czucie pozycji stawu i czucie siły), czyli odbieranie informacji, jak i percepcję, czyli interpretowanie informacji. Kinestezja to czucie ruchu w stawie zarówno podczas ruchu biernego, jak i czynnego, które pozwala określić prędkość, zakres i kierunek ruchu. Czucie pozycji stawu (*ang. Joint Position Sense, JPS*) pozwala na określenie pozycji stawu bez kontroli wzroku czy informacji dostarczanej z eksteroreceptorów. Czucie siły oznacza czucie oporu zewnętrznego, czyli siły, której przeciwdziała dany mięsień, ale również czucie napięcia mięśni [45, 55, 56].

W dostarczaniu informacji dotyczących relacji ciała z otoczeniem istotne są również eksteroreceptory, ulokowane w skórze i tkankach podskórnych. Należą do nich mechanoreceptory, termoreceptory rejestrujące ciepło lub zimno oraz nocyceptory (receptory bólowe). Wśród mechanoreceptorów wyróżnia się wolne zakończenia nerwowe, receptory włosowe, ciała dotykowe Meissnera, tarczki Merkla, ciała Pacinię czy zakończenia Ruffiniego. Wolne zakończenia nerwowe włókien mielinowych i bezmielinowych, reagują

na ból, dotyk, łaskotanie i swędzenie natomiast receptory mieszków włosowych szybko się adaptują i reagują na lekki dotyk. Ciałka dotykowe adaptują się bardzo szybko, przekazują informacje o ruchu przedmiotu po skórze, a także o wibracji niskiej częstotliwości i znajdują się w skórze nieowłosionej. Tarczki Merkela inaczej nazywane łąkotkami dotykowymi, informują o kontakcie przedmiotu ze skórą i również znajdują się w skórze nieowłosionej. Ciałka blaszkowate (Pacini) adaptują się najszybciej, reagują na wibracje o wysokiej częstotliwości i są zlokalizowane w tkance podskórnej. Również w tkance podskórnej zlokalizowane są ciałka zmysłowe, czyli zakończenia Ruffiniego, które adaptują się powoli i są ważnymi odbiorcami czucia ucisku. Oznacza to, że eksteroreceptory dostarczają informacji dotyczącej dotykania lub opierania się o przedmioty, a także kształtu i struktury tych przedmiotów lub podłoża, co ma szczególne znaczenie w obszarze stóp. Są również ważnym elementem działań odruchowych, chroniących organizm przed uszkodzeniem [53, 57].

1.2.4. Kontrola równowagi w ośrodkowym układzie nerwowym

Ośrodkowy układ nerwowy jest organem sterującym i nadzorującym wszelkie procesy kontroli postawy. Receptory wzroku, znajdujące się w siatkówce oka, stanowią pierwszy neuron drogi przekazującej bodźce wzrokowe do ośrodkowego układu nerwowego. Komórki dwubiegunowe siatkówki (drugi neuron) i komórki wzrokowo-zwojowe siatkówki (trzeci neuron) tworzą układ przesyłający kolejno informacje wzrokowe. Po przejściu nerwu wzrokowego przez skrzyżowanie wzrokowe (krzyżują się tylko włókna biegnące przyśrodkowo) informacja wzrokowa dociera pasmem wzrokowym do jądra ciała kolankowatego bocznego wzgórza, gdzie znajduje się czwarty neuron tej drogi. Stąd impuls dociera do kory wzrokowej zlokalizowanej w płacie potylicznym, bruzdzie ostrygowej i w przylegających obszarach zakrętu językowego i klinka [58].

Informacje z aparatu przedsionkowego są przekazywane za pomocą nerwu przedsionkowego do czterech jąder przedsionkowych znajdujących się w móście. Następnie jądra przedsionkowe rzutują do jąder ruchowych nerwów III, IV i VI, kory mózgu przez jedno z jąder wzgórza (w celu uświadomienia położenia głowy w przestrzeni), mózdzku, tworu siatkowatego zstępującego i rdzenia kręgowego. W rdzeniu kręgowym dochodzi do

regulacji napięcia mięśniowego poprzez drogę przedsionkowo-rdzeniową przyśrodkową (mięśnie karku) i boczną (mięśnie antygrawitacyjne) [57-59].

Rdzeń kręgowy jest kanałem łączącym proprioceptory i eksteroceptory, czyli receptory odbierające bodźce, z mózgowiem (narządem nadzorującym i koordynującym równowagę). Jest to droga dwustronnej komunikacji tych dwóch narządów, ponieważ przebiegają tam zarówno drogi wstępujące, jak i zstępujące. Drogi rdzeniowo-mózgowe (wstępujące) mają za zadanie przesłać informacje z proprioceptorów do mózgowia, a zatem są drogami czuciowymi. Drogi mózgowo-rdzeniowe (zstępujące) odpowiadają za przesyłanie informacji z mózgowia do narządów wykonawczych, czyli do mięśni [16, 47]. Wśród dróg wstępujących wyróżniamy: drogi rdzeniowo-wzgórzowe, rdzeniowo-opuszkowe oraz rdzeniowo-mózdkowe. Drogi rdzeniowo-wzgórzowe przewodzą informacje dotyczące czucia powierzchownego. Informacje z eksteroreceptorów są przekazywane do ośrodkowego układu nerwowego głównie włóknami mielinowymi A β , za wyjątkiem informacji z wolnych zakończeń nerwowych, przewodzonych włóknami C i A δ . Pierwszy neuron tej drogi znajduje się w zwoju rdzeniowym. Stąd wiązka boczną korzenia tylnego przechodzi do rogu tylnego istoty szarej, gdzie następuje przełączenie na drugi neuron. Akson tego neuronu ulega skrzyżowaniu w spoidle białym i wnika do sznurów przednich i bocznych rdzenia kręgowego tworząc trzy drogi. Pierwsza droga rdzeniowo-wzgórzowa boczną przekazuje informacje o czuciu bólu i temperatury. Druga rdzeniowo-wzgórzowa przednią przewodzi impulsy nieprecyzyjnego czucia dotyku. Trzecia droga rdzeniowo-siatkowa, przekazuje impulsy bólowe. Trzeci neuron tych dróg to jądro brzuszne tylnoboczne wzgórza, skąd impulsy są przekazywane do pól kory czuciowej mózgu [57, 58]. Drogi rdzeniowo-opuszkowe rozpoczynają się w proprioceptorach oraz receptorach czucia powierzchownego i przewodzą informację do sznurów tylnych rdzenia kręgowego. Każdy z tych sznurów dzieli się na dwa pęczki, które przenoszą informacje do rdzenia przedłużonego, skąd są przesyłane do mostu, nakrywki i konarów wzgórza. Stamtąd informacje wędrują do kory mózgu. Czucie proprioceptywne przekazywane tą drogą jest częściowo uświadomione [45, 58]. Najistotniejsze z punktu widzenia równowagi są drogi rdzeniowo-mózdkowe, które przewodzą impulsy płynące z narządu ruchu (zwłaszcza z proprioceptorów mięśni i stawów). Wyróżnia się dwie drogi rdzeniowo-mózdkowe: tylną oraz przednią. Mają one inny przebieg, jednak obie wstępują do mózdku. Ta

impulsacja proprioceptywna jest nieuświadomiona i odpowiada za odruchy, które regulują skurcze i napięcie mięśniowe [45, 57, 58].

Do porozumiewania się OUN z efektorami, czyli narządem ruchu służą drogi zstępujące rdzenia kręgowego. Wyróżnia się drogi korowo-rdzeniowe (piramidowe), pozapiramidowe oraz drogi układu autonomicznego [47]. Z punktu widzenia równowagi istotne są przede wszystkim drogi piramidowe i pozapiramidowe. Drogi piramidowe rozpoczynają się w zakręcie przyśrodkowym płata czołowego. Następnie w dolnej części rdzenia przedłużonego, w skrzyżowaniu piramid, dochodzi do częściowego skrzyżowania włókien tej drogi. W wyniku tego powstaje droga korowo-rdzeniowa boczna i korowo-rdzeniowa przednia. Włókna tej pierwszej w konsekwencji trafiają do komórek mięśniowych całego ciała. Pozostałe nieskrzyżowane włókna drogi korowo-rdzeniowej przedniej tworzą jądra nerwów czaszkowych. Układ piramidowy nadzoruje czynności większości mięśni poprzecznie prążkowanych, a zatem odpowiada za kontrolę ruchów zależnych od naszej woli i ruchów dowolnych, bezpośrednio wpływając na utrzymanie prawidłowej postawy ciała i równowagę [45, 57]. Układ pozapiramidowy posiada swoje ośrodki korowe oraz podkorowe. Najważniejsze dla funkcjonowania układu pozapiramidowego są ośrodki zlokalizowane w korze mózgu. Kora mózgu otrzymuje informacje z wielu struktur OUN i przekazuje je do jąder podstawnych, które pełnią rolę integracyjną. Pierwszy ośrodek korowy dotyczy złożonych ruchów tułowia i jest zlokalizowany w tylnej części zakrętu czołowego górnego. Drugim jest ośrodek głowowo-gałkowy (korowy ośrodek spojrzenia) w części tylnej zakrętu czołowego środkowego. Synchronizuje on ruchy głowy z ruchami gałek ocznych. Trzeci to ośrodek ruchowy mowy (ośrodek Broca) w części tylnej zakrętu czołowego dolnego. Odpowiada za sprawne i skoordynowane działanie wszystkich mięśni niezbędnych do wydawania artykułowanych dźwięków. Pozostałe ośrodki znajdują się w płacie ciemieniowym i skroniowym. Ośrodki podkorowe obejmują głównie jądra podstawne mózgu, będące skupiskami istoty szarej w kresomózgowiu. Uczestniczą one w kontroli ruchów, procesów poznawczych, emocji i procesie uczenia się, poprzez wysyłanie projekcji do kory mózgowej, wzgórza i pnia mózgu. Do ośrodków podkorowych należą prążkowie, jądro niskowzgórzowe, istota czarna, jądro czerwienne oraz jądro brzuszne przednie wzgórza. Ciało prążkowane jest największym jądrem podstawnym układu pozapiramidowego. Jest ono zbudowane z prążkowia pochodzącego z kresomózgowia oraz

gałki bladej wywodzącej się z międzymózgowia. Prążkowie składa się z jądra ogoniastego i skorupy, która wspólnie z gałą bladą tworzy jądro soczewkowate. Działanie ciała prążkowanego opiera się na połączeniu między różnymi częściami jąder podstawy wzgórzem, niskowzgórzowem, istotą czarną i korą mózgu. Większość włókien wychodzących z prążkowania zmierza do gałki bladej, jąder wzgórza lub jądra niskowzgórzowego. Pozostałe kierują się do istoty czarnej i razem z połączeniami dopaminergicznymi z istoty czarnej do prążkowania, tworzą obwód regulujący napięcie mięśni. Jądro niskowzgórzowe leży poniżej wzgórza i kształtem przypomina dwuwypukłą soczewkę. W jego obrębie przebiegają drogi łączące jądra podstawne ze wzgórzem. Do jądra niskowzgórzowego docierają hamujące włókna z gałki bladej zewnętrznej oraz wychodzą połączenia do gałki bladej i części siatkowatej istoty czarnej. Istota czarna znajduje się w konarach mózgu i stanowi granicę oddzielającą nakrywkę śródmózgowia od odnóg mózgu. Jest to pasmo zabarwionej istoty szarej, która ciągnie się przez całe śródmózgowie i tworzy sieć połączeń z innymi strukturami jąder podstawnych. Odgrywa rolę w kontroli koordynacji ruchów mimowolnych i w ruchach szybkich. Jądro czerwienne znajduje się w obrębie nakrywki śródmózgowia i biegnie od konarów górnych mózdzku do podwzgórza. Jest ważnym ośrodkiem scalającym impulsy pozapiramidowe z impulsami kory mózgu, z mózdzku i jąder przedśionkowych. Ponadto, otrzymuje również impulsy z kory mózgu i odgrywa rolę w regulowaniu postawy. Ostatnim elementem układu pozapiramidowego są jądra brzuszne przednie wzgórza. Ich drogi aferentne obejmują połączenie z ciałem prążkowanym, tworem siatkowatym oraz z mózdzkiem, natomiast drogi eferentne biegną do kory przedruchowej i prążkowania [58, 60, 61]. Podsumowując, funkcją układu pozapiramidowego jest powolne przejmowanie i automatyzowanie czynności, które wcześniej były pod kontrolą układu piramidowego. Układ pozapiramidowy jest więc układem wspomagającym, umożliwiającym nam pewną automatyzację często powtarzanych czynności dnia codziennego. Współdziała w wyzwalaniu ruchów dowolnych i regulowaniu napięcia mięśni szkieletowych [47].

Rdzeń przedłużony łączy rdzeń kręgowy z mózdzkiem, w którym czynnościowo wyróżnia się korę mózdzku, będącą skupiskiem istoty szarej oraz ciało rdzenne zbudowane z istoty białej. Wewnątrz ciała rdzennego znajdują się skupienia istoty szarej zwane jądrami mózdzku, w których zachodzi integracja pobudzeń z różnych części mózgowia. Ponadto,

w istocie białej znajdują się włókna nerwowe tworzące drogi mózdzku. Wyróżnia się drogi własne mózdzku, drogi odprowadzające i doprowadzające. Drogi własne mózdzku to połączenia służące do komunikacji poszczególnych jego części ze sobą. Drogi doprowadzające mózdzku (wstępujące) doprowadzają bodźce z różnych części ośrodkowego układu nerwowego do mózdzku. Drogi odprowadzające mózdzku rozpoczynają się w jądrach mózdzku i przekazują informacje do wyżej położonych części ośrodkowego układu nerwowego (jądra czerwienne, wzgórza i twor siatkowatego). Funkcjonalnie mózdzek można podzielić na trzy części. Pierwsza to mózdzek przedsionkowy, który drogami przedsionkowo-mózdkowymi odbiera informacje z jąder przedsionkowych, a także bezpośrednio ze zwoju przedsionkowego. Drogi odprowadzające przesyłają impulsy z powrotem do jąder przedsionkowych, skąd informacje przekazywane są do rdzenia i jąder ruchowych nerwów III, IV i VI. Zadaniem tej części mózdzku jest utrzymywanie równowagi ciała oraz koordynowanie ruchów gałek ocznych. Drugą część stanowi mózdzek mostowy, który odbiera informacje z kory za pośrednictwem mostu i przekazuje je do jądra zębatego, a ono przez śródmózgowie i wzgórze do kory ruchowej mózgu. Powstała pętla neuronalna odpowiada za prawidłowe wykonywanie ruchów dowolnych. Kolejną częścią jest mózdzek rdzeniowy, który zawiera część robakową i strefę przyrobakową. Odbiera on informacje z rdzenia kręgowego za pomocą dróg rdzeniowo-mózdkowych oraz drogi klinowo-mózdkowej. Do tej części mózdzku docierają również impulsy z narządu wzroku, słuchu oraz układu przedsionkowego. Mózdzek rdzeniowy przekazuje informacje do twor siatkowatego i jądra czerwienne. Część robakowa odpowiada za regulację napięcia oraz koordynację ruchów tułowia i bliższych części kończyn, natomiast strefa przyrobakowa za ruchy mięśni dystalnych [45, 57, 58]. Podsumowując, mózdzek pełni kluczową rolę w kontrolowaniu równowagi człowieka, ponieważ modyfikuje czynności ruchowe. [47]. Koryguje zarówno ruch w czasie jego wykonywania, jak również plan danej czynności ruchowej. Porównuje on informacje dopływające z nadrzędnych ośrodków ruchowych i z obwodu. Do mózdzku dopływają impulsy z narządu ruchu (mięśnie, więzadła i stawy), receptorów dotyku, a także z narządów słuchu i wzroku, z ruchowej okolicy kory mózgowej oraz z jąder ruchowych w rdzeniu kręgowym, co ma kluczowe znaczenie dla utrzymania równowagi ciała człowieka [45, 59].

Najwyższe piętro ośrodkowego układu nerwowego stanowi kresomózgowie, które nadzoruje większość czynności fizycznych i psychicznych ciała człowieka. Można wśród nich wyróżnić czynności wyższe, niezbędne do prawidłowego funkcjonowania ruchowego i zachowania równowagi. Dodatkowo w kresomózgowiu znajdują się ośrodki odpowiedzialne za integrację pracy bodźców płynących z pozostałych części układu nerwowego, w tym integrację bodźców wzrokowych, ruchowych, czy czucia głębokiego [16, 47].

Opisana powyżej współpraca ośrodków równowagi zapewnia przekazywanie informacji o bardzo różnorodnych procesach zachodzących w ciele i w przestrzeni wokół niego, które mają wpływ na równowagę. Najważniejszymi są informacje o pozycji ciała w przestrzeni oraz prędkości i kierunku jego ruchu, generowanie szybkich reakcji w celu zapobiegnięcia upadkom poprzez korygowanie odchylenia środka ciężkości ciała od pozycji równowagi w obrębie pola podstawy, kontrola ruchów gałek ocznych dla uzyskania prawidłowego obrazu otoczenia podczas jego ruchu, ruchu osoby lub w obu przypadkach jednocześnie [19, 37]. W zależności od sytuacji środowiskowej zmienia się użyteczność informacji dochodzących z poszczególnych układów. Ośrodkowy układ nerwowy adaptuje i priorytetyzuje źródła informacji. Na przykład w warunkach ograniczonej widoczności informacje z układu wzrokowego tracą swoje znaczenie, natomiast istotniejsze stają się informacje z układu przedsionkowego i z układu czucia głębokiego. Podobnie w sytuacji, gdy OUN rozpoznaje, że informacje pochodzące z jednego narządu zmysłów są nieprawidłowe, konieczne jest opieranie się na pozostałych zmysłach w celu osiągnięcia właściwej postawy i ruchu w przestrzeni. Jeżeli w tym samym czasie dochodzi do zaburzeń trudnych do skompensowania lub zaburzeń z poziomu kilku układów, objawia się to utratą równowagi [18, 62].

1.3. Ruchowe składowe równowagi

Termin stabilności został wyjaśniony powyżej, jednak na potrzeby omawiania ruchowych składowych równowagi należy poruszyć jeszcze kwestię różnych rodzajów stabilności. Wyróżnia się stabilność funkcjonalną i mechaniczną, zwaną też strukturalną. Stabilność strukturalną tworzą elementy kostne, zwłaszcza powierzchnie stawowe, które

mają zdolność przenoszenia obciążeń. Jest ona konieczna do osiągnięcia równowagi, jednakże samodzielnie nie jest wystarczająca. Najważniejszą rolę w realizacji tego zadania pełni stabilność funkcjonalna. Jest ona warunkowana przez tkanki miękkie (mięśnie, ścięgna, więzadła), a dokładniej mówiąc przez działanie tych tkanek (np. odpowiednio dostosowane napięcie danych grup mięśniowych) oraz możliwości układu nerwowego związane z odpowiednim zastosowaniem strategii równoważnych [2, 39].

Ciało człowieka, aby przeciwdziałać siłom destabilizującym, nieznacznie przemieszcza się w płaszczyźnie przednio-tylnej oraz bocznej w granicach płaszczyzny podporu. Powoduje to tzw. przemieszczenia rzutu środka ciężkości (COG, *ang.* *Center of Gravity*), który w trakcie nieruchomego stania znajduje się w przybliżeniu 5 cm do przodu w stosunku do kostki bocznej stawu skokowo-goleniowego. Kierunek działania systemu kontroli równowagi nie jest liniowy, dlatego rzut COG oscyluje dookoła tego punktu. W badaniach stabilności posturalnej uwzględniany jest też często środek nacisku stóp na podłoże (COP, *ang.* *Center of Pressure*). COP nie odzwierciedla tylko wychyleń środka ciężkości (COG), ale również reakcje na bodźce działające na stopę. Z biomechanicznego punktu widzenia, równowaga jest zdolnością organizmu do utrzymania rzutu środka ciężkości w granicach płaszczyzny podparcia. Za normę u osób zdrowych uważa się wychYLENIA ok. 100 mm². Analiza COP wymaga przez badaczy brania pod uwagę szeregu zmiennych takich jak: amplituda ruchu COP, długość ścieżki COP, prędkość COP, zakresy kołysania czy pole elipsy. Jak wykazują badania większa amplituda może wskazywać na większe trudności w utrzymaniu równowagi, a przez to zwiększa ryzyko upadku, ale nie dostarcza kompletnego obrazu stabilności posturalnej. Wartości COP mogą się zmieniać w zależności od aktywności ruchowej czy konkretnej sytuacji, a osoby o różnych wartościach amplitudy COP mogą wciąż zachowywać stabilność posturalną poprzez aktywację odpowiednich mięśni i dostosowywanie się do warunków otoczenia (np. strategie kompensacyjne) [2, 10, 19, 26, 39, 50, 62, 63]. Funkcjonalna granica stabilności nie zawiera się w obrysie stóp, ale jest określana jako dwuwymiarowa przestrzeń zawierająca maksymalne wychYLENIA środka ciężkości przy określonej płaszczyźnie podparcia, zarówno podczas stania, jak i w trakcie ruchu. Zwykle w płaszczyźnie strzałkowej jest to tylko nieco ponad połowa powierzchni podparcia. Nie da się jednak tych wymiarów założyć z góry, gdyż kształt i wielkość funkcjonalnej granicy stabilności może być zmienny osobniczo. Zależy

między innymi od budowy organizmu, jego wydolności, szybkości reakcji, siły mięśni oraz innych czynników np. psychicznych (indywidualnych dla każdego człowieka). Obszar pomiędzy funkcjonalną granicą stabilności a obrysem stóp nazywany jest marginesem stabilności. Im bardziej sprawny jest system kontroli posturalnej, tym mniejszy jest margines bezpieczeństwa, a większy obszar funkcjonalnej granicy stabilności [26, 39].

Jak już wcześniej opisano naturalne ruchy posturalne powstają dzięki wielopoziomowej kontroli nerwowo-mięśniowej. Należy tutaj wspomnieć, że na orientację posturalną na podstawowym poziomie mają duży wpływ odruchy i reakcje prostujące. W aspekcie kontroli posturalnej istotny jest odruch przedsionkowo-oczny (*VOR-ang. Vestibulo-Ocular Reflex*) oraz przedsionkowo-rdzeniowy (*VSR-ang. Vestibulo-Spinal Reflex*). *VOR* polega na stabilizacji wzroku ufixowanego na przedmiocie przy wykonywaniu ruchów głową, a więc umożliwia koordynację ruchów oczu i głowy. *VSR* umożliwia kontrolę ruchu i stabilizację całego ciała. Na skutek ruchu głową dochodzi do przemieszczania się otolitów w kanałach półkolistych, w wyniku czego aktywują się mięśnie szyi, tułowia i kończyn. Odruch ten wpływa zarówno na stabilność, jak i na właściwą koordynację tułowia i kończyn w pozycji stojącej [18, 64].

Na wyższym poziomie, aby zapobiegać utracie równowagi oraz utrzymać prawidłową pozycję ciała w przestrzeni, człowiek wyposażony jest w automatyczne reakcje równoważne. Występują w wyniku zadziałania nieprzewidzianego bodźca, zazwyczaj wywołane przez impuls somatosensoryczny [65]. W zależności od sprawności systemu kontroli równowagi oraz siły bodźca destabilizującego, uruchamiane są różne strategie, dostosowane pod względem kierunku działania, jak i amplitudy ruchu [18]. W pierwszej kolejności wykorzystywane są strategie, które nie wymagają zmiany płaszczyzny podparcia. Są to strategie zmiany napięcia mięśniowego w antagonistycznie pracujących grupach mięśniowych, wykorzystanie dźwigni oraz zmiana ustawienia kąтового stawów kończyny dolnej. Są one automatyczne i zalicza się do nich tzw. strategię kostek polegającą na zmianie ustawienia kąтового w obrębie kostek lub stóp w wyniku działania bodźca. Ciało zachowuje się jak jednosegmentowe odwrócone wahadło, którego oś obrotu znajduje się w obrębie stawu skokowego [16]. Równowaga może być przywrócona dzięki aktywności mięśni stabilizujących staw skokowo-goleniowy bez konieczności odrywania stóp od podłoża. Jednym z mechanizmów jest napięcie mięśni brzuchatych łydki, które w konsekwencji

powoduje zmianę napięcia mięśni proksymalnych kończyny dolnej oraz tułowia po tej samej stronie ciała (grzbietowej lub brzusznej) i pochylenie ciała do tyłu [37]. Analogicznie może być wykorzystane napięcie mięśni piszczelowych i w rezultacie pochylenie ciała do przodu. Ten rodzaj strategii używany jest w przypadku gdy siła i amplituda bodźca są niewielkie oraz gdy wychylenia środka ciężkości odbywają się w płaszczyźnie strzałkowej [50]. W sytuacji, gdy ta strategia nie jest wystarczająca, zwłaszcza w trakcie stania na wąskiej płaszczyźnie podparcia, uruchomiona zostaje strategia bioder. Ciało zachowuje się jak dwusegmentowe odwrócone wahadło przedzielone stawami biodrowymi na segment górny (głowę i tułów) oraz segment dolny (kończyny dolne). Kontrola wychyleń osiągana jest za pomocą ruchu miednicy i tułowia. Występuje tu pochylenie tułowia do przodu z towarzyszącym zgięciem stawów biodrowych lub pochylenie tułowia w tył z wyprostem tych stawów [21, 26]. Napięcie proksymalne kończyn dolnych i tułowia wpływa na ustawienie stawu skokowo-goleniowego. Mięśniami odpowiedzialnymi za te ruchy są głównie zginacze i prostowniki stawu biodrowego oraz w niewielkim stopniu mięśnie kontrolujące czynność stawów skokowych [31, 37]. Ten rodzaj reakcji obserwowany jest w przypadku dużych, szybkich wychyleń, zbliżonych do granic stabilności lub gdy podłoże jest niestabilne. Strategia bioder odpowiada za kontrolę zarówno wychyleń w kierunku przód-tył, jak i wychyleń bocznych. W sytuacji gdy konieczne jest połączenie stabilności z mobilnością wykorzystywana jest strategia podtrzymująca, która polega na obniżeniu środka ciężkości w kierunku płaszczyzny podparcia poprzez obustronne zgięcie kończyny dolnej lub przez wykonanie niewielkiego przysiadu. Gdy te strategie zawodzą, a środek ciężkości przekracza pierwotną płaszczyznę podparcia, niezbędne staje się zwiększenie płaszczyzny podporu przez wytworzenie nowej płaszczyzny podparcia poprzez aktywność kończyn. Strategie kroków i sięgania polegają na wykonaniu kroków w reakcji na zaburzenia stabilności kończyn dolnych oraz ruchów sięgania w reakcji na zaburzenia stabilności kończyn górnych [21, 37]. W życiu codziennym strategie te często nie występują osobno, lecz jako kombinacje np. strategia bioder i kostek występują jednocześnie.

Badacze zaobserwowali również, że podczas spokojnego stania ze stopami postawionymi obok siebie strategia stawu skokowego jest uruchamiana jedynie w płaszczyźnie strzałkowej, natomiast strategia stawu biodrowego dominuje w płaszczyźnie czołowej. W pozycji ze stopą ustawioną za stopą tak, aby pięta jednej stopy stała przed

i dotykała palców drugiej stopy, czy w pozycji z nogą w wykroku do przodu tak, aby bok pięty jednej stopy dotykał dużego palca drugiej stopy te dwa mechanizmy nadal działają osobno, ale balans w płaszczyźnie czołowej jest regulowany przez mechanizm stawu skokowego (mięśnie nawracające i odwracające staw skokowy), natomiast w płaszczyźnie strzałkowej dominuje strategia stawu biodrowego [21]. Obserwacje te wydają się szczególnie ważne z punktu widzenia tematu niniejszej pracy, ponieważ potwierdzają, że mięśnie przywodzące i odwodzące staw biodrowy odgrywają istotną rolę w utrzymaniu równowagi podczas stania i we wszystkich fazach chodu. Inną, strategią zachowania równowagi jest korekcja antycypacyjna. Jest ona wykorzystywana, gdy ciało jest w stanie przewidzieć skutki działania bodźca destabilizującego, zwłaszcza w trakcie znanych czynności ruchowych. W takiej sytuacji ciało odpowie z wyprzedzeniem poprzez wytworzenie reakcji przeciwdziałających zbliżającym się siłom. Każdy ruch przeciwdziałający poprzedza antycypacyjna regulacja postawy. Strategia ta polega na wcześniejszym (około 100 ms), nieświadomym i automatycznym napięciu odpowiednich grup mięśniowych (przeważnie mięśni tułowia), których zadaniem jest stabilizacja ciała oraz przesunięcie COG w stronę przeciwną, tak aby przeciwdziałać przewidzianym wcześniej skutkom [26]. Występowanie tego zjawiska udowadnia, że system kontroli równowagi jest zdolny do uczenia się i adaptacji. Niezależnie od wybranej strategii, jej wdrożenie powinno odbyć się w jak najkrótszym czasie. Czas ten jest zależny od sprawności receptorów czucia głębokiego, szybkości przewodzenia bodźców, sprawności układu nerwowego oraz parametrów biomechanicznych ciała człowieka, czyli sprawności efektorów [2, 16, 19]. Innymi słowy sprawność całego układu nerwowego oraz układu mięśniowo-szkieletowego determinuje sprawność narządu równowagi. Za utrzymanie równowagi odpowiadają również dowolne ruchy posturalne będące pod kontrolą świadomości. Polegają one na przesunięciu ciężaru ciała lub są kompleksowymi, wyspecjalizowanymi zdolnościami równoważnymi np. wśród sportowców. Nie wymagają one konieczności wystąpienia bodźca, gdyż mogą być zainicjowane samodzielnie oraz mogą pojawić się nagle lub stopniowo. Dzięki automatycznym odpowiedziom posturalnym możliwa jest stała niepodlegająca świadomości kontrola równowagi, natomiast ruchy dowolne umożliwiają świadomą aktywność równoważną [31, 37, 44, 50].

Podsumowując, systemy będące podstawą kontroli ciała w przestrzeni, uwzględniają układy związane z planowaniem ruchu (kora czołowa i kora ruchowa), koordynacją (pień mózgu i połączenia rdzeniowe koordynujące synergiczne odpowiedzi mięśniowe) oraz wykonaniem ruchu kontrolującego pozycję ciała w przestrzeni (motoneurony i mięśnie). Czynność stania charakteryzowana jest poprzez drobne, spontaniczne wychylenia posturalne, dzięki którym dochodzi do wyrównania pozycji ciała. Dodatkowym elementem chroniącym ciało przed upadkiem na skutek działania ciągnących sił grawitacji jest odpowiednie napięcie mięśni antygrawitacyjnych tzn. napięcie posturalne. Do obecności napięcia posturalnego konieczne są bodźce sensoryczne z różnych układów [15].

1.4. Etiologia zaburzeń równowagi

Powyższy opis pokazuje, jak złożone jest pojęcie równowagi ciała człowieka, które wymaga współdziałania wielu układów. Autonomiczna praca żadnego z nich nie jest wystarczająca dla utrzymania równowagi ciała [18, 66]. Uszkodzenie na którymkolwiek etapie przesyłania bodźca tj. uszkodzenie receptorów, dróg rdzenia, ośrodków mózgowia lub efektorów, skutkuje występowaniem dysfunkcji związanych z równowagą, zarówno w płaszczyźnie strzałkowej, jak i czołowej [13, 14, 25, 67, 68].

1.4.1. Uszkodzenie układów czuciowych

Uszkodzenie układów czuciowych odnosi się do zaburzeń w odbieraniu sygnałów z receptorów odpowiedzialnych za równowagę. Obszary odpowiedzialne za odbieranie informacji o równowadze obejmują receptory wzrokowe, przedsionkowe, proprioceptory i eksteroreceptory.

Zaburzenia równowagi powodowane uszkodzeniem wzroku na poziomie receptorów (siatkówki) i nerwów wzrokowych wynikają z pogorszonej percepcji wizualnej, obniżonej ostrości wzroku, ubytków w polu widzenia, osłabionej wizji centralnej (obszar środkowy pola widzenia) lub obwodowej (obszar zewnętrzny pola widzenia). Oznacza to, że do mózgu docierają niedostateczne, nieprecyzyjne i nieprawdziwe informacje dotyczące usytuowania ciała względem punktów odniesienia, które znajdują się w otoczeniu. W takiej sytuacji

niemożliwe jest różnicowanie ruchu środowiska z ruchem ciała, co w konsekwencji uniemożliwia zaplanowanie przemieszczania się, czy też unikanie przeszkód. Narząd wzroku pełni również dużą rolę kompensacji deficytów ze strony innych układów odbierających informację. Oznacza to, że przy gorszych warunkach widzenia (np. ciemność, zamknięte oczy), deficyty ze strony innych układów będą istotnie wpływać na ujawnianie się problemów z równowagą [66, 69].

Uszkodzenie w obrębie receptorów układu przedsionkowego (błędnika - kanałów półkolistych, woreczka i łagiewki) znacząco wpływa na orientację przestrzenną i równowagę. Najczęściej będzie związane z nieprawidłowym odbieraniem bodźców związanych z położeniem głowy i ruchem, co zaburza świadomość pozycji ciała w przestrzeni oraz utrzymanie równowagi. Ponadto, nieprawidłowe odbieranie bodźców związanych z przyspieszaniem kątowym będzie uniemożliwiać odpowiednia impulsacja rdzenia kręgowego, a co za tym idzie wyzwolenie odruchów mających na celu utrzymanie równowagi. Ponadto, uszkodzenia tym obszarze uniemożliwiają prawidłowe utrzymanie głowy względem kierunku działania siły ciężkości, co wpływa bezpośrednio na pogorszenie orientacji przestrzennej [70]. Pojawiają się zawroty głowy oraz szumy uszne, które dają uczucie niestabilności, ruchu w głowie, a w konsekwencji zaburzenia w obrębie równowagi statycznej i dynamicznej [71].

Uszkodzenie proprioceptorów lub ich dróg przewodzenia (wynikające najczęściej z toczących się procesów zwyrodnieniowych lub zapalnych oraz z występowania bólu) wpływa na równowagę poprzez znaczące pogorszenie czucia głębokiego. W takiej sytuacji informacje dotyczące położenia ciała, czucia napięcia mięśniowego oraz prędkości czy kierunku ruchu, docierające do OUN, są niedokładne. W wyniku tego utrudnione jest utrzymanie prawidłowej postawy ciała, trudności w koordynacji ruchowej, zmniejszona świadomość ciała oraz problemy z adaptacją do zmian w podłożu, co bezpośrednio wpływa na zwiększenie ryzyka upadków [2, 10, 14, 26, 41]. Dodatkowo uszkodzenie w obrębie eksteroreceptorów będzie powodować zaburzenia czucia powierzchownego. Oznacza to nieprawidłowe odbieranie informacji dotyczącej kształtów i struktury przedmiotów lub podłoża, które mają kontakt z ciałem. Ponadto, może dojść do zaburzenia działań odruchowych, chroniących organizm przed uszkodzeniem i upadkiem [53, 57].

1.4.2. Uszkodzenie ośrodków przetwarzających

Ośrodkami przetwarzającymi w organizmie człowieka będą struktury zlokalizowane w ośrodkowym układzie nerwowym. Ich uszkodzenie sprawia, że nawet poprawnie odbierane przez narządy zmysłów bodźce nie są rozpoznawane prawidłowo, co doprowadza do zaburzeń w utrzymaniu równowagi statycznej i dynamicznej [18]. Mechanizm zaburzenia równowagi będzie zależny od uszkodzonego obszaru w OUN.

Uszkodzenia dróg wzrokowych na poziomie wzgórza czy kory mózgowej prowadzi do zaburzeń w przetwarzaniu informacji wizualnych przez mózg [27, 69]. Mogą powodować zaburzenia percepcji przestrzennej, czyli zdolności do oceny odległości, kształtów i orientacji obiektów w otoczeniu. Trudności w percepcji głębi wpływają na zdolność oceny odległości i prowadzą do utraty punktów odniesienia, co negatywnie wpływa na stabilność i równowagę [27, 72, 73]. Ponadto, powodują trudności w adaptacji do zmian otoczenia i zaburzenia w śledzeniu ruchu, co utrudnia utrzymanie równowagi w zmieniających się warunkach i podczas poruszania się [68, 74]. Zaburzenia w przetwarzaniu informacji wzrokowych mogą zwiększać ryzyko upadków, zwłaszcza u osób starszych lub z innymi schorzeniami, które mogą wpływać na równowagę [26].

Uszkodzenie na poziomie przedsionkowym w ośrodkowym układzie nerwowym, będzie dotyczyć jąder przedsionkowych, kory mózgu, mózdzku, tworu siatkowatego, pnia mózgu i rdzenia kręgowego. Nieprawidłowe działanie obszarów zaangażowanych w przetwarzanie informacji z receptorów przedsionkowych prowadzi do poważnych zaburzeń równowagi. Jednym z nich jest ataksja, czyli niezręczność ruchowa i trudności w koordynacji ruchowej, co uniemożliwia utrzymanie stabilnej postawy ciała i precyzyjne wykonywanie ruchów. Ponadto, mogą pojawiać się zawroty głowy i zaburzenia orientacji przestrzennej. Obszar ten jest również zaangażowany w regulację napięcia mięśniowego w odpowiedzi na zmiany położenia ciała, co w sytuacji uszkodzenia będzie prowadzić do trudności w utrzymaniu równowagi [75].

Ośrodkami przetwarzającymi informacje płynące z receptorów czucia powierzchownego i głębokiego są drogi wstępujące łączące rdzeń kręgowy z mózgiem. Uszkodzenie na poziomie dróg rdzeniowych (wstępujących) skutkuje zaburzeniami czucia głębokiego, nieprawidłową regulacją skurczu i napięcia mięśniowego oraz dezintegracją

bodźców w trakcie chodu i lokomocji [16, 45, 57, 58]. Uszkodzenie dróg mózdkowo-opuszkowych na wysokości sznurów tylnych rdzenia kręgowego powoduje pojawienie się ataksji tylnosnurowej. Jest to specyficzny zespół zaburzeń równowagi charakteryzujący się niezdolnością wykonywania ruchów, zaburzeniami czucia głębokiego po stronie ogniska, zwłaszcza w dystalnych częściach kończyn oraz mniej wyrażonymi zaburzeniami czucia dotyku i czucia epikrytycznego. Co charakterystyczne, objawy te nasilają się przy wyłączeniu kontroli wzrokowej [16, 76]. Z kolei uszkodzenie dróg rdzeniowo-mózdkowych powoduje powstawanie ataksji rdzeniowo-mózdkowej, która również objawia się problemami z utrzymaniem równowagi, nieprawidłowym postrzeganiem położenia ciała w przestrzeni, trudnościami z koordynacją ruchową, wzmożonym napięciem mięśni kończyn dolnych i zaburzeniami chodu (chód na szerokiej podstawie) [16, 77].

Kluczową rolę w utrzymaniu równowagi pełni mózdek, dlatego uszkodzenia w tym obszarze będą powodować szereg objawów neurologicznych uniemożliwiających prawidłową kontrolę posturalną. Objawy te mogą różnić się w zależności od lokalizacji i stopnia uszkodzenia jednak najczęściej obejmują hipotonię mięśniową i zaburzenia koordynacji ruchów poprzez nieprawidłową współpracę mięśni synergistycznych i antagonistycznych. W przypadku gdy uszkodzenie dotyczy obszaru robaka mózdku asynergia pojawia się w obrębie tułowia, uniemożliwiając utrzymanie równowagi także w pozycji siedzącej. Gdy uszkodzone są półkule, asynergia pojawia się w obrębie kończyn charakteryzując się utratą prawidłowej zdolności modulowania skomplikowanych ruchów celowych, brakiem możliwości skorygowania błędów i niedokładnością ruchów. Często występuje również drżenie zamiarowe, dysmetria oraz dysdiadochokineza. Dysmetria objawia się trudnościami w ocenie dystansu i brakiem kontroli nad siłą ruchu, natomiast dysdiadochokineza jest niemożnością wykonania szybkich ruchów naprzemiennych. Ponadto, może pojawić się astazja (niemożność utrzymania pozycji stojącej) i abazja (niemożność chodzenia lub poruszania kończyną dolną), którym często towarzyszy chód na szerokiej podstawie z tendencją do przechylania się na stronę uszkodzenia [47, 78].

1.4.3. Uszkodzenie efektorów

Dysfunkcje na poziomie efektorów odnoszą się zarówno do zaburzeń w obrębie dróg zstępujących, jak i samych narządów wykonawczych zaangażowanych w realizację utrzymania równowagi statycznej i dynamicznej tj. aparatu ruchu.

Uszkodzenie na poziomie dróg zstępujących rdzenia kręgowego będzie powodować powstawanie objawów zespołu piramidowego oraz pozapiramidowego. Zespół piramidowy charakteryzuje się występowaniem niedowładu lub porażenia po stronie przeciwnej do uszkodzenia, nadmiernym napięciem mięśniowym o typie spastycznym, wzmożeniem odruchów głębokich i pojawieniem się odruchów patologicznych [47, 79]. Z kolei objawy zespołu pozapiramidowego są zaburzeniami w zakresie ruchu i napięcia mięśniowego, które można podzielić na hipokinetyczne i hiperkinetyczne. W zaburzeniach hipokinetyczne obserwuje się występowanie spowolnienia ruchowego, drżenia spoczynkowego, sztywności mięśniowej oraz zaburzenia stabilności i postawy ciała. Dodatkowo pojawia się bradykinezja, czyli ogólne spowolnienie i niezgrabność czynności ruchowych [80]. Zaburzenia hiperkinetyczne obejmują natomiast występowanie ruchów płasawiczych, dystonię, hemibalizm, mioklonie, atetozy oraz tiki. Ruchy płasawicze to gwałtowne, chaotyczne i mimowolne ruchy kończyn, połączone z drżeniem mięśni i obniżeniem napięcia mięśniowego. Dystonia jest okresowym zaburzeniem napięcia mięśni z ich mimowolnym skurczem i może obejmować pojedyncze mięśnie, poszczególne grupy mięśniowe lub mieć charakter uogólniony. Hemibalizm charakteryzuje się gwałtownymi ruchami kończyn jednej połowy ciała. Mioklonie to krótkie, szybkie i nieregularne skurcze pojedynczych mięśni lub grup mięśniowych. Atetozy to nierytmiczne, powolne, „robaczkowe” ruchy mimowolne, obejmujące głównie dystalne części kończyn, związane z nieskoordynowanymi skurczami mięśni agonistycznych i antagonistycznych. Tiki są szybkimi mimowolnymi skurczami mięśni lub grup mięśniowych, które powtarzają się rytmicznie w krótkich odstępach czasu. Wszystkie te objawy, zarówno hipo, jak i hiperkinetyczne prowadzą do utrwalenia nieprawidłowej postawy lub patologicznych pozycji ciała, zaburzenia koordynacji ruchowej, stabilność i utrzymania równowagi [58, 60].

Na drodze urazów lub procesów degeneracyjnych uszkodzeniu mogą ulegać stawy, torebki stawowe, błony maziowe, więzadła, mięśnie, ścięgna i powięzi. Uszkodzenie

wymienionych struktur powoduje uszkodzenie mechanoreceptorów, które się w nich znajdują. Powoduje to odruchowe nieprawidłowości w postawie i ruchu oraz zaburza świadomość posturalną i stawową. Uszkodzenie więzadeł, chrząstki stawowej lub torebek stawowych prowadzi do bólu, niestabilności, sztywności lub ograniczenia zakresu ruchu. Ponadto, dochodzi do zmian w biomechanice ciała, co wpływa na postawę i sposób poruszania się. Zmiany te mogą wpłynąć na równowagę poprzez przesunięcie środka ciężkości ciała i wpływ na dystrybucję sił podczas ruchu, co uniemożliwia wykonywanie ich w sposób płynny i kontrolowany. Niestabilność stawów i więzadeł oznacza większą podatność na przemieszczenia powierzchni stawowych, zwichnięcia lub skręcenia i w znaczący sposób zwiększa ryzyko upadku [81-85]. Również powięzi, ścięgna i mięśnie odpowiedzialne za utrzymanie stabilnej postawy ciała i kontrolę ruchu mogą ulegać procesom degeneracyjnym, zwapnieniom, zapaleniom i urazom. W stanie ostrym prowadzi to do występowania dolegliwości bólowych, obrzęków, sztywności i ograniczenia ruchomości. W stanie przewlekłym lub w wyniku braku aktywności ruchowej pojawiają się objawy utrwalonej zmniejszonej elastyczności mięśni, problemy z ich aktywacją, niekontrolowane skurcze oraz osłabiona siła mięśniowa. Uniemożliwia to utrzymanie stabilnej postawy, wpływa na występowanie kompensacji, utrudnia kontrolowanie ruchów, a w konsekwencji prowadzi do zaburzeń równowagi i zwiększenia ryzyka upadków [3, 85, 86].

2. Wybrane elementy biomechaniki układu mięśniowego w mechanizmie utrzymywania równowagi

Z biomechanicznego punktu widzenia utrzymanie równowagi ciała jest możliwe wtedy, gdy zachowana jest równowaga w sile i pracy przeciwstawnych grup mięśniowych. Funkcjonalnie układy neurologiczny, mięśniowy i stawowy tworzą nierozdzielalną całość, którą Janda nazwał układem sensomotorycznym [5-7, 16]. Układ mięśniowy wywiera silny wpływ na OUN oraz na układ stawowy i odwrotnie. W związku z tym patologia funkcjonalna w dowolnej części układu czuciowo-ruchowego jest odzwierciedlana przez zmiany funkcji w innych częściach układu. Podstawowe funkcje mięśni związane z wytwarzaniem i kontrolowaniem ruchu, stabilizacją i ochroną stawów są regulowane przez ośrodkowy układ nerwowy. Z powodu tej zależności wszelkie zmiany w systemie czuciowo-ruchowym mają wpływ na pozostałe części systemu. Dysfunkcja mięśni powstała w wyniku urazu, przeciążenia czy złych nawyków ruchowych prowadzi do zmian w funkcjonowaniu całego aparatu ruchu, pogorszenia sprawności motorycznej i w konsekwencji pogorszenia kontroli postawy [7]. Uwagę należy zwrócić także na architekturę mięśni szkieletowych, która jest głównym wyznacznikiem ich funkcji w wykonywaniu ruchów oraz utrzymaniu równowagi ciała [87]. Dokładna analiza układu mięśniowego, zarówno fizjologii, jak i funkcji poszczególnych mięśni, jest niezbędna do lepszego zrozumienia stanu układu ruchu i jego związku z równowagą [7, 9, 16, 88].

2.1. Wybrane aspekty fizjologii mięśni

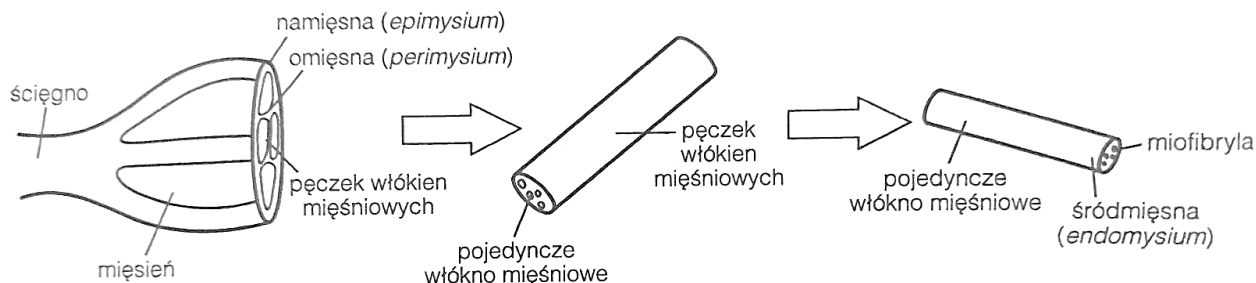
Analiza przeprowadzonych badań pokazuje, że istotnym elementem kompleksowego podejścia badawczego jest zrozumienie budowy i fizjologii mięśni [89]. Rozwijanie siły, aktywacja i reaktywność mięśniowa są ważnymi procesami dla prawidłowego utrzymywania równowagi ciała człowieka. Sposób, w jaki zachodzą te procesy, zależy bezpośrednio od budowy mięśnia na poziomie komórkowym (pojedynczego włókna mięśniowego) oraz tkankowym. Wielkość rozwijanej siły jest warunkowana między innymi przez długość włókien, poziom pobudzenia, przekrój oraz szybkość skurczu mięśnia [9, 88]. Znajomość architektury mięśni pomaga w interpretacji, w jaki sposób dany mięsień generuje siłę

i wpływa na stabilność stawu. Ponadto, budowa mięśni jest bezpośrednio związana z ich pobudliwością, za którą odpowiada sarkolema. Zrozumienie budowy i procesów, które ona warunkuje, pozwala na lepszą interpretację parametrów siłowych i czasowych w badaniu izokinetycznym, w kontekście równowagi [7, 87]. Ponadto, znajomość fizjologii mięśni pozwala zrozumieć, jak kontrola neuromięśniowa wpływa na utrzymanie równowagi. Istotnym elementem wpływającym na funkcjonowanie mięśni jest budowa i obecność receptorów czuciowych w mięśniu, które pozwalają na percepcję pozycji i ruchu kończyny oraz całego ciała. Połączenie fizjologii i kontroli ruchu jest istotne dla zrozumienia mechanizmów, które decydują o stabilności stawów, a w konsekwencji całego ciała [89]. Z punktu widzenia tematyki pracy, omówienie zagadnienia rekrutowania jednostek motorycznych jest istotne, ponieważ stanowi jeden z czynników wpływających na siłę skurczu, która jest przedmiotem niniejszych badań. Dodatkowo omówienie obu rodzajów jednostek motorycznych jest ważne ponieważ mięśnie kończyn dolnych odpowiedzialne za równowagę w płaszczyźnie czołowej składają się zarówno z włókien szybkokurczliwych, jak również włókien wolnokurczliwych [7, 88]. W badaniu dobrano takie testy siły mięśniowej, które pozwalają sprawdzać funkcjonowanie zarówno aktywacji jednych włókien, jak i drugich.

2.1.1. Budowa mięśnia szkieletowego i fizjologia skurczu mięśniowego

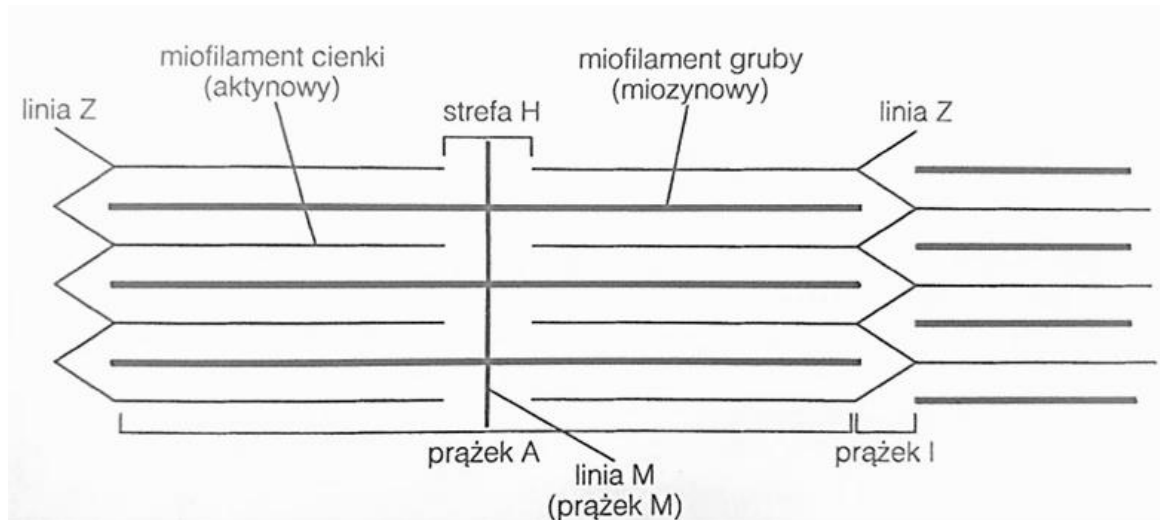
Mięśnie szkieletowe (poprzecznie prążkowane) będące głównymi efektorami układu równowagi, mają określoną strukturę, dzięki której pełnione przez nie funkcje biomechaniczne są wykonywane w sposób optymalny. Większość mięśni poprzecznie prążkowanych zbudowana jest z brzusca oraz dwóch, znajdujących się na jego końcach, łącznotkankowych ścięgien (bliższego i dalszego). Tkanka mięśniowa poprzecznie prążkowana tworząca brzusiec, jest wysoce wyspecjalizowana w generowaniu siły, czyli ruchu. Główną funkcją mięśni jest udział w ruchach czynnych, utrzymywanie postawy i wytwarzanie ciepła. Pojedynczy mięsień jest zbudowany z pęczków włókien mięśniowych, które są ze sobą połączone tkanką łączną zawierającą włókna kolagenowe. Taka tkanka tworzy układ obejmujący śródmięsną (otacza pojedyncze włókno mięśniowe), namięsną

(łączy pęczki włókien mięśniowych w wiązki) i omięsną (otacza cały mięsień) [90, 91] (Ryc. 2).



Ryc. 2. Budowa ogólna mięśnia szkieletowego (poprzecznie prążkowanego) [90].

W obrazie mikroskopowym mięśnia szkieletowego widoczne są tysiące tworzących go wydłużonych cylindrycznych komórek, zwanych włóknami mięśniowymi. Każde włókno otoczone jest błoną komórkową nazywaną sarkolemą, która umożliwia transport wielu substancji do komórki (biernie i aktywnie). Błona ta stanowi istotny czynnik pobudliwości mięśnia. Komórka mięśniowa jest wypełniona sarkoplazmą, która zawiera związki energetyczne takie jak lipidy, glikogen, organelle komórkowe np. jądra komórkowe i mitochondria, a także enzymy i białka kurczliwe niezbędne do skurczu mięśnia. W sarkoplazmie znajdują się również cylindrycznie zbudowane miofibryle, ułożone wzdłuż włókna mięśniowego. Miofibryle zawierają pęczki mniejszych struktur zwanych sarkomerami, które to nadają oglądanemu pod mikroskopem mięśniowi poprzeczne prążkowanie (Ryc. 3). Pojedynczy sarkomer tworzą miofilamenty (cienkie i grube), będące właściwym aparatem kurczliwym mięśnia. Miofilamenty cienkie zbudowane są głównie z białka aktyny, którego cząsteczki tworzą dwa owinięte wokół siebie łańcuchy (struktura helikalna). W obrębie owej helisy leżą dwie nici białka tropomiozyny, do której są przyłączone cząsteczki białka troponiny. Filamenty grube utworzone są głównie z białka miozyny, również o strukturze helikalnej, której jeden z końców wieńczy dwie duże głowy o strukturze globularnej. Głowy te w czasie skurczu tworzą mostki poprzeczne z cząsteczkami adenozynotrójfosforanu (ATP), co stanowi warunek wystąpienia skurczu mięśniowego (energia niezbędna do prawidłowego przebiegu skurczu mięśniowego pochodzi z rozkładu wysokoenergetycznych wiązań ATP) [90, 91].



Ryc. 3. Budowa sarkomeru [90].

W sarkoplazmie znajdują się również błony o pustym świetle, które uczestniczą w przewodzeniu pobudzenia nerwowego przez mięsień. Błony te to retikulum sarkoplazmatyczne (biegnące wzdłuż włókna i otaczające miofibryle), zbiorniki końcowe i kanaliki poprzeczne (cewki T). Pojedynczy kanalik poprzeczny i dwa zbiorniki końcowe (po jednym z każdej strony kanalika) tworzą triadę, która umożliwia szybką komunikację między sarkomą i aparatem kurczliwym warunkując skuteczny skurcz mięśnia szkieletowego. W czasie skurczu mięśnia miozynowe mostki poprzeczne pociągają filamenty aktynowe do środkowej części sarkomeru (tzw. linii M), co doprowadza do jego skrócenia poprzez stykanie się ze sobą wolnych zakończeń aktynowych [90, 92].

Aby mostki poprzeczne powstające pomiędzy filamentami miozyny i aktyny mogły się do siebie zbliżyć, musi wystąpić szereg pobudzeń. Jak wspomniano powyżej, układ błon otaczających miofibryle wewnątrz włókna mięśniowego jest odpowiedzialny za transport składników odżywczych, produktów przemiany materii oraz przewodzenie pobudzenia nerwowego. Rozprzestrzenianie się mięśniowego potencjału czynnościowego jest możliwe dzięki tzw. złączom nerwowo -mięśniowym (końcowe odgałęzienia motoneuronów, znajdujące się na zewnątrz włókien mięśniowych, które z komórkami mięśniowymi łączą się za pośrednictwem płytek końcowych). W tym miejscu, w odpowiedzi na biegnący wzdłuż aksonu bodziec progowy, dochodzi do uwolnienia neuroprzekaźnika (acetylocholiny-ACh). Dyfunduje ona przez szczelinę synaptyczną i wiąże się z receptorami zlokalizowanymi na

błonie komórki mięśniowej, co powoduje jej depolaryzację. W wyniku tego uwalniane są jony wapnia, będące sygnałem do rozpoczęcia skurczu komórek mięśniowych, czyli zbliżania owych mostków aktynowo-miozynowych. Jeśli nie pojawi się kolejny bodziec pobudzający, zachodzi rozluźnienie, a jony wapnia są usuwane poprzez pompę wapniową i dochodzi do rozkurczu mięśnia [90, 92].

2.1.2. Receptory czuciowe w mięśniach

Receptory czuciowe w mięśniach są zbudowane z wrzecion mięśniowych i narządów ścięgnistych Golgiego. Wrzeciona mięśniowe (włókna intrafuzalne, ciała mięśniowo-nerwowe) znajdują się w mięśniach i biegną równolegle do włókien mięśniowych (włókna ekstrakfuzalne). Są złożone z delikatnych włókien mięśni poprzecznie prążkowanych, połączonych ze sobą pochewką łącznotkankową. W obrębie wrzecionka nerwowo-mięśniowego znajdują się zakończenia ruchowe oraz czuciowe nerwów obwodowych, które owijają się wokół jednego lub kilku włókien mięśniowych. Taka budowa umożliwia odbiór informacji czuciowych z mięśnia. Wrzeciona mięśniowe wykrywają długość i tempo zmian włókien ekstrakfuzalnych, dostarczając w ten sposób informacji dla świadomej percepcji pozycji i ruchu kończyny [7, 92, 93]. Proprioceptory zlokalizowane są nie tylko w obrębie brzośca mięśniowego, ale także w ścięgnach, powięziach, torebkach stawowych, w więzadłach oraz błonach międzykostnych, przede wszystkim w miejscu ich przyczepów do kości. Receptory ścięgniste Golgiego są zlokalizowane w obrębie ścięgien mięśni oraz w ich powięziach i są wrażliwe na skurcze mięśni [47, 94]. Jednym z najważniejszych elementów kontroli postawy jest zdolność wykrywania kołysania ciała, które w pozycji wyprostowanej powoduje głównie zmiany długości mięśni kończyn dolnych wywołane rotacjami wokół stawu skokowego [95]. Narządy ścięgniste Golgiego, ułożone szeregowo względem włókien mięśniowych w kończynach dolnych, są idealnie zlokalizowane, aby odbierać zmiany siły wytwarzanej przez kurczące się włókna mięśniowe [52]. Jednakże takie położenie anatomiczne nie zapewnia narządom ścięgnistym Golgiego możliwości rejestrowania zmian w długości mięśni [96], ograniczając w ten sposób ich zdolność do dostarczania istotnych informacji o położeniu kończyn i ruchu stawów [93].

Sygnały proprioceptywne pochodzą również z mechanoreceptorów stawowych oraz eksteroreceptorów. Mechanoreceptory obecne są w torebkach stawowych można podzielić na cztery typy. Różne typy występują w różnych obszarach stawu i wykazują różne progi stymulacji i adaptacji do bodźców. Każdy typ dostarcza specyficznych informacji aferentnych dotyczących pozycji stawu [97]. W literaturze zauważono, że wszystkie mechanoreceptory stawowe wykazują silny odruchowy wpływ pobudzający lub hamujący na mięśnie zaangażowane w utrzymanie chodu, postawy i oddychania [97]. Z drugiej strony badania pokazują, że sprzężenie zwrotne z receptorów stawowych dostarcza informacji jedynie w skrajnej pozycji stawu [96], dlatego jest mało prawdopodobne, aby odgrywało dużą rolę w kontroli postawy [93]. Eksteroreceptory są wyspecjalizowanymi receptorami znajdującymi się w skórze i dostarczają proprioceptywnych informacji o ruchu, gdy skóra jest rozciągana w różnych punktach podczas konkretnego ruchu [97]. Ponadto mechanoreceptory, termoreceptory i nocyceptory skórne odpowiadają za czucie powierzchniowe (dotyk, ucisk, ból, temperatura), wpływają na warunki utrzymywania równowagi i wywołanie reakcji automatycznych [2, 3, 15, 96]. Badacze wskazują jednak, że bodźce skórne znajdujące się na podszewowej powierzchni stopy mają niewielki wpływ na kontrolę postawy w sytuacji niezakłóconej pozycji pionowej [98]. W związku z tym, chociaż sygnały proprioceptywne pochodzą z wielu mechanoreceptorów, badacze są zgodni co do tego, że receptory wrzeciona mięśniowego stanowią główne źródło informacji proprioceptywnej dla kontroli postawy [93].

2.1.3. Rodzaje jednostek motorycznych

Jednostki motoryczne to grupy włókien mięśniowych unerwionych przez pojedynczy neuron ruchowy. Te, które mają większą liczbę włókien mięśniowych są często zlokalizowane w proksymalnych mięśniach posturalnych i odpowiadają za ruchy globalne. Jednostki motoryczne z mniejszą liczbą włókien mięśniowych biorą udział w precyzyjnych ruchach. Sygnały, które inicjują działanie mięśni są modyfikowane przez bodźce czuciowe z proprioceptywnych zakończeń nerwowych, które odpowiadają za rekrutację odpowiednich typów włókien [7].

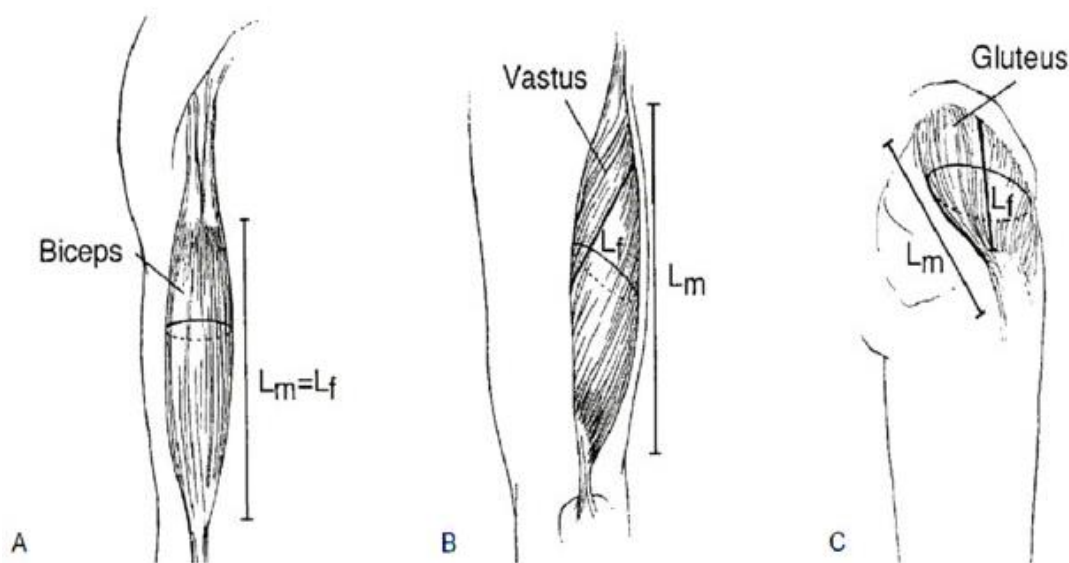
Najważniejszymi typami włókien mięśni szkieletowych u ludzi są: włókna wolno kurczące się o metabolizmie tlenowym (typ I), włókna szybko kurczące się o metabolizmie tlenowo-glikolitycznym (typu IIa), włókna szybko kurczące się o metabolizmie glikolitycznym (typ IIb). Włókna mięśniowe wolno kurczące się są odporne na zmęczenie, przez co są zdolne do wykonywania długotrwałych skurczów tlenowych (aerobowych), co wynika z dużej zawartości mioglobiny i mitochondriów. Włókna mięśniowe szybko kurczące się zwykle mają większą średnicę oraz zdolność szybkiego dostarczania energii niezbędnej do wykonania szybkich i gwałtownych skurczów. Wynika to ze zdolności do szybkiego przewodzenia potencjałów czynnościowych, dużej aktywności ATPazy miozynowej i silnie rozwiniętego retikulum sarkoplazmatycznego. Oznacza to krótki czas pracy mięśni z przewagą takich włókien, przez co są one aktywowane w czasie wysiłków beztlenowych (anaerobowych), np. podczas biegu sprinterskiego, skoków czy podnoszenia ciężarów. Włókna te mogą rozwijać nawet pięciokrotnie większe napięcie niż włókna mięśniowe wolno kurczące się. Najszybsze skurcze charakteryzują włókna typu IIb, które są najmniej odporne na zmęczenie. Włókna typu IIa są włóknami o właściwościach mieszanych - kurczą się szybko i wykazują zdolność wykorzystywania energii uzyskiwanej w procesach tlenowych, dlatego charakteryzują się większą odpornością na zmęczenie niż włókna typu IIb [90].

Dynamiczna kontrola posturalna wymaga rekrutacji głównie wolnych jednostek motorycznych, dlatego mięśnie utrzymujące postawę ciała i antygrawitacyjne mają większy odsetek włókien wolno kurczących się, odpornych na zmęczenie. Efektywna rekrutacja wolnych jednostek motorycznych wpływa na optymalizację kontroli postawy i zdolność stabilizacyjną. Mięśnie kończyn górnych i dolnych zawierają zwykle ok. 50% włókien wolno kurczących się i włókien szybko kurczących się typu IIa i IIb. Proporcje poszczególnych włókien w danym mięśniu są warunkowane genetycznie i ściśle wiąże się z jego funkcją. Jednakże włókna mięśniowe wykazują właściwości adaptacyjne swojego składu molekularnego w odpowiedzi na trening. W efekcie jest możliwe przekształcenie włókien jednego typu we włókna drugiego typu co ma ogromne znaczenie dla procesu rehabilitacyjnego i treningowego pacjenta i sportowca [9, 90, 99].

2.1.4. Architektura mięśni szkieletowych

Jak wyżej wspomniano, ważnym elementem funkcji biomechanicznych i fizjologicznych mięśni jest ich architektura [100, 101]. Architektura mięśni oznacza organizację włókien mięśniowych względem osi wytwarzania siły (ścięgna), czyli definiuje sposób upakowania sarkomerów w mięśniu. Wyróżnia się sarkomery ułożone od końca do końca (szeregowo) lub obok siebie (równolegle) [87, 102, 103]. Ze względu na ułożenie włókien (Ryc. 4) w stosunku do ścięgna można je podzielić na:

- Mięśnie wrzecionowate mają włókna równoległe do osi długiej mięśnia. Taka budowa pozwala na duży zakres ruchu i szybkie skracanie się mięśnia, co jest korzystne przy ruchach wymagających szybkości [104].
- Mięśnie pierzaste charakteryzują się włóknami ułożonymi pod kątem do osi długiej mięśnia, co zwiększa liczbę włókien na jednostkę powierzchni przekroju poprzecznego mięśnia. Dzięki temu możliwe jest generowanie dużej siły kosztem mniejszego zakresu ruchu [104].
- Mięśnie wachlarzowate mają włókna rozchodzące się promieniście od jednego punktu przyczepu. Taka struktura pozwala na dużą siłę i kontrolę nad kierunkiem generowanej siły [104].



Ryc. 4. Uogólniony obraz typów architektury mięśni [105].

A. architektura podłużna/wrzecionowata - m. dwugłowy ramienia, B. architektura pierzasta - m. obszerny boczny, C. architektura wachlarzowata - m. pośladkowy średni (L_m - długość mięśnia, L_f - długość włókna).

2.2. Wybrane aspekty biomechaniki pracy mięśni szkieletowych

2.2.1. Dźwignie

Dźwignie mięśniowe odgrywają kluczową rolę w biomechanice ciała człowieka, umożliwiając efektywne generowanie siły, ruchu oraz utrzymanie postawy. Aby rozwinąć tematykę biomechanicznej pracy mięśni szkieletowych należy wyjaśnić w jaki sposób przenoszona jest siła zarówno podczas ruchów wolnych jak również podczas utrzymywania pozycji równoważnych [106].

W układzie mięśniowo-szkieletowym występują różne typy dźwigni, które można klasyfikować w zależności od położenia punktu podparcia, punktu przyłożenia siły oraz punktu obciążenia. Punkt podparcia stanowi oś obrotu wokół której jest wykonywany ruch i w ciele człowieka jest to staw. Ramię siły tworzy odległość pomiędzy punktem podparcia a przyczepem dalszym mięśnia. Natomiast ramię oporu stanowi odległość pomiędzy punktem podparcia i punktem, w którym działa opór [107]. W ciele człowieka wyróżnia się dźwignie dwustronne i jednostronne. W dźwigni dwustronnej punkt podparcia znajduje pomiędzy ramieniem siły a ramieniem oporu. Jeśli suma momentów działających sił wynosi

zero, to dźwignia pozostaje w stanie równowagi. Ten typ dźwigni najczęściej reprezentowany jest w układach biomechanicznych odpowiedzialnych za utrzymanie postawy stojącej. Dźwignia jednostronna zakłada, że ramię siły oraz ramię oporu znajdują się po tej samej stronie osi obrotu. Wśród nich możemy wyróżnić dźwignie siłowe i oszczędnościowe. Dźwignie siłowe to takie, w których ramię działania siły mięśniowej jest krótsze od ramienia obciążenia, co oznacza, że mięśnie muszą generować większą siłę, aby pokonać obciążenie. Taki układ pozwala na pokonanie dużego oporu przy użyciu niewielkiej siły mięśniowej. Dźwignie oszczędnościowe to takie, w których ramię przyłożenia siły mięśniowej jest dłuższe od ramienia siły obciążenia. Taka konfiguracja dźwigni powoduje, że siła skurczu mięśni niezbędna do zrównoważenia siły obciążenia jest odpowiednio od niej mniejsza, a dokładnie tyle razy, ile razy dłuższe jest ramię działania siły mięśniowej w stosunku do ramienia siły obciążenia. W układzie ruchu człowieka jest to dźwignia spotykana najrzadziej [108, 109].

2.2.2. Właściwości biomechaniczne mięśnia szkieletowego

Wyróżnia się trzy rodzaje napięcia mięśniowego. Spoczynkowe napięcie mięśni utrzymuje względnie stabilne położenie poszczególnych elementów składowych narządu ruchu względem siebie. Napięcie mięśni postawne przeciwdziała sile ciężkości i zapewnia utrzymanie ciała w określonej pozycji. Realizują je głównie mięśnie szyi i tułowia, które są aktywowane pobudzeniami płynącymi z receptorów czucia głębokiego (proprioceptorów) i receptorów narządu równowagi (kanałów półkolistych). Trzeci rodzaj napięcia mięśniowego to tzw. napięcie pomocnicze (wspierające), które towarzyszy wszystkim czynnościom zamierzonym (np. podczas ruchów dowolnych) zwiększając płynność i dokładność ruchów [49].

Na wzrost siły skurczu mięśnia wpływa szereg zjawisk. W sytuacji konieczności generowania większej siły dochodzi do rekrutowania dodatkowych jednostek motorycznych. Jest to warunkowane wielkością motoneuronu oraz wielkością przekroju mięśnia, którą gwarantuje równoległe ułożenie sarkomerów w miofibrili [110]. Również ułożenie pęczków mięśniowych ma wpływ na wytwarzaną siłę. Mięśnie, w których kąt pierzastości jest większy mają ukośne ustawienie włókien w stosunku do osi działania mięśnia. Pozwala to na ułożenie

większej liczby włókien w danym przekroju poprzecznym mięśnia. W rezultacie, mimo że każde włókno generuje siłę w kierunku swojej osi, skumulowana siła generowana przez cały mięsień jest większa niż w mięśniach o niskim kącie pierzastości [111, 112]. Należy jednak zauważyć, że generowanie większej siły w danym mięśniu dzieje się jedynie w ograniczonym zakresie ruchomości. Przy większych zakresach kątowych duża część siły generowanej przez włókna jest tracona w wyniku ich ukośnego ustawienia. Im większy kąt pierzastości, tym większa część siły jest rozpraszana w kierunku bocznym [112]. Na siłę wytwarzaną w czasie skurczu mięśnia wpływa także tempo i wzorzec wyładowań potencjałów czynnościowych [113, 114]. Wysoka częstotliwość oraz regularne wyładowania zapewniają stabilny i przewidywalny wzrost siły mięśnia [115, 116]. Potencjał mięśnia do generowania siły będzie zależny również od zmiany jego długości, co decyduje o ilości powstających i rozpadających się mostków poprzecznych. Kiedy włókno jest rozciągnięte lub skurczone powstać może mniejsza liczba mostków, a wytwarzana wtedy siła jest mniejsza [9, 90]. Zmiana długości mięśnia jest uzyskiwana przez zmianę kątowego ustawienia stawu. Optymalna wartość ustawienia kątowego w stawie pozwalająca na generowanie największej siły będzie różna dla różnych mięśni i będzie zmienna osobniczo. Badania naukowe pokazują, że różnice w wartości kąta optymalnego wynikają z różnic w budowie ciała (np. wielkości stawów, zakresu ruchu) i mają wpływ nie tylko na rozwijanie siły ale również na relaksację danego mięśnia [110]. Siła generowana przez mięsień jest zależna również od prędkości skracania się lub wydłużania włókien. Gdy zwiększa się szybkość skracania włókien mięśniowych pracy koncentrycznej, generowana siła ulega zmniejszeniu. Dlatego największą siłę mięsień może wygenerować w trakcie skurczu ekscentrycznego (czyli takiego, w którym włókno mięśniowe ulega wydłużeniu), również w sytuacji, gdy szybkość rozciągania zwiększa się. Wówczas liczba mostków poprzecznych ulega zmniejszeniu jednak mostki te utrzymują większą siłę. W optymalnych warunkach skutkuje to wyhamowaniem ruchu i wiąże się z kontrolą nadmiernego zakresu ruchomości, co jest niezwykle istotne w funkcji stabilizacyjnej [9, 90, 92]. Należy jednak zauważyć, że zbyt szybkie rozciąganie mięśnia może osłabiać kontrolę ekscentryczną i zdolność do wyhamowywania ruchu, ponieważ ogranicza czas na generowanie siły, zwiększa pobudzenie odruchowe, zaburza koordynację nerwowo-mięśniową i może przekroczyć zdolności adaptacyjne receptorów monitorujących napięcie mięśniowe [111, 112, 117]. Innym

rodzajem pracy mięśni jest skurcz izometryczny, czyli taki, w którym szybkość skracania włókien mięśniowych wynosi zero i jest on charakterystyczny dla wysiłków statycznych, takich jak kontrola posturalna [9, 99]. Z kolei, gdy włókna mięśniowe skracają się, dochodzi do skurczu koncentrycznego, w którym siła jest mniejsza od tej generowanej podczas skurczu izometrycznego, ponieważ powstaje wtedy mniej mostków poprzecznych. Im szybciej zachodzi skracanie mięśnia, tym mniejsza siła jest generowana w miofilamencie miozynowym. Pozwala to uznać iż czynność koncentryczna mięśnia pełni funkcję mobilizacyjną [9].

Zmęczenie towarzyszące wysiłkowi fizycznemu o charakterze ekscentrycznym jest zwykle mniejsze i występuje później niż w przypadku wysiłków z przewagą skurczów izometrycznych czy koncentrycznych, choć siła generowana podczas wysiłku ekscentrycznego jest większa. Zmęczenie pojawiające się w czasie skurczów izometrycznych związane jest z opisanym już zjawiskiem zmniejszania się ukrwienia pracujących mięśni i gromadzeniem się w nich produktów beztlenowej przemiany materii. W przypadku wysiłków koncentrycznych siła wytwarzana w pojedynczym włóknie mięśniowym jest mniejsza niż w czasie wysiłków ekscentrycznych i dlatego, w celu wytworzenia siły skurczu mięśnia o określonej wartości rekrutowana jest większa liczba jednostek motorycznych. W czasie równoważnego wysiłku o typie ekscentrycznym więcej jednostek motorycznych pozostaje w rezerwie i może zostać zrekrutowana w momencie, gdy ulegną zmęczeniu jednostki zaangażowane w wysiłek od początku. Powoduje to, że osłabienie siły mięśniowej związanej ze zmęczeniem w wysiłku ekscentrycznym występuje później niż w wysiłku koncentrycznym [99, 118-120].

2.3. Rola mięśni w procesie utrzymywania równowagi

Skomplikowane sterowanie aktywnością ruchową, w tym również utrzymywaniem równowagi statycznej, sprawia, że jest ona ważnym wskaźnikiem w diagnostyce klinicznej. Oprócz wykonywania szerokiej diagnostyki narządu wzroku oraz układu przedsionkowego, ważna jest również ocena biomechaniczna konkretnej aktywności. Taka ocena może pokazać zmiany w funkcjonowaniu układu ruchowego, zarówno w części sterującej, jak i wykonawczej. Obserwacja nieprawidłowości w zakresie siły mięśniowej oraz ocena innych

parametrów pracy mięśni (takich jak szybkości reakcji, płynności i koordynacji ruchów) poszczególnych grup mięśni antygravitacyjnych wydaje się być ważna [85, 121, 122]. Kontrola postawy stojącej stanowi szczególny element, ponieważ jest niezbędnym warunkiem realizacji większości ruchów dowolnych. Poszukiwanie zależności pomiędzy różnymi częściami układu mięśniowego oraz zrozumienie biomechaniki kontroli postawy pozwala na prawidłową i szerszą interpretację wyników oraz planowanie bardziej precyzyjnych badań diagnostycznych. Dodatkowo umożliwia poszukiwanie przyczyn deficytów równowagi u pacjenta oraz planowanie skutecznej, celowanej rehabilitacji [16, 123].

Do utrzymania pionowej postawy ciała potrzebne jest niewielkie, zmieniające się w czasie, ale stale obecne napięcie mięśni antygravitacyjnych. Cechuje je zwiększona liczba włókien wolnokurczliwych, dlatego w prawidłowych warunkach nawet długotrwałe utrzymanie ich aktywności wiąże się ze stosunkowo niskim kosztem energetycznym [8]. Aby uniknąć nadmiernego zmęczenia, organizm angażuje różne włókna mięśniowe na zmianę, co powoduje małe, ale ruchy środka ciężkości. Te niewielkie zmiany w napięciu i pozycji są niezbędne do utrzymania postawy przez dłuższy czas bez przepracowania poszczególnych grup mięśniowych [124]. Charakterystyka mechaniczna mięśni posturalnych pozwala skorygować położenie środka ciężkości przez odruchowe napięcie odpowiednich grup mięśniowych. Oprócz typowej funkcji motorycznej, mięśnie uczestniczą również w innych procesach fizjologicznych. Na przykład skurcze mięśni kończyn dolnych pomagają w regulacji krążenia krwi napędzając system zastawek żylnych przepompowujących krew z kończyn dolnych do serca. W sytuacji dłuższego pozostawania w bezruchu, w pozycji pionowej, może dochodzić do niedokrwienia mózgu, które przełoży się na utratę równowagi lub nawet omdlenie [16, 125, 126].

Ze względu na pełnione funkcje, mięśnie można podzielić na mięśnie agonistyczne (ich skurcz powoduje określony ruch w stawie), mięśnie synergistyczne (ich skurcz współdziała ze skurczem mięśni agonistycznych) oraz mięśnie antagonistyczne (ich skurcz przeciwstawia się działaniom mięśni agonistycznych) [100]. Aby równowaga ciała była zachowana potrzebna jest symetria w napięciu i sile mięśni między agonistami a antagonistami, jak również między tożsamymi grupami po przeciwnych stronach ciała. Statyczna kontrola postawy powinna zachodzić dzięki izometrycznej kokontrakcji

mięśniowej [9]. Współdziałanie mięśni agonistycznych i antagonistycznych warunkuje prawidłową stabilizację stawu i brak ruchu przy jednakowej sile skurczu obu grup mięśniowych [57, 100]. Taka sytuacja u zdrowego człowieka może być zaburzona chociażby z uwagi na dominację jednej z kończyn lub nieprawidłowe wzorce motoryczne [9]. Dodatkowo, w kontekście równowagi istotne są również prawidłowe wzajemne reakcje na napinanie się przeciwstawnych grup mięśniowych [127]. Fizjologiczna aktywacja agonistów i antagonistów odpowiedzialnych za utrzymanie równowagi, jest bardziej złożona niż prosta zasada wzajemnego hamowania. Mięśnie antygravitacyjne, takie jak prostowniki kręgosłupa, mięśnie czworogłowe uda czy mięśnie podudzia, działają w sposób ciągły, aby utrzymać postawę ciała w pozycji pionowej i przeciwdziałać sile grawitacji. W pracy tych mięśni kluczowe jest utrzymanie równowagi oraz stabilizacja ciała, co wymaga precyzyjnej koordynacji i aktywacji zarówno mięśni agonistycznych, jak i antagonistycznych w jednym czasie [128, 129].

Grupy mięśniowe w sposób szczególny zaangażowane w proces utrzymania równowagi są nazywane stabilizatorami. Wytwarzają one siłę utrzymującą ciało w pozycji statycznej. Ich głównym zadaniem jest kontrolowanie ruchów i zmian ułożenia ciała oraz wyhamowywanie ruchów niekontrolowanych. Dzielą się na stabilizatory lokalne i globalne [9]. Te pierwsze zwiększają sztywność mięśniową celem kontroli translacji segmentarnej i kontrolują neutralną pozycję stawu. Ich aktywność często ma charakter wyprzedzający względem oczekiwanego ruchu, a zatem prawidłowa aktywacja tych mięśni będzie niezwykle istotna w procesie utrzymania równowagi. Dzięki temu powstaje ochronna sztywność stawowa, tuż przed pojawieniem się sił wytrącających [9, 130, 131]. Dostarczają one danych sensorycznych, tj. o pozycji stawu, zakresie i dynamice ruchu. Dysfunkcja pracy stabilizatorów lokalnych powoduje deficyt kontroli motorycznej, polegający na opóźnionym włączaniu do ruchu lub ograniczeniu rekrutacji odpowiednich grup mięśniowych, jak również utracie kontroli pozycji neutralnej [130, 131]. Stabilizatory globalne generują siły konieczne do kontroli ruchu kąтового, który z punktu widzenia utrzymywania równowagi może pojawiać się w reakcjach równoważnych. Ich funkcja stabilizacyjna opiera się na pracy ekscentrycznej, kontrolującej zmiany ustawienia kąтового w stawie. Ponadto stabilizatory globalne mogą pracować funkcjonalnie w całym zakresie ruchomości stawu, izometrycznie, antygravitacyjnie kontrolując pracę ekscentryczną, jak również zabezpieczać przed

hipermobilnością i wyhamowywać niewielkie ruchy kątowe, zwłaszcza w płaszczyźnie poprzecznej (rotację) [9, 130, 131]. Dysfunkcja tych mięśni objawia się niezdolnością do skurczu w pełnym zakresie ruchu, pracy izometrycznej i ekscentrycznej kontroli powrotu oraz pogorszoną kontrolą rotacji. W sytuacji hipermobilności niewydolność stabilizatorów globalnych będzie uniemożliwiać kontrolę zwiększonego zakresu ruchu w stawie [9]. Przy większych wysiłkach obserwuje się również pogorszenie wzorców rekrutacji mięśni i pojawianie się ruchów niekontrolowanych. Stabilizatory globalne i lokalne są zlokalizowane w okolicy stóp, stawów skokowych, kolanowych i biodrowych oraz okolicy grzbietu, szyi i oczu [9, 18, 125, 131]. Dlatego w dalszej części zostaną omówione zależności mięśniowo-szkieletowe poszczególnych obszarów kluczowych dla utrzymania równowagi.

2.3.1. Stabilizacja centralna - tułów i głowa

Mięśnie stabilizujące postawę są zwykle mniejsze i głębiej położone niż mięśnie odpowiedzialne za globalną aktywność ruchową. Podczas utrzymywania równowagi ważne jest zapewnienie stabilizacji proksymalnej, aby umożliwić mobilność dystalnych części ciała. Dlatego najważniejszą funkcję stabilizacyjną pełnią mięśnie znajdujące się w obrębie tułowia [132].

Mięśnie brzucha, a w szczególności mięsień poprzeczny i mięśnie skośne, kontrolują postawę poprzez prawidłowe ustabilizowanie miednicy [133]. Mięsień poprzeczny brzucha ma swoje przyczepy na wyrostkach kolczystych kręgów lędźwiowych, a w dolnej części łączy się z powięzią mięśnia prostego brzucha i mięśni skośnych, która kończy się w okolicy spojenia łonowego i więzadła pachwinowego [104]. Jego skurcz zwiększa ciśnienie w jamie brzusznej i napięcie powięzi piersiowo-lędźwiowej, odgrywając kluczową rolę w stabilizacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Ponadto, podczas wydechu mięsień poprzeczny, wspierany przez pozostałe mięśnie brzucha, pomaga w zmniejszaniu objętości klatki piersiowej, co zapewnia prawidłową mechanikę oddychania, nie zaburzając postawy ciała [132, 134-136]. Mięsień skośny wewnętrzny ma przebieg od dołu do góry i przyczepia się do wyrostka mieczykowatego i dwóch ostatnich żeber. Mięsień skośny zewnętrzny tworzy warstwę powierzchowną bocznej części powłok brzusznych, a jego włókna kierują się od góry ku dołowi. Swój początek ma na ostatnich siedmiu żebrach [104]. Mięśnie skośne,

dzięki spiralnemu układowi włókien oraz przyczepom zlokalizowanym w obrębie klatki piersiowej, odgrywają kluczową rolę w ruchu rotacji tułowia. Aby możliwe było wykonanie ruchu rotacji, niezbędne jest jednocześnie napięcie mięśnia skośnego wewnętrznego po stronie wykonywanej rotacji oraz zewnętrznego po stronie przeciwnej. Dzięki takiej budowie mięśnie te również stabilizują skłony boczne i rotację tułowia, które mogą się pojawiać w odpowiedzi na utratę równowagi [104, 133]. Ponadto, zapewniają wsparcie postawy podczas ruchów kończyn, a ich aktywacja zależy od wykonywanej aktywności zarówno kończyn dolnych, jak i górnych [132]. Mięsień prosty brzucha bezpośrednio łączy wyrostek mieczykowaty mostka ze spojeniem łonowym i jest bardzo silnym zginaczem kręgosłupa, któremu pomagają mięśnie skośne. Duża siła tych mięśni jest związana z wykorzystaniem dwóch długich dźwigni. Ramię dźwigni dolnej opowiada odległości pomiędzy wzgórkiem kości krzyżowej a spojeniem łonowym, natomiast ramię dźwigni górnej odpowiada dystansowi pomiędzy kręgami piersiowymi a wyrostkiem mieczykowatym. Współpraca tych mięśni gwarantuje stabilizację odcinka lędźwiowego, ruch zgięcia tułowia oraz spłaszczenie lordozy lędźwiowej [133]. Prawidłowo funkcjonujące mięśnie brzucha stabilizują miednicę w pozycji neutralnej podczas aktywacji zginaczy stawu biodrowego. Taka aktywacja pociąga miednicę do przodopochylenia. Zatem aby układ sił pozostawał zrównoważony, konieczna jest kokontrakcja mięśni brzucha. W sytuacji, kiedy ciało wychyla się do tyłu, np. w celu odzyskania równowagi, mięśnie brzucha ekscentrycznie hamują ten ruch i poprzez swoje napięcie zapobiegają nadmiernej lordotyzacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa [132, 133, 137].

Tułów wymaga również stabilizacji ze strony głębokich mięśni kręgosłupa. Mięśnie przykręgosłupowe warstwy głębokiej tułowia mają kluczowe znaczenie w stabilizacji centralnej części ciała [132]. W szczególności są to mięsień wielodzielny, mięśnie międzykolcowe oraz międzypoprzeczne [133]. Mięsień wielodzielny przebiega od kości krzyżowej do kręgu obrotowego, a najsilniej rozwinięty jest w odcinku lędźwiowym [104]. Ma krótkie ramię dźwigni i zapewnia jednostawową stabilizację segmentową kręgosłupa. Dzięki temu możliwa jest wydajna praca długich wielostawowych mięśni [132, 138]. Jak wcześniej wspomniano, w roli stabilizacyjnej duże znaczenie ma kolejność automatycznych aktywacji odruchowych (*ang. timing*) podczas ruchu oraz kontrola posturalna, które zależą od progu pobudliwości rekrutacyjnej mięśni. Ma to duże znaczenie w przypadku mięśnia

wielodzielonego. Jego aktywacja powinna nastąpić po stronie kończyny zakrocznej, w momencie rozpoczęcia przenoszenia środka ciężkości na kończynę wykroczną np. podczas chodu lub wykroku, w celu zapewnienia stabilnej pozycji dla miednicy [133]. Mięśnie międzykolcowe i międzypoprzeczne łączą ze sobą sąsiadujące wyrostki kolczyste po obydwu stronach linii środkowej kręgosłupa [104]. Mięśnie te są prostownikami i zginaczami bocznymi grzbietu, zapobiegają nieprawidłowemu ustawieniu kręgosłupa i przeciążeniom wywieranym na kręgosłup, zapewniając odpowiednią stabilizację. Z punktu widzenia równowagi obustronna aktywacja tych mięśni będzie miała na celu przeciwdziałanie przesunięciu środka ciężkości do przodu. Z kolei ich aktywność podporowa będzie ważna np. podczas ruchów kończyn w celu odzyskiwania równowagi i stabilizacji tułowia (po stronie przeciwnej do poruszającej się kończyny górnej). Właściwa współpraca i koordynacja tych dwóch grup jest niezbędna dla sprawnego ruchu i stabilności ciała [133].

W płaszczyźnie czołowej stabilizację gwarantuje mięsień czworoboczny lędźwi oraz mięsień lędźwiowy większy. Mięsień czworoboczny lędźwi rozciąga się pomiędzy wyrostkami poprzecznymi V -II kręgu lędźwiowego, przyśrodkową częścią grzebienia biodrowego i więzadłem biodrowo-lędźwiowym, a XII kręgiem piersiowym, wyrostkami poprzecznymi IV -I kręgu lędźwiowego i żebrem XII. Jego krawędź boczna pozostaje wolna. Jednostronne napięcie tego mięśnia wywołuje skłon boczny kręgosłupa w tę samą stronę (wraz z istotnym udziałem zewnętrznym i wewnętrznym mięśni skośnych brzucha). Mięsień lędźwiowy większy położony jest przed mięśniem czworobocznym lędźwi, a jego wrzecionowaty brzusiec rozpoczyna się dwoma, początkowo niezależnymi, pasmami włókien. Pasma tylne przyczepia się do trzonów kręgów lędźwiowych I-VI, a pasmo przednie zakotwiczone jest na trzonach XII kręgu piersiowego. Końcowy przyczep tego mięśnia znajduje się na krętarzu mniejszym kości udowej. Jeśli przyczep dystalny mięśnia lędźwiowego oraz staw biodrowy pozostają stabilne (dzięki napięciu innych mięśni tej okolicy ciała), to mięsień ten wywołuje ipsilateralny skłon boczny oraz kontralateralną rotację. Wspólnie obydwie mięśnie grupy bocznej będą stabilizować/kontrolować przeciwne skłony boczne tułowia podczas próby utrzymania równowagi w pozycji stojącej. Ponadto, mięsień lędźwiowy z uwagi na swoje przyczepy może dodatkowo rotować kręgosłup w stronę przeciwną do kierunku skłonu bocznego, co będzie miało efekt stabilizujący w przypadku zachwiania w pozycji równoważnej [9, 104, 133]. Należy również wspomnieć

o funkcji stabilizacyjnej mięśnia lędźwiowego większego w płaszczyźnie strzałkowej. W łańcuchu zamkniętym, a więc w postawie stojącej przy obustronnym napięciu powoduje on pochylenie miednicy do przodu w stawie biodrowym [131, 133, 139]. Wielu badaczy zauważa jednak, że w zależności od wyjściowego ustawienia kręgosłupa lędźwiowego mięsień ten może zarówno zginać, jak i prostować kręgosłup lędźwiowy, więc trudno w sposób jednoznaczny wskazać jego główną funkcję [131, 139-141]. Trudności w zrozumieniu funkcji tego mięśnia prowadzą do wniosku, że jego kluczową funkcją w tym przypadku jest stabilizacja i równowaga, a nie celowy ruch [139, 140, 142, 143].

Kolejnymi ważnymi elementami stabilizacji centralnej są przepona (*łac. diaphragma*) oraz grupa mięśni tworząca tzw. przeponę miednicy (*łac. diaphragma pelvis*). Przepona ma kształt nerki, jest szeroka, płaska i cienka. Dzieli się na trzy części: lędźwiową, żebrową i mostkową. Posiada szerokie centrum ścięgniaste wyposażone w dużą liczbę proprioceptorów, które odgrywają ważną rolę w utrzymaniu statyki ciała. Przepona jest ważnym mięśniem wdechowym, posturalnym, a także pełni funkcję separacyjną i podtrzymującą dla narządów wewnętrznych. Podczas wdechu przepona obniża się, powiększa się jama klatki piersiowej, ciśnienie w niej opada i możliwe jest przedostanie się powietrza atmosferycznego przez drogi oddechowe do płuc. Obniżenie ścięgna centralnego jest szybko wyhamowywane na skutek rozciągania narządów śródpiersia oraz przez opór organów jamy brzusznej. Dzięki takiej pracy ścięgno centralne staje się punktem stabilnym przepony, a tym samym bierze udział w stabilizacji całego ciała [133, 144]. Podczas spokojnego i regularnego oddychania wydech odbywa się w wyniku biernego unoszenia przepony, a nie celowego skurczu mięśni brzucha. Natomiast podczas głębokiego oddychania przeponą mięśnie brzucha wykonują intensywny, celowy skurcz [144]. Ten skurcz zwiększa ciśnienie w jamie brzusznej i pomaga wypchnąć przeponę ku górze, usuwając powietrze z płuc [145, 146]. Badacze wskazują jednak, że intensywny oddech przeponowy w sposób negatywny wpływa na równowagę w pozycji stania swobodnego [144]. W takiej sytuacji kluczowa jest prawidłowa praca pozostałych mięśni stabilizujących centrum ciała. W dolnej części tułowia znajduje się natomiast warstwa mięśni zamykająca dolny otwór miednicy. Dno mięśniowe miednicy tworzy mięsień dźwigacz odbytu oraz mięsień guziczny. Ich funkcją jest stabilizowanie środka ścięgniastego krocza, pomoc w funkcjonowaniu zwieraczy pochwy i odbytu oraz, podobnie jak w przypadku przepony,

podtrzymywanie narządów leżących wewnątrztrzewnowo i wspieranie stabilizacji centralnej [133]. W funkcji stabilizacyjnej kluczowa jest koordynacja przepony, mięśni dna miednicy oraz mięśnia poprzecznego brzucha [147, 148]. Pracują one synergistycznie i wywołują efekt podniesienia ciśnienia w jamie brzusznej, który wspomaga stabilizację kręgosłupa poprzez nacisk na odcinek lędźwiowy [147, 149, 150]. Ciśnienie wewnątrzbrzuszne, które powstaje podczas skurczu przepony, buduje stabilizację centralną, dlatego jakiegokolwiek zaburzenia jej pracy np. nieprawidłowa postawa, ból, zmiana wzorca oddechowego będą powodować osłabienie funkcji stabilizacyjnej [147, 151]. Należy również zauważyć, że do utrzymania podwyższonego ciśnienia wewnątrzbrzuszego i zapewnienia tym samym prawidłowej funkcji stabilizacyjnej obu przepon niezbędna jest prawidłowa praca mięśni brzucha (skośnych i prostego) oraz mięśnia czworobocznego lędźwi. Prawidłowo skoordynowana i wydolna współpraca wyżej wymienionych mięśni pozwala na efektywniejsze przenoszenie siły między górną a dolną częścią ciała. Umożliwia to lepszą kontrolę ruchów i zwiększa wydajność podczas wykonywania złożonych ruchów, takich jak bieganie, podnoszenie ciężarów oraz utrzymywanie równowagi statycznej. Dysfunkcje w działaniu obu przepon w konsekwencji prowadzą do przeciążenia kręgosłupa, co również negatywnie wpływa na utrzymanie prawidłowej i stabilnej postawy ciała [133, 152].

Istotną rolę w stabilizacji tułowia pełnią również mięśnie podpotyliczne i pochyłe szyi, które przeciwstawiają się działaniu siły grawitacji prezentując ciągłą aktywację toniczną [133]. Mięśnie podpotyliczne, takie jak prosty tylny większy i mniejszy oraz skośny głowy górny i dolny, odgrywają kluczową rolę w regulacji ustawienia głowy [153, 154]. Mięśnie proste tylne większy i mniejszy rozpoczynają się kolejno na wyrostku kolczystym kręgu obrotowego i kręgu szczytowym, a kończą się na kresie karkowej. Mięsień skośny głowy dolny przyczep początkowy ma na wyrostku kolczystym kręgu obrotowego, biegnie skośnie w górę i w bok, kończąc się na wyrostku poprzecznym kręgu szczytowego. Natomiast mięsień skośny głowy górny rozpoczyna się na wyrostku poprzecznym C1, biegnie skośnie w górę i przyśrodkowo, kończąc się na kresie karkowej [104]. Podczas obustronnej aktywacji, mięśnie te wywołują przesunięcie kręgu szczytowego ku tyłowi, powodując wyprost w stawie szczytowo-potylicznym, oraz biorą udział w precyzyjnym ustaleniu pozycji i kinematyki stawów głowy [133]. Umożliwiają one drobne, precyzyjne

ruchy głowy, takie jak mikroregulacje podczas patrzenia w różnych kierunkach [139]. Jednostronne napięcie tych czterech mięśni powoduje skłon boczny w stawie szczytowo-potylicznym i rotację w tą samą stronę [133]. Funkcje te są szczególnie istotne nie ze względu na duże ruchy w odcinku szyjnym, ale ze względu na ich rolę eliminującą niepożądane ruchy rotacyjne, zgięciowe i wyprostne. Mięśnie te aktywują się podczas wychylenia głowy do przodu oraz na boki, co pozwala zachować stabilizację tej okolicy [155]. Ponadto, mięśnie podpotyliczne są bogato unerwione, posiadają liczne proprioceptory i mechanoreceptory, które wysyłają informacje o ułożeniu głowy i orientacji ciała w przestrzeni. Dzięki temu mogą one dostosowywać napięcie do bieżących potrzeb stabilizacyjnych w odpowiedzi na sygnały sensoryczne [139, 156]. Kolejną grupą mięśni istotnych w stabilizacji głowy i tułowia są mięśnie pochyłe (przedni, środkowy i tylny). Są one zlokalizowane na przednio-bocznej części szyi i łączą wyrostki poprzeczne kręgów szyjnych z pierwszym i drugim żebrem. Przy działaniu jednostronnym pochylają kręgosłup szyjny do boku, a przy symetrycznej, obustronnej aktywacji, zginają go. Ekscentrycznie wyhamowują przesunięcie głowy podczas wychylenia tułowia do tyłu, pomagając w utrzymaniu głowy w osi pionowej. Przy ustabilizowanych przyczepach kręgosłupowych unoszą żebra i pełnią funkcję pomocniczych mięśni wdechowych [15, 36, 104, 131]. Zmiany strukturalne i funkcjonalne w mięśniach podpotylicznych i pochyłych, spowodowane nieprawidłową pozycją głowy lub urazem, mogą prowadzić do zmniejszenia siły mięśniowej, ucisku na korzenie nerwowe, nieprawidłowego obciążania krążka międzykręgowego, a nawet zawrotów głowy pochodzenia szyjnego [153, 157]. Badania wykazały, że na pogorszenie stabilności kręgosłupa szyjnego bardziej wpływa dysfunkcja mięśni niż zwyrodnienie samego krążka międzykręgowego [158]. Osłabione lub nadmiernie napięte mięśnie podpotyliczne i pochyłe mogą ograniczać zakres ruchu szyi, co utrudnia pełne obrócenie głowy lub przechylenie jej na boki. Takie ograniczenie wymusza ruchy rotacyjne w pozostałych segmentach kręgosłupa bezpośrednio wpływając na utrudnienie utrzymania równowagi [153]. Słabe mięśnie podpotyliczne przyczyniają się również do pozycji głowy wysuniętej do przodu (*ang. forward head posture, FHP*), co stanowi złożony problem posturalny, mogący prowadzić do szeregu komplikacji biomechanicznych. FHP powoduje nadmierny wyprost w górnym odcinku kręgosłupa szyjnego (C1-C3) i zgięcie w dolnym odcinku kręgosłupa szyjnego (C4-C7), będące konsekwencją zmiany położenia głowy względem środka

ciężkości [159]. Przesunięcie środka ciężkości ciała do przodu wymusza dodatkową pracę mięśni szyi (długich głowy, długich szyi, podpotylicznych, pochyłych) i górnej części tułowia (zębatych przednich, piersiowych większych i mniejszych, dźwigaczy łopatek, równoległobocznych większych i mniejszych, czworobocznych) w celu utrzymania równowagi. Długotrwałe rozciągnięcie mięśni podpotylicznych doprowadza do ich osłabienia, zmęczenia, nadmiernego napięcia i bólu [159, 160]. Taka kaskada powoduje ograniczone funkcje przedsionkowe i proprioceptywne, co w konsekwencji może utrudniać kontrolę postawy [161].

Podsumowując, kluczową rolę w stabilizacji centralnej odgrywa zapewnienie odpowiedniego wsparcia kręgosłupa, zwłaszcza w odcinku lędźwiowym. W pozycji statycznej, podczas konieczności odzyskiwania równowagi i ruchu zgięcia tułowia, w pierwszej kolejności powinny napiąć się mięśnie przykręgosłupowe odcinka piersiowego i szyjnego. Następnie aktywować się powinny mięśnie pośladkowe, dwugłowe uda, półścięgniste, półbłoniaste oraz mięśnie trójgłowe łydki. W trakcie powrotu do pozycji neutralnej, mięśnie rekrutowane są w odwrotnej kolejności, tj. najpierw grupa tylna uda i podudzia, następnie mięśnie pośladkowe, a finalnie mięśnie przykręgosłupowe odcinka lędźwiowego, piersiowego i szyjnego [133].

2.3.2. Staw biodrowy i miednica

Staw biodrowy jest proksymalnym stawem kończyny dolnej, odpowiedzialnym za orientację całej kończyny w przestrzeni i posiadającym trzy stopnie swobody ruchu. Charakteryzuje się stosunkowo niewielkim zakresem ruchu, zwłaszcza w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej, na rzecz wysokiego poziomu stabilności [36, 162]. Trójosiowość stawu biodrowego oraz mięśnie go zaopatrujące, które odpowiadają za ruchy złożone, czynią go niezwykle ważnym ogniwem stabilizacji ciała zarówno w płaszczyźnie strzałkowej, jak i czołowej [163]. Dla zachowania stabilności tej okolicy niezbędne są mięśnie okołostawowe ustawione równolegle do szyjki kości udowej. Dzięki takiemu ustawieniu utrzymują one głowę kości udowej w stałym kontakcie z panewką. Do tej grupy można zaliczyć mięśnie miedniczo-krętarzowe, zasłaniacz zewnętrzny oraz mięśnie pośladkowe (małe i średnie) [36, 164]. Dla ogólnej stabilności ciała, zarówno w płaszczyźnie strzałkowej, jak i czołowej,

ważne są również mięśnie o przebiegu podłużnym w stosunku do kości udowej. Mięśnie te wykazują tendencję do przemieszczania głowy kości udowej poza panewkę, dlatego wymagają zrównoważenia z mięśniami antagonistycznymi [36, 95].

Spośród mięśni odpowiedzialnych za zginanie i prostowanie stawu biodrowego w kontekście równowagi, szczególnie ważne są te, które wpływają również na stabilizację miednicy i stawu kolanowego oraz zabezpieczają ruchy wychylenia ciała w płaszczyźnie strzałkowej. Wśród mięśni zginających są to: mięsień biodrowo-lędźwiowy, krawiecki, prosty uda i naprężacz powięzi szerokiej. Wszystkie mięśnie odpowiedzialne za ruch zginania stawu biodrowego mogą brać udział również w ruchach przywiedzenia, odwiedzenia oraz obu rotacji jako mięśnie wspomagające [36]. Jak już wspomniano, w kompleksie mięśnia biodrowo-lędźwiowego szczególnie ważny jest mięsień lędźwiowy większy. W płaszczyźnie czołowej zabezpiecza skłony boczne i rotację tułowia, natomiast przy obustronnym napięciu kontroluje ustawienie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej. W zależności od wyjściowego ustawienia kręgosłupa lędźwiowego powoduje zgięcie lub wyprost stawu biodrowego, pozwalając utrzymać miednicę w stabilnej pozycji pośredniej [139, 140, 142]. Mięsień prosty uda swój przyczep początkowy ma na kolcu biodrowym przednim dolnym oraz na górnej powierzchni panewki i torebki stawu biodrowego. Współdziała on z mięśniem biodrowo-lędźwiowym, powodując zgięcie stawu biodrowego, zwłaszcza w łańcuchu zamkniętym przy zgiętym stawie kolanowym. Oba mięśnie kontrolują ustawienie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej i aktywują się podczas ruchów wychylenia ciała, zarówno do przodu, jak i do tyłu, zabezpieczając przed upadkiem [36, 165]. Mięsień krawiecki jest mięśniem dwustawowym, rozpoczyna się krótkim ścięgnem na kolcu biodrowym przednim górnym, a kończy przyczepem do kości piszczelowej nieco poniżej guzowatości piszczeli i do powięzi goleni. Jego główną funkcją jest zginanie stawu biodrowego oraz wspomaganie odwodzenia i rotacji na zewnątrz. Natomiast jego rola stabilizująca postawę jest największa w zakresie kontroli ustawienia stawu kolanowego, dlatego została opisana w rozdziale dotyczącym tego stawu [166-169]. Naprężacz powięzi szerokiej również jest mięśniem dwustawowym, a zatem działa zarówno na staw biodrowy, jak i na staw kolanowy [36, 104]. Mięsień ten wchodzi w skład aparatu równowagi miednicy, a jego przebieg odpowiada przeciętnemu kierunkowi mięśnia biodrowo-lędźwiowego. W łańcuchu zamkniętym naprężenie pasma biodrowo-piszczelowego gwarantuje stabilizację

bocznej części stawu biodrowego, zwłaszcza podczas stania jednoonóż [36, 170]. Ponadto działa synergistycznie z mięśniem pośladkowym średnim, zapobiegając nadmiernym pochyleniu bocznemu i rotacjom miednicy [171]. Prostowniki stawu biodrowego stabilizujące staw kolanowy to mięśnie dwustawowe i są nimi dwugłowy uda, półścięgnisty i półbłoniasty. Ich aktywność wzrasta przy wyprostowanym stawie kolanowym, przez co są zarówno synergistami, jak i antagonistami dla mięśnia czworogłowego uda [172]. Mięsień dwugłowy uda posiada głowę długą, rozpoczynającą się na tylnej powierzchni guza kulszowego wraz z mięśniem półścięgnistym oraz głowę krótką, która przyczepia się do wargi bocznej kresy chropawej kości udowej. Przyczep końcowy jest wspólny dla obu głów i jest nim głowa strzałki [104]. W działaniu na staw biodrowy głowa długa jest prostownikiem, a przy ustalonym udzie unosi miednicę. Ponadto, pełni funkcję przywodzenia i obracania kończyny dolnej [36]. Zależnie od pozycji kątowej stawu, może nieco obracać udo zarówno do wewnątrz, jak i nieco silniej do zewnątrz, a zatem zabezpiecza oba te kierunki przed nadmiernymi rotacjami kończyny dolnej [172]. Ze względu na to, że głowa krótka przyczepia się do kresy chropawej na tej samej wysokości co mięsień przywodziciel długi, pociąganie głowy krótkiej przenosi się na sąsiadujący mięsień [104]. Dzięki takiemu połączeniu powstaje łańcuch mięśniowy, w którym głowa krótka obniża miednicę, natomiast głowa długa ją unosi. Kontrolowanie obniżania miednicy, zapobiega jej nadmiernym ruchom bocznym i przednio-tylnym oraz stabilizuje dolną część ciała w pozycji stojącej. Natomiast kontrola unoszenia miednicy, stabilizuje górną część ciała, jest istotna podczas utrzymania równowagi w trakcie podnoszenia ciężkich przedmiotów lub wykonywania ruchów wymagających silnego zaangażowania mięśni kończyn dolnych [173, 174]. Najsilniejszym mięśniem jednostawowym prostującym staw biodrowy jest mięsień pośladkowy wielki [36, 104]. Bierze on udział zarówno w aktywnym wyproście stawu biodrowego i kontroli jego przebiegu, jak również w kontroli segmentrnej ruchu, kontroli postawy i ustawieniu ciała [140]. Posiada głębokie włókna krzyżowe, które przebiegają od dolnego bocznego kąta kości krzyżowej do tylnego dolnego kolca kulszowego. Przyjmuje się, że włókna te odpowiadają za lokalną stabilizację i mają funkcję kontroli translacji na poziomie stawu krzyżowo-biodrowego. Mięsień pośladkowy wielki posiada także włókna biegnące od przyśrodkowej części kości biodrowej do krętarza większego na szczycie kości udowej. Te głębokie włókna tworzą jednostawową część mięśnia, która odpowiada za

stabilizację globalną stawu biodrowego. Najbardziej powierzchowne włókna mięśnia pośladkowego wielkiego biegną od talerza biodrowego i przyczepiają się do tylnej części pasma biodrowo-piszczelowego, a za jego pośrednictwem docierają do bocznej części kłykcia bocznego piszczeli, poniżej stawu kolanowego. Ta część mięśnia pośladkowego wielkiego ma wpływ na napięcie pasma biodrowo-piszczelowego, posiada funkcję mobilizatora globalnego i odpowiada za ruch w stawie biodrowym [9]. Prostowniki stawu biodrowego pełnią kluczową rolę w utrzymywaniu przednio-tylnej stabilności miednicy. W sytuacji, gdy miednica ustawia się w przodopochyleniu, to one jako pierwsze ulegają pobudzeniu, by kontrolować to przemieszczenie. Linia łącząca kolce biodrowe ustawia się poziomo, kość krzyżowa przyjmuje pozycję bardziej spionizowaną, co finalnie zmniejsza gibkość lordozy lędźwiowej i ma duży wpływ na statykę tej okolicy [36].

Mięśnie odwodzące kończynę dolną i stabilizujące miednicę są również odpowiedzialne za utrzymanie prawidłowej postawy ciała [164, 175]. Podczas utrzymywania pozycji pionowej, gdy miednica jest podpierana przez obie kończyny, jej poprzeczną stabilność gwarantuje jednocześnie napięcie mięśni przywodzących i odwodzących staw biodrowy [36, 139, 176]. Są to silne mięśnie znajdujące się blisko środka ciężkości ciała. Mięśnie te są automatycznie zaangażowane w nieoczekiwane, nagłe ruchy kończyn lub ruchy tułowia, jak również biorą udział w przewidywalnej kontroli postawy. Pozwalają one na dostosowywanie postawy, poprzez utrzymanie równowagi względem kierunku siły grawitacji, jak również przygotowują kończyny do wykonywania ruchów stanowiąc podstawę stabilizacji części proksymalnej kończyny dolnej [3]. Praca mięśni pośladkowych jest niezbędnym elementem kontrolującym zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej [177]. Głównym mięśniem odwodzącym staw biodrowy i stabilizującym miednicę jest mięsień pośladkowy średni [162]. Jest on mięśniem szerokim i grubym, położonym na bocznej powierzchni miednicy, pod mięśniem pośladkowym wielkim. Funkcji stabilizacyjnej tego mięśnia sprzyja pierzaste ułożenie włókien. Rozpoczyna się on na powierzchni pośladkowej talerza kości biodrowej, między kresą pośladkową przednią, a tylną oraz na powięzi pośladkowej, powyżej mięśnia pośladkowego wielkiego. Następnie włókna biegną zbieżnie i przyczepiają się krótkim ścięgnem na powierzchni bocznej krętarza większego [36]. Sposób działania mięśnia pośladkowego średniego, na dźwigni utworzonej przez sztyjkę kości udowej, zależy od aktualnego zakresu ruchu odwiedzenia. W pozycji

neutralnej stawu biodrowego siła mięśniowa nie jest prostopadła do ramienia dźwigni i rozkłada się na składową stawową (która zwiększa nacisk powierzchni stawowych na siebie) oraz na składową obrotową (generującą ruch w początkowym zakresie odwiedzenia). Wraz ze wzrostem odwiedzenia wydajność mięśnia pośladkowego średniego, jako stabilizatora głowy w panewce, maleje na korzyść funkcji odwodzenia [36, 171]. Podobnie działa mięsień naprężacz powięzi szerokiej, który również wpływa na stabilizację stawu kolanowego, co przyczynia się do zwiększenia jego roli w utrzymaniu równowagi. Osłabienie mięśni odwodzących staw biodrowy sprawia, że biodro jest bardziej podatne na niekontrolowane ruchy przywiedzenia lub dowolną rotację, zwłaszcza podczas czynności obciążających lub równoważnych. Nieprawidłowe wzorce aktywacji mięśni odwodzących staw biodrowy, zaburzają osiowe ustawienie kończyny dolnej, zwiększając obciążenie na więzadła stawu kolanowego, co może doprowadzić do urazu [178]. Osłabienie mięśnia pośladkowego średniego prowadzi również do utraty dynamicznej stabilności bocznej miednicy i kręgosłupa lędźwiowego. W wyniku takiego osłabienia dochodzi do zwiększonego bocznego zgięcia tułowia, a w konsekwencji do ucisku krążka międzykręgowego i zmienionych wzorców ruchu. Wpływa to na zmniejszenie stabilności odcinka lędźwiowego podczas pozycji stojącej [179, 180]. Wspomagające w utrzymaniu stabilnej miednicy, a co za tym idzie stabilnej postawy, są również mięśnie pośladkowy mały oraz gruszkowaty [181]. Mięsień pośladkowy mały znajduje się pod pośladkowym średnim, z którym od przodu jest zrośnięty. Jego włókna również są pierzasto ułożone. Rozpoczynają się na pośladkowej części talerza kości biodrowej, a kończą silnym ścięgnem na powierzchni przedniej krętarza większego [36, 182]. Na przebiegu tego mięśnia jego brzusiec mięśniowy przylega bezpośrednio do górnej części torebki stawowej, co zwiększa stabilność i ochronę stawu biodrowego [162, 181]. Poza stabilizacją jego główną funkcją jest odwodzenie stawu biodrowego. W sposób szczególny aktywuje się podczas stania jedno nogą, po stronie kończyny podporowej, współpracując z mięśniem pośladkowym średnim i napinaczem powięzi szerokiej [182, 183]. Przednia część mięśnia pośladkowego małego działa również jako rotator wewnętrzny stawu biodrowego, który w pracy ekscentrycznej zabezpiecza ruch rotacji zewnętrznej [182]. Również na krętarzu większym kończy się mięsień gruszkowaty, który rozpoczyna się na powierzchni miednicznej kości krzyżowej. Ma on wielostronne działanie, również wspierające odwiedzenie i utrzymanie miednicy w płaszczyźnie czołowej,

jednak nie jest ono zbyt silne [36]. Napinacz powięzi szerokiej oraz przednie włókna mięśnia pośladkowego średniego i małego generują ruch złożony odwiedzenia-zgięcia-rotacji wewnętrznej. Tyłne włókna mięśnia pośladkowego średniego i małego oraz odwodzące włókna mięśnia pośladkowego wielkiego generują kombinowany ruch odwiedzenia-wyprostu -rotacji zewnętrznej. W zamkniętym łańcuchu kinematycznym odpowiadają zatem za utrzymanie stabilności miednicy we wszystkich trzech płaszczyznach [177, 178]. Ponadto, do utrzymania stabilności miednicy w pozycji stojącej w płaszczyźnie czołowej, niezbędna jest aktywność koncentryczna i ekscentryczna przywodzicieli stawu biodrowego, jako grupy antagonistów. Wśród nich występują między innymi mięśnie: smukły, półbłoniasty, półścięgnisty, głowa długa mięśnia dwugłowego uda, zasłaniacz zewnętrzny, jak również główne przywodziciele (mięsień przywodziciel wielki, długi i krótki). Mięsień smukły leży powierzchownie i rozpina się między kością łonową, a bliższym końcem kości piszczelowej. Mięsień półścięgnisty rozpoczyna się krótkimi włóknami ścięgnistymi na tylnej powierzchni guza kulszowego, a kończy wąskim ścięgnem na kości piszczelowej, przyśrodkowo i poniżej guzowatości kości piszczelowej oraz na powięzi goleni [36, 104]. Oba mięśnie działają synergistycznie, ekscentrycznie kontrolując zgięcie stawu biodrowego, rotację zewnętrzną i odwodzenie, co pozwala ograniczyć nadmierne ruchy boczne miednicy [139, 163, 184]. Ponadto mięsień półścięgnisty przyczynia się do lepszego ślizgu przednio-tylnego i tylnej rotacji głowy kości udowej w panewce oraz do stabilizacji miednicy, poprzez kontrnutację kości krzyżowej oraz napięcie więzadeł w obrębie stawu krzyżowo-biodrowego [143, 163]. Mięsień zasłaniacz zewnętrzny jest położony głęboko i przykryty przez inne mięśnie. Rozpoczyna się na brzegu przednim, dolnym i częściowo tylnym otworu zasłonowego, a kończy się krótkim ścięgnem w dole krętarzowym kości udowej, na jej tylnej powierzchni. Mięsień ten głównie obraca udo na zewnątrz, a jego czynność przywodzenia jest niewielka. Główne zadanie mięśnia zasłaniacza zewnętrznego podczas utrzymania pionowej postawy ciała polega na podtrzymywaniu głowy kości udowej w trakcie wysuwaniu się jej z panewki. Mięsień przywodziciel wielki ma kształt szerokiego trójkąta, którego ścięty wierzchołek kieruje się ku kości kulszowej i kości łonowej. Z kolei szeroka podstawa tego trójkąta biegnie wzdłuż całej długości kresy chropawej, aż do nadkłykcia przyśrodkowego kości udowej [36]. W pozycji neutralnej stawu biodrowego, jest on jego najsilniejszym przywodzicielem, dzięki czemu wspomaga równowagę stabilizując chwiejną postawę stojącą [185]. Jego działanie na

staw biodrowy zależy od ustawienia kąтового tego stawu. Powyżej 45° zgięcia, jego przednia część zaczyna działać jako zginacz, natomiast tylna pomaga w prostowaniu, głównie w pozycji przywiedzenia. W pozycji wyprostowanego stawu biodrowego jego przednia część również wspomaga zgięcie, natomiast tylna działa jako prostownik, szczególnie przy maksymalnym wyproście [186]. Przywodziciele długi i krótki mają podobne przyczepy i funkcję co mięsień przywodziciel wielki. W pozycji neutralnej głównie działają jako przywodziciele, natomiast w pozycji zgiętego stawu biodrowego wspomagają jego zginanie. Gdy staw biodrowy znajduje się w pozycji wyprostowanej, utrzymują swoją funkcję przywodzenia, ale ich wpływ na ruch zgięcia stawu biodrowego jest zmniejszony. Z tych względów przywodziciel długi i krótki pełnią funkcję wspierającą w równoważeniu silnych mięśni odwodzących staw biodrowy [187, 188]. Dzięki temu, że funkcja przywodzicieli zmienia się w zależności od kąтового ustawienia stawu biodrowego, mogą one kontrolować i stabilizować staw biodrowy w różnych płaszczyznach, a tym samym w różnych pozycjach wyjściowych i podczas odzyskiwania równowagi [186-188]. Zrównoważone działanie tych dwóch antagonistycznych grup mięśniowych jest ważne, aby symetrycznie stabilizować miednicę. Nadmierne napięcie jednej z grup lub nadmierna aktywność przywodzicieli jednej kończyny i odwodzicieli drugiej, będzie prowadzić do zachwiania równowagi, a nawet upadku [9, 36, 104].

2.3.3. Staw kolanowy

Staw kolanowy swą stabilizację w kierunku porzecznym, rotacyjnym, jak i przednio-tylnym, zawdzięcza przede wszystkim ukształtowaniu anatomicznemu i rozbudowanemu systemowi więzadeł [189]. W proces stabilizacji są włączone również mięśnie, których współdziałanie z systemem więzadłowym jest konieczne do utrzymania stabilności i zapobiegania kontuzjom [190]. Z punktu widzenia stabilizacji mięśniowej szczególnie istotny jest mięsień czworogłowy uda, który dzięki swojej sile i koordynacji jest w stanie natychmiastowo kompensować objawy niewydolności więzadłowej [36, 126]. Składa się on z mięśnia prostego oraz mięśni obszernych (bocznego, przyśrodkowego, pośrodkowego). Przyczep końcowy wszystkich tych mięśni jest wspólny, zlokalizowany na guzowatości piszczelowej. Mięśnie obszerne przyczep początkowy mają w okolicy bruzdy

międzykrętarzowej, a zatem są mięśniami jednostawowymi. Ich główną funkcją jest prostowanie stawu kolanowego [104, 190]. Podczas wykonywania kroku pełnią rolę stabilizatorów, a także pochłaniającą wstrząsy powstające przy uderzaniu pięty o podłoże. Szczególną funkcją mięśnia obszernego przysiodkowego jest kontrolowanie rzepki i zapobieganie jej bocznej dyslokacji, co bezpośrednio wpływa na prawidłową pracę rzepki i stabilizację stawu kolanowego w pozycji wyprostowanej [36]. Mięsień prosty uda ma szczególne znaczenie, ponieważ jest mięśniem dwustawowym, dzięki czemu może on oddziaływać na staw biodrowy (zgięcie), jak i na staw kolanowy (wyprost) [36]. W sytuacji, gdy staw biodrowy przemieszcza się z pozycji neutralnej do wyprost (np. w trakcie propulsji, czy odzyskiwania równowagi), mięsień ten wydłuża się i zwiększa swoją wydajność w utrzymaniu wyprostowanego stawu kolanowego (bez przeprostu) i jest w tej roli niezbędny. Dodatkowo odciąża staw kolanowy i zapewnia mu odpowiednią stabilizację w kierunku przedniego przesuwania się piszczeli. Mięsień prosty uda pełni również ważną rolę podczas podnoszenia się z przysiadu (będącego jedną z reakcji równoważnych), ponieważ wyprostowi stawu kolanowego towarzyszy wyprost stawu biodrowego. Napięcie generowane w mięśniu pośladkowym warunkuje utrzymanie stałego napięcia w mięśniu prostym, pomimo zmieniającego się ustawienia przyczepu początkowego tego mięśnia. [9, 36, 104].

Do kontroli nadmiernego wyprost w stawie kolanowym i jego stabilizacji, oprócz więzadeł, przyczyniają się również mięśnie: półścięgnisty i krawiecki oraz mięsień dwugłowy uda i brzuchaty łydki (pod warunkiem, że nie został on napięty przez zgięcie stawu skokowego). Mięśnie te odpowiadają przede wszystkim za zginanie stawu kolanowego oraz zginanie lub prostowanie stawu biodrowego (ich oddziaływanie na staw kolanowy zależy od pozycji stawu biodrowego) [166]. W pozycji zgiętego stawu biodrowego, mięsień krawiecki oraz mięśnie tylnej grupy uda (półścięgnisty, smukły, dwugłowy uda) są bardziej efektywne w zginaniu stawu kolanowego. Natomiast w pozycji wyprostowanego stawu biodrowego, ich zdolność do zginania stawu kolanowego jest ograniczona [191]. W tej pozycji bardziej efektywny w zginaniu stawu kolanowego jest mięsień brzuchaty łydki [167]. Mięsień ten przyczepia się proksymalnie w stosunku do kłykci kości udowej, dzięki czemu zwiększa swe napięcie w trakcie propulsji (obecnej podczas chodu lub reakcji równoważnych). Oznacza to, że w momencie, gdy staw kolanowy

i skokowy prostują się jednocześnie, wywołuje on przemieszczanie kłykci kości udowej ku przodowi. Taka praca czyni go w zależności od sytuacji antagonistą lub synergistą mięśnia czworogłowego. Jako synergista w łańcuchu zamkniętym, pomaga utrzymać staw kolanowy w wyproście i pełni ważną funkcję w jego stabilizacji, poprzez kontrolowanie ruchu kości piszczelowej w stosunku do kości udowej [172, 192, 193]. Mięsień dwugłowy uda posiada przyczep końcowy w okolicy głowy strzałki, otaczając więzadło poboczne strzałkowe od tyłu i od strony bocznej, co wspiera stabilizację więzadłową stawu kolanowego. W działaniu na staw kolanowy, mięsień ten jest silnym zginaczem, supinatorem, a także stabilizatorem, odpowiadając za utrzymanie właściwego ustawienia kości udowej względem kości piszczelowej. W łańcuchu zamkniętym, kiedy staw biodrowy jest w pozycji zgięciowej, mięsień dwugłowy uda jest skrócony, co sprzyja większej stabilizacji stawu kolanowego, poprzez kontrolowanie jego ruchomości w różnych płaszczyznach [191, 194]. Ponadto głowa krótka mięśnia dwugłowego uda, w sytuacji kołysania na boki, kiedy kończyna dolna przemieszcza się w kierunku przywiedzenia, aktywuje się stabilizując kierunek koślawienia stawu kolanowego [172]. Tak jak wspomniano powyżej, za zabezpieczenie nadmiernego wyprostu w stawie kolanowym odpowiadają również mięśnie: smukły, półścięgnisty, półbłoniasty i krawiecki. Mięśnie smukły, półścięgnisty i półbłoniasty oprócz opisanego działania na staw biodrowy są zginaczami i rotatorami wewnętrznymi w stawie kolanowym. Najsilniejszą funkcją mięśnia krawieckiego jest zginanie stawu biodrowego, natomiast wspiera on również zgięcie stawu kolanowego oraz rotację wewnętrzną. [36, 104]. Te cztery mięśnie, pracując w łańcuchu zamkniętym, są zaangażowane w kontrolowanie ruchu kości piszczelowej w stosunku do kości udowej, zarówno płaszczyźnie strzałkowej, jak i czołowej. Mięsień półścięgnisty tworzy przyczep w ścięgnie gęsiej stopki poprzez połączenia powięziowe z więzadłem pobocznym, wpływając na stabilizację boczną stawu kolanowego oraz przeciwdziałając bocznemu przesunięciu kości piszczelowej. Mięsień półbłoniasty łączy się ze ścięgnem skośnym tylnym, ścięgnem mięśnia podkolanowego, powięzią podkolanową i tylną torebką stawową, dzięki czemu ma on wpływ na stabilizację tylnej części stawu podkolanowego, przeciwdziałając nadmiernemu wyprostowi oraz przednim przesunięciom kości piszczelowej, w pozycji wyprostowanego stawu kolanowego [195, 196]. Oznacza to, że mięśnie smukły, półścięgnisty, półbłoniasty i krawiecki zabezpieczają staw kolanowy przed nadmiernym wyprostem oraz tworzą wspólnie silny stabilizator

przyśrodkowej strony stawu kolanowego. [166-169]. W płaszczyźnie poprzecznej szczególnie ważne są ich funkcje wyhamowujące ekscentrycznie wszelkie rotacje pojawiające się zarówno w obszarze stawu kolanowego, jak i całej kończyny dolnej podczas różnych aktywności, w tym również kontroli postawy [36].

Staw kolanowy, w trakcie stania i odzyskiwania równowagi, jest narażony na działanie sił skierowanych horyzontalnie. Z funkcją więzadła pobocznego bocznego ściśle wiąże się kompleks pasma biodrowo-piszczelowego, będącego zgrubiałą powięzią mięśnia pośladkowego wielkiego i średniego oraz naprężacza powięzi szerokiej [166, 172]. Pasma biodrowo-piszczelowe to obszerny przyczep ścięgnisty, którego rolą jest rozkładanie i absorbowanie obciążeń [36]. Za napięcie tego pasma odpowiada głównie mięsień naprężacz powięzi szerokiej, którego początek jest stale zrośnięty z mięśniem pośladkowym średnim, tj. znajduje się na bocznej stronie kolca biodrowego przedniego górnego i powięzi pośladkowej. Włókna biegną równolegle ku dołowi i lekko ku tyłowi, kończąc się na kłykcium bocznym piszczeli. W funkcji stabilizacyjnej stawu kolanowego napina on powięź szeroką uda w kierunku podłużnym, wzmacniając pionową postawę ciała [36]. Ogranicza także nadmierne ruchy boczne w stawie kolanowym, szczególnie gdy jest ono w lekkim zgięciu, co zapobiega koślawości i szpotawości. Naprężacz powięzi szerokiej pomaga również w rozkładzie sił działających na ten staw, odciążając więzadła kolanowe i mięśnie czworogłowe uda. Przyśrodkowa strona stawu kolanowego jest stabilizowana przez więzadło poboczne przyśrodkowe, które to jest wspomagane przez mięśnie: krawiecki, półścięgnisty i smukły [36, 170, 197-199].

2.3.4. Stopa i staw skokowy

Staw skokowy jest stabilizowany przez szereg struktur kostnych i więzadłowych. Z punktu widzenia stabilizacji mięśniowej, fizjologiczne toniczne napięcie jest obecne w mięśniach trójgłowych łydki oraz piszczelowych przednich. Ich wzmożona praca i aktywacja są również widoczne podczas występowania reakcji równoważnych [125, 200]. Mięsień piszczelowy przedni jest duży i rozpina się między górnym końcem kości piszczelowej, a powierzchnią podeszwową kości klinowatej przyśrodkowej oraz I kością śródstopia [104]. Odpowiada on za wyprost stawu skokowego, chociaż przy odpowiedniej

aktywacji może również pracować jako odwracacz lub nawracacz. Przy ustalonej stopie zbliża podudzie do grzbietu stopy lub ekscentrycznie hamuje odchylenie się ciała do tyłu (zgięcie stawu skokowego) [36, 201]. Mięsień trójgłowy składa się z mięśnia brzuchatego i płaszczkowatego. Ten pierwszy jest mięśniem dwustawowym i biegnie od powierzchni podkolanowej kości udowej oraz torebki stawowej stawu kolanowego do guza piętowego. Obie głowy mięśnia brzuchatego łydki łączą się ze sobą w płaszczyźnie przyśrodkowej goleni i przykrywają mięsień płaszczkowaty. Mięsień płaszczkowaty jest szeroki i długi, przyczepia się od powierzchni tylnej głowy kości strzałkowej do guza piętowego. Tworzy on blaszkę ścięgnistą, po której ślizga się mięsień brzuchaty. Ku dołowi zwęża się ona i nabiera grubości, przechodząc w silne ścięgno Achillesa [36, 104]. Mięsień trójgłowy łydki jest najsilniejszym zginaczem stawu skokowego, co umożliwia mu silne przyciskanie stopy do podłoża. Pozwala to na zachowanie równowagi i utrzymanie stabilnej, wyprostowanej postawy ciała poprzez aktywację podczas wychylenia ciała do przodu [202, 203]. Dodatkowo odwraca i przywodzi stopę, wspomaga zgięcie w stawie kolanowym, a także stabilizuje staw kolanowy w wyproście. Przednio-tylną stabilność stawu skokowego górnego zapewnia również siła ciężkości, utrzymująca docisk kości skokowej do dystalnej powierzchni stawowej piszczeli [36, 200, 204].

Stabilność stawu skokowego w kierunku bocznym jest warunkowana dokładnym dopasowaniem powierzchni stawowych oraz wydolnością struktur więzadłowych. Jednakże, podczas konieczności odzyskiwania równowagi oraz przenoszenia ciężaru ciała na boki, istotne jest również zaangażowanie mięśni piszczelowych tylnych oraz strzałkowych długich i krótkich [36]. Mięsień piszczelowy tylny ma rozległy wachlarzowaty przebieg, co sprzyja stabilizacji. Rozpoczyna się on na powierzchni tylnogórnej części błony międzykostnej i przylegających do niej częściach kości piszczelowej i kości strzałkowej, a kończy się w okolicy guzowatości kości łódkowatej i kości klinowatej przyśrodkowej [36, 104]. Jest on najsilniejszym mięśniem odwracającym i przywodzącym stopę, a także nieco słabszym zginaczem podszewnym, przez co wspomaga dociskanie stopy do podłoża i umożliwia odzyskiwanie równowagi w sytuacji wymuszonego nawrócenia stopy. Stanowi również istotną podporę poprzecznego sklepienia stopy, gdyż wraz z mięśniem strzałkowym krótkim uzupełnia strzemie ścięgniste [36, 205-207]. Mięsień strzałkowy długi leży powierzchownie po stronie bocznej goleni i rozpoczyna się na kłykcium bocznym kości piszczelowej i głowie

strzałki oraz na powięzi goleni. Dalej biegnie do kości klinowatej przyśrodkowej i guzowatości I kości śródstopia [104]. Jest on najsilniejszym mięśniem nawrotnym i odwodzącym stopę [36]. Mięsień strzałkowy krótki biegnie głębiej niż jego długi odpowiednik. Rozpoczyna się na powierzchni bocznej strzałki, a kończy na guzowatości V kości śródstopia [104]. W kontekście utrzymania równowagi obydwie mięśnie zabezpieczają nadmierne ruchy inwersyjne stop, które mogą wystąpić na niestabilnym podłożu lub w przypadku utraty równowagi. Współdziałając z mięśniem piszczelowym przednim zabezpieczają sklepienie stopy zapewniając jej prawidłową amortyzację podczas obciążania [36, 208, 209].

2.4. Fizjologia pracy wybranych mięśni kończyny dolnej w utrzymaniu równowagi w staniu jednonóż

W staniu jednonóż asymetryczny podpór sprawia, że tułów pochyla się w kierunku kończyny podporowej, ponieważ miednica po stronie kończyny wolnej nieco opada. Aby zrównoważyć skłon boczny odcinka lędźwiowego w piersiowym odcinku kręgosłupa pojawia się skłon boczny skierowany przeciwnie, tj. w stronę swobodnie zwieszanej kończyny dolnej. W wyniku tego linia barków pochyla się w stronę przeciwną niż miednica. Następnie, szyjny odcinek kręgosłupa, analogicznie do odcinka lędźwiowego, wykonuje kolejny skłon w stronę kończyny podporowej [133]. Badania elektromiograficzne pokazują, że w trakcie ruchu zgięcia tułowia mięśnie przykręgosłupowe odcinka piersiowego napinają się w pierwszej kolejności, po czym następuje aktywacja mięśni pośladkowych, grupy mięśni kulszowo-goleniowych oraz mięśnia trójgłowego łydki. W końcowej fazie ruchu kręgosłup jest stabilizowany biernie przez więzadła kręgosłupa przyczepiające się do miednicy, której przodopochylenie kontrolują dwustawowe mięśnie grupy tylnej uda [204]. Przy przenoszeniu ciężaru ciała na jedną kończynę dolną niezwykle ważna jest również stabilizacja stawu kolanowego w płaszczyźnie poprzecznej, za którą odpowiadają głównie więzadła poboczne i mięsień naprężacz powięzi szerokiej. W trakcie powrotu do pozycji neutralnej mięśnie są rekrutowane w odwrotnej kolejności, tj. najpierw mięśnie grupy tylnej uda, następnie pośladkowe, lędźwiowe i piersiowe oraz mięśnie przykręgosłupowe [133, 204].

W trakcie wychylenia tułowia ku przodowi podczas stania jednonóż pojawia się podobna aktywacja mięśniowa, co podczas wychylenia tułowia do przodu w pozycji dwunożnej. Takiemu wychylaniu przeciwstawia się napięcie mięśni tylnej części ciała, tj. trójgłowego łydki, kulszowo-goleniowych, pośladkowych, przykręgosłupowych odcinka lędźwiowo-piersiowego oraz mięśni podpotylicznych. W przypadku pozycji jednonóż, obserwuje się znacznie większe wychwiania do tyłu niż w przypadku pozycji stania obunóż. W takiej sytuacji aktywuje się przednia ściana mięśniowa tj. mięśnie brzucha, biodrowo-lędźwiowy, prosty uda, krawiecki, naprężacz powięzi szerokiej, piszczelowy przedni i strzałkowe [133].

Gdy miednica jest podpierana przez jedną kończynę dolną, stabilność poprzeczną zapewniają wyłącznie mięśnie odwodzące staw biodrowy po stronie kończyny podporowej [36]. Dzieje się tak, ponieważ ciężar ciała działający przez środek ciężkości, powoduje tendencję do przechylania miednicy w kierunku kończyny podporowej [177]. Z biomechanicznego punktu widzenia jest to dwustronna dźwignia, której punktem podparcia jest staw biodrowy. Ciężar ciała stanowi obciążenie przyłożone w środku ciężkości, a przeciwstawia mu się siła generowana przez mięsień pośladkowy średni, przyłożona do punktu znajdującego się na powierzchni pośladkowej talerza kości biodrowej i skierowana w stronę krętarza większego. Aby utrzymać miednicę w ustawieniu poziomym siła tego mięśnia musi równoważyć ciężar ciała. Jest to jednak utrudnione ze względu na siłowy charakter opisanej dźwigni. Z tego względu mięśnie pośladkowe średni i mały są silnie wspomagane przez napinacz powięzi szerokiej. Jeśli pojawi się niewydolność któregoś z wymienionych mięśni i ciężar ciała nie zostanie zrównoważony, miednica pochyli się w stronę im przeciwną pod kątem proporcjonalnym do stopnia niewydolności mięśniowej [36, 177, 182, 183]. Napinacz powięzi szerokiej utrzymuje stabilność nie tylko samej miednicy, ale także stawu kolanowego i pełni rolę aktywnego więzadła pobocznego bocznego [178]. Stabilizacja miednicy przez mięśnie pośladkowe średni, mały i napinacz powięzi szerokiej to podstawa prawidłowej pozycji równoważnej jednonóż [177].

3. Uzasadnienie wyboru projektu badawczego i cele pracy

Swoboda, z jaką człowiek utrzymuje równowagę w postawie stojącej sprawia wrażenie, że stabilność posturalna nie wymaga dużego wysiłku czy zaangażowania. Zaprezentowane powyżej treści pokazują, jak złożony jest to proces i jak wiele elementów składa się na prawidłową kontrolę posturalną. Złożoność procesu kontroli równowagi zauważa się dopiero w przypadku jej upośledzenia spowodowanego zmianami chorobowymi, urazami, zaburzeniami czy starzeniem się organizmu. Niestety, w dalszym ciągu precyzyjne określenie dokładnej przyczyny zaburzeń równowagi, w niektórych sytuacjach klinicznych, jest bardzo trudne. Literatura podaje ponad sto różnych przyczyn utraty równowagi i w dalszym ciągu pozostawia wiele pytań bez odpowiedzi wymagających dalszych badań [210]. Ze względu na złożoność tego procesu, kompleksowa ocena równowagi jest zadaniem niezwykle trudnym. Współczesne możliwości badawcze pozwalają na stosowanie skomplikowanych narzędzi pomiarowych, jednak w dalszym ciągu warunki testowania są selektywne względem różnych aspektów równowagi [37]. Obecnie istnieje potrzeba obiektywnej oceny stabilności nie tylko wśród osób starszych, ale również u ludzi, których aktywność zawodowa wymaga szczególnie sprawnego układu równowagi i orientacji przestrzennej. Do tej grupy należą między innymi sportowcy, piloci samolotów i osoby pracujące na wysokościach [16]. Z punktu widzenia pracy fizjoterapeutów szczególnie ważne jest pogłębianie wiedzy z zakresu zaburzeń równowagi wynikających ze słabej kontroli motorycznej, dysbalansu mięśniowego i zaburzeń propriocepcji. Dotyczy to nie tylko pracy z seniorami, ale również z młodymi pacjentami np. pourazowymi lub prowadzącymi siedzący tryb życia, u których osłabienie mięśniowe zaczyna wpływać na jakość życia, w tym na równowagę. Z tego względu rozbudowywanie wiedzy w obszarze korelacji pracy mięśni z równowagą wśród pacjentów w różnym wieku jest przedmiotem niniejszej pracy.

Kierunek badań naukowych dotyczących równowagi od lat koncentruje się na badaniu kontroli pozycji ciała w płaszczyźnie strzałkowej, co prawdopodobnie wynika z hipotezy, iż układ nerwowy jest znacznie bardziej zaangażowany właśnie w tej płaszczyźnie. Pod kątem biomechanicznym człowiek zachowuje się jak wahadło odwrócone z osią obrotu w stawach skokowych, gdzie momenty siły działających na ciało

(siła ciężkości i siła mięśniowa) nie zawsze się równoważą [211]. Stąd nieprawidłowa kontrola mięśniowa w tej płaszczyźnie daje dodatnią korelację z zaburzeniami równowagi. Liczne badania naukowe pokazują, że rola mięśni zginaczy i prostowników kończyn dolnych jest istotna w utrzymywaniu równowagi w płaszczyźnie strzałkowej. W płaszczyźnie czołowej kontrola pozycji ciała człowieka cechuje się znacznie większą stabilnością, zapewnioną przez dwunożne podparcie [28, 212, 213]. Badania jednak pokazują, że z wiekiem istotnie zwiększa się zakres wychwiał w płaszczyźnie czołowej [28, 214], co może wskazywać na istotny udział zaburzeń stabilizacji w tej płaszczyźnie na ogólną równowagę ciała człowieka. Baloh i wsp. stwierdzili, że pomiary w płaszczyźnie czołowej są lepszym wskaźnikiem zaburzeń równowagi, niż w płaszczyźnie strzałkowej [215]. Wszelkie odchylenia ciała od pionu sygnalizowane są jako zmiany napięcia i długości mięśni, zmiany ustawienia kąтового stawów oraz rozkładu siły nacisku na powierzchni stóp. Wcześniejsze badania klinicystów wykazują znaczny związek między kontrolą postawy a siłą kończyn dolnych niektórych grup mięśniowych (zginaczy oraz prostowników stawu skokowego i kolanowego) [200, 216]. W ostatnich latach pojawiają się również badania dotyczące korelacji siły mięśni odpowiedzialnych za inwersję i ewersję stawu skokowego z kontrolą postawy dwunożnej u osób w różnym wieku [217]. Szczegółowo opisana fizjologia i czynność poszczególnych mięśni tułowia i kończyn dolnych wskazuje, że mięśnie odwodzące staw biodrowy i stabilizujące miednicę mogą istotnie wpływać na utrzymanie równowagi przez człowieka. Jednocześnie badania naukowe pokazują, że osłabienie siły mięśniowej jest najczęstszym czynnikiem ryzyka upadku u osób starszych [13, 14, 67]. Literatura nie daje jednak wystarczająco obszernej odpowiedzi na pytanie, jakie jest znaczenie poszczególnych mięśni odpowiedzialnych za stabilizację miednicy i pracę kończyn dolnych w płaszczyźnie czołowej, w tym mięśnia pośladkowego średniego oraz pozostałych odwodzicieli stawu biodrowego, w utrzymaniu równowagi przez człowieka [218].

Niniejsze badania miały na celu określenie zależności pomiędzy aktywnością mięśni odwodzących staw biodrowy, ocenianymi w warunkach izometrycznych i izokinetycznych u osób zdrowych, a możliwością utrzymania równowagi w warunkach statycznych. Jako szczegółowe cele badawcze wyznaczono:

- analizę związku pomiędzy siłą mięśni odwodzących staw biodrowy, mierzoną w warunkach izometrycznych i izokinetycznych, a zdolnością utrzymania równowagi statycznej u osób zdrowych;
- analizę związku pomiędzy wybranymi parametrami czasowymi mięśni odwodzących staw biodrowy, ocenianymi w warunkach izometrycznych i izokinetycznych, a zdolnością utrzymania równowagi statycznej u osób zdrowych;
- analizę wpływu wybranych parametrów siłowych i czasowych na wartość współczynnika stabilności w różnych warunkach (oczy otwarte, oczy zamknięte, podłoże stabilne, podłoże niestabilne);
- próbę określenia, na podstawie wyników uzyskanych w badanej grupie osób zdrowych, wskazówek do dalszych badań oraz postępowania w warunkach klinicznych u pacjentów z dysfunkcjami.

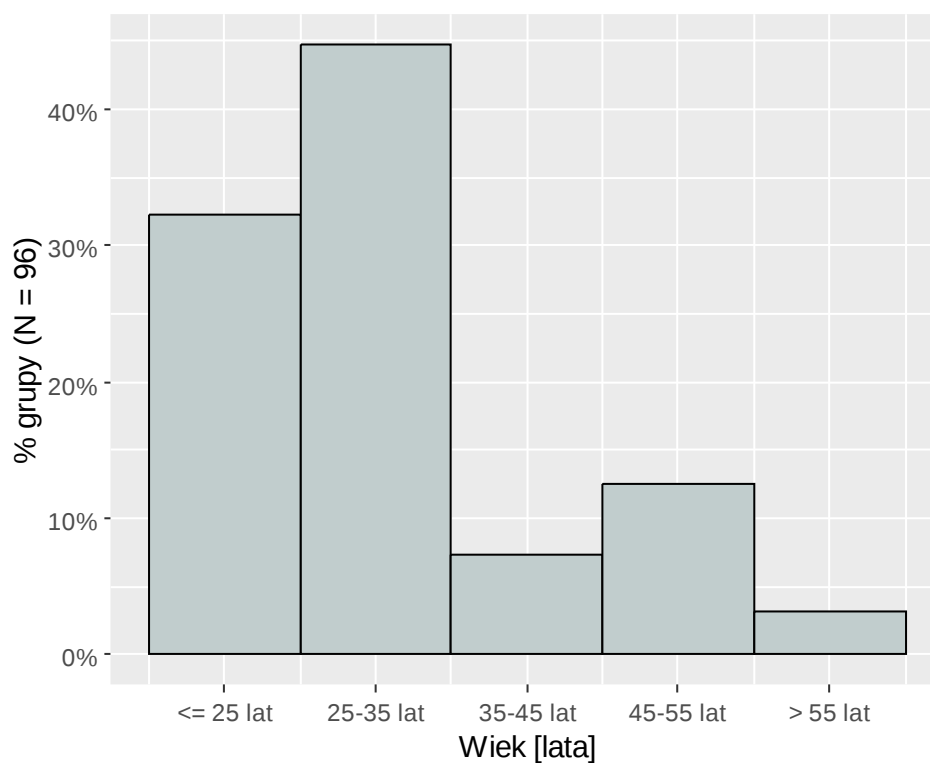
4. Materiał i metody

4.1. Materiał

W badaniu wzięły udział wyłącznie osoby zdrowe. Grupę badaną stanowili studenci, głównie kierunku Fizjoterapia, pracownicy WUM oraz inne osoby chętne do wzięcia udziału w badaniu. Kwalifikacja do badania odbywała się na podstawie kwestionariusza wypełnianego przez osobę badaną (Załącznik 1). Podstawowym kryterium włączenia do badania była zgoda na wykonanie badania (Załącznik 2) oraz brak przeciwwskazań do wykonania pomiarów siły w warunkach izokinetycznych i izometrycznych. Z badania zostały wykluczone osoby, u których stwierdzono występowanie przynajmniej jednego z podanych niżej kryteriów wykluczających:

- dolegliwości bólowe odcinka lędźwiowego, stawów krzyżowo-biodrowych lub stawów kończyn dolnych,
- duża bolesność mięśni o różnej etiologii,
- świeże urazy stawu biodrowego, kolanowego lub skokowego - do 6 miesięcy od urazu,
- urazy powyżej 6 miesięcy, które aktualnie zaburzają funkcje kończyn dolnych,
- aktualnie aktywne (bolesne) procesy zwyrodnieniowe w obrębie kończyn dolnych i/lub kręgosłupa,
- zaburzenia równowagi pochodzenia neurologicznego lub przedsionkowego (np. zaburzenia słuchu oraz przebyte stany zapalne ucha środkowego),
- występowanie chorób współistniejących, mogących w istotnym stopniu wpływać na zaburzenia ze strony układu ruchu (choroby neurologiczne, zaawansowane choroby kardiologiczne oraz reumatologiczne);
- zaburzenia integracji sensorycznej (np. choroba lokomocyjna, niechęć do chodzenia po nierównym podłożu z uwagi na zachwiania równowagi, nadmierne zwracanie uwagi na dźwięki w tle, unikanie jazdy windą);
- brak wyrażenia zgody na badanie.

Analizowana grupa składała się z 96 osób, w tym 59 kobiet (61,5%) i 37 mężczyzn (38,5%). Średnia wieku wynosiła $31,19 \pm 11,01$ lat. Najmłodsza osoba miała 19 lat, a najstarsza 59 lat. Rozkład wieku został przedstawiony na Rycinie 5. Wartości analizowanych parametrów antropometrycznych zostały zaprezentowane w Tabeli 1, ze szczegółowym zobrazowaniem rozkładu BMI w badanej grupie na Rycinie 6.

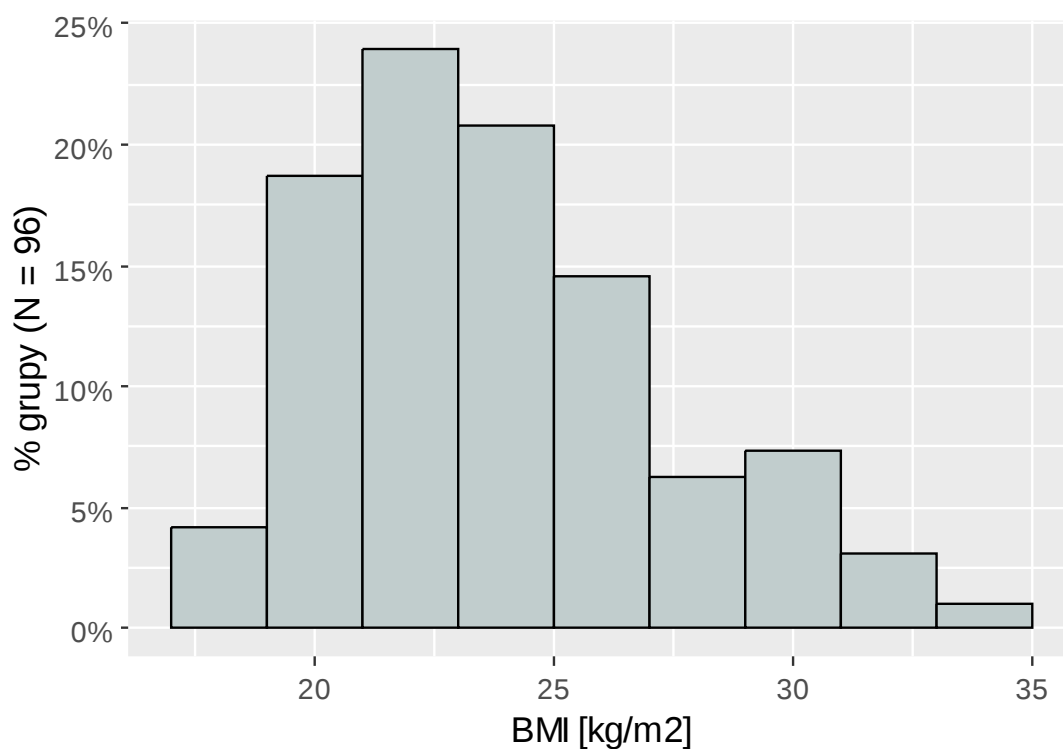


Ryc. 5. Rozkład wieku w badanej grupie

Tab. 1. Parametry antropometryczne grupy badanej.

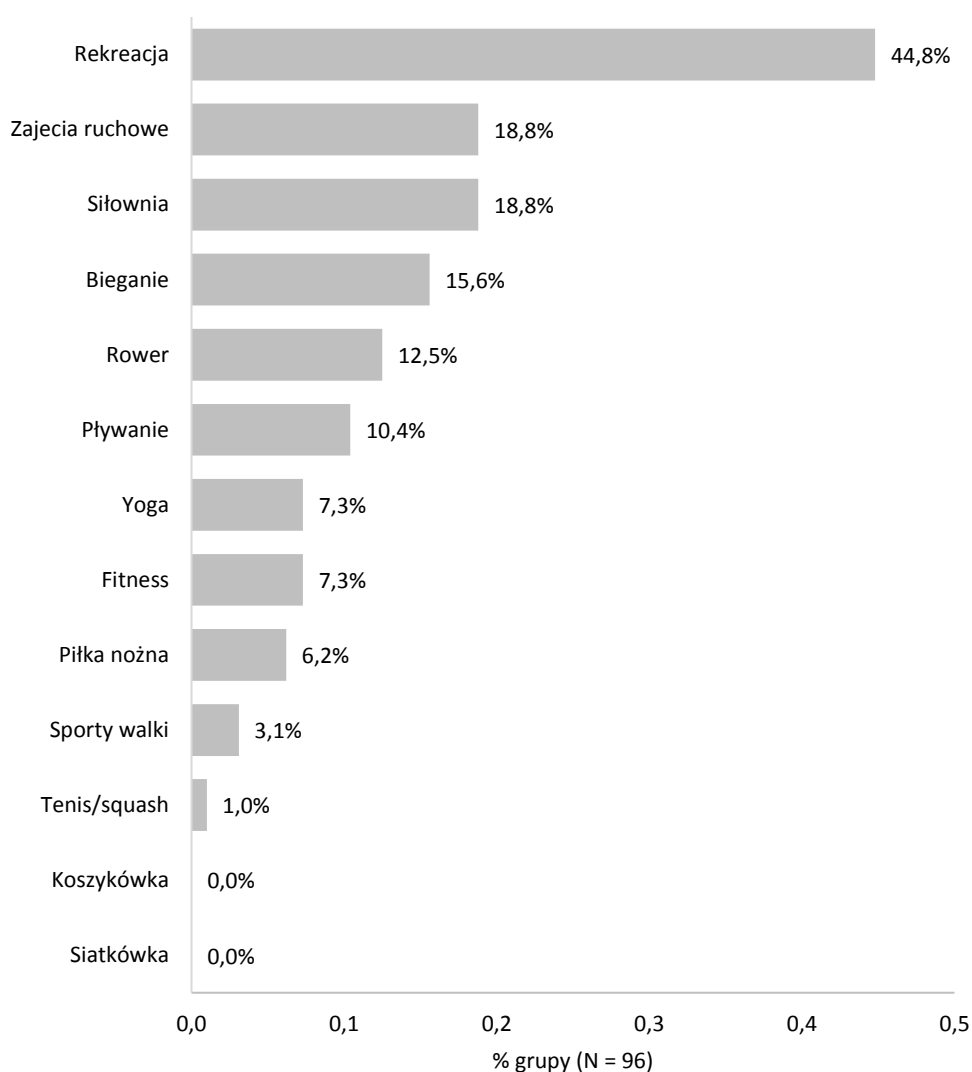
Zmienna	n (% grupy) / średnia $\pm$ SD
Wiek [lata]	31,19 $\pm$ 11,01
Wzrost [cm]	171,60 $\pm$ 9,97
Masa ciała [kg]	70,53 $\pm$ 14,10
BMI [kg/m ²]	23,83 $\pm$ 3,54
BMI - kategorie	
Niedowaga	1 (1,0%)
Wartość prawidłowa	64 (66,7%)
Nadwaga	25 (26,0%)
Otyłość I stopnia	6 (6,3%)
Kończyna dolna dominująca	
Prawa	88 (91,7%)
Lewa	8 (8,3%)

SD - odchylenie standardowe



Ryc. 6. Rozkład BMI w badanej grupie

Określono częstotliwość aktywności ruchowej i średnio było to $2,65 \pm 1,47$ razy na tydzień. Uczestnicy mieli możliwość wielokrotnego wyboru odpowiedzi dotyczących podejmowanych aktywności ruchowych. W grupie znalazły się również osoby, które nie podejmowały żadnej dodatkowej aktywności ruchowej. Podsumowanie rodzajów aktywności ruchowej zostało zobrazowane na Rycinie 7. Większość osób rozpoczynało trening od rozgrzewki (74,0%). Urazu w obrębie stawu biodrowego, kolanowego lub skokowego doświadczyło 27,1%, a pięcioro badanych przeżyło operację w obrębie stawu biodrowego, kolanowego lub skokowego, co najmniej 3 lata przed wykonywaniem badania.



Ryc. 7. Rodzaje aktywności uprawianych wśród badanych osób - uszeregowane od najbardziej do najmniej popularnej.

4.2. Metody pomiarowe

4.2.1. Procedura badania

Badania odbyły się w Laboratorium Analizy Ruchu Zakładu Podstaw Fizjoterapii Wydziału Lekarsko-Stomatologicznego Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego w warunkach ciszy, bez osób postronnych oraz innych czynników wpływających na wynik badania. Składało się ono z czterech części. Przed przystąpieniem do badania każda z osób została zapoznana z procedurą badania oraz wyraziła pisemną zgodę na udział w nim. „Informacja dla pacjenta” oraz „Świadoma zgoda na udział w badaniu” przygotowane zostały w oparciu o wytyczne Komisji Bioetycznej przy Warszawskim Uniwersytecie i stanowią one załączniki do niniejszej pracy (Załącznik 2 i 3). Następnie każdy badany wypełniał ankietę mającą na celu zakwalifikowanie pacjenta do badania (Załącznik 1). Dodatkowo każdy pacjent został poproszony o wypełnienie kwestionariusza Waterloo w celu określenia dominującej kończyny dolnej (Załącznik 4) [219]. W dalszej części wykonano ocenę równowagi za pomocą platformy BIODEX Balance System (Biodex, U.S.A.). Ostatnia część badania została poprzedzona 10 minutową rozgrzewką jednorodną dla wszystkich badanych. Po niej wykonano badanie izokinetyczne i izometryczne odwodźcicieli stawu biodrowego, przeprowadzone za pomocą systemu Humac Norm (CSMi, Inc., U.S.A.). Zarówno wyniki badania równowagi, jak i pomiaru siły zostały omówione z każdym pacjentem po zakończeniu badania.

4.2.2. Ankieta

Pytania zawarte w kwestionariuszu miały za zadanie dostarczyć informacji na temat podstawowych danych antropometrycznych. Ponadto, osoby badane odpowiadały na pytania związane z aktywnością fizyczną (uprawiane dyscypliny sportowe oraz ich poziom-amatorski/wyczynowy), oraz dotyczące przebytych urazów kończyn dolnych, dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego, stawów krzyżowo-biodrowych i kończyn dolnych oraz istnienie kryteriów wykluczających daną osobę z badania, opisanych powyżej. Wzór kwestionariusza znajduje się w Załączniku 1. Po wypełnieniu przez pacjenta ankiety

następowała analiza udzielonych odpowiedzi celem zakwalifikowania pacjenta do badania lub wyłączeniem danego pacjenta z grupy badanej.

4.2.3. Kwestionariusz Waterloo

W celu określenia dominacji kończyny dolnej pacjenci byli poproszeni o wykonanie zadań z kwestionariusza Waterloo Footedness Questionnaire - Revised, w wersji zmodyfikowanej [220] i samodzielnie przetłumaczonej na język polski (Załącznik 4). Zmodyfikowana wersja kwestionariusza umożliwia nie tylko wyobrażanie sobie zadań zawartych w pytaniach ale rzeczywiste ich wykonanie co według van Melick i wsp. daje bardziej wiarygodne wyniki [220]. Interpretacja zmodyfikowanego kwestionariusza WFQ-R polegała na nadaniu wartości 0-1 odpowiedziom na 12 z 13 pytań. Pytanie o dominację kończyny górnej zostało potraktowane jako pytanie dodatkowe. Odpowiedź LEWA otrzymywała wartość 0, a odpowiedź PRAWA wartość 1. W ten sposób badany mógł uzyskać wynik w przedziale 0-12. Wynik w przedziale 0-4 wskazywał na dominację lewej kończyny dolnej, w przedziale 5-7 na dominację nieustaloną, a w przedziale 8-12 na dominację prawej kończyny dolnej. Kwestionariusz uwzględnia pytania oceniające zarówno dominację kończyny prowadzącej ruch, jak i podporowej. Pytania 1-4, 6 i 8 oceniają dobrowolną (mobilizującą) kontrolę motoryczną, np. kopanie piłki, zdeptanie stopa jakiegoś przedmiotu, natomiast pytania 5, 7, 9-12 dotyczą funkcji wspierającej i podporowej. Pytania włączenia/wyłączenia stanowiły uzupełnienie pytań z autorskiego kwestionariusza i dodatkowo weryfikowały dopuszczanie pacjenta do badania [220, 221]

4.2.4. Ocena równowagi

Ocena równowagi została przeprowadzona na platformie posturograficznej Biodex Balance System (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY, U.S.A.), która pozwala na badanie w warunkach stabilnych oraz niestabilnych poprzez zastosowanie wychyleń w osi przednio-tylnej i przyśrodkowo-bocznej (Ryc. 8)[222, 223].



Ryc. 8. Platforma posturograficzna Biodex Balance System - (rycina własna).

Protokół badania równowagi obejmował trzy następujące po sobie testy: M-CTSIB (Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance) oceniający wpływ zmysłów na kontrolę postawy, test PST- BI (Postural Stability Test - bilateral) oceniający stabilność postawy podczas stania jedno nogą oraz test PST (Postural Stability Test) oceniający stabilność postawy w staniu obunóż. Wszystkie testy zostały przeprowadzone bez obuwia i skarpetek. Przerwy między poszczególnymi testami wynosiły 60 sekund.

W teście M-CTSIB pacjenci stali obunóż na platformie w 4 wariantach:

- z oczami otwartymi na twardej powierzchni,
- z oczami zamkniętymi na twardej powierzchni,
- z oczami otwartymi na powierzchni piankowej (niestabilnej)
- z oczami zamkniętymi na powierzchni piankowej.

Podczas każdej z prób pacjent miał za zadanie utrzymać pozycję pionową przez 30 sekund, ze stopami ustawionymi w pozycji neutralnej (komfortowej), ramionami wzdłuż tułowia i głową skierowaną przed siebie. W teście tym został oceniony współczynnik stabilności (ST) będący średnią pozycją odchylenia od środka oraz współczynnik wychyleń (SW), który stanowi odchylenie standardowe indeksu stabilności i prezentuje ruch. Im wyższa wartość obu wskaźników tym bardziej niestabilna pozycja osoby badanej [224]. Przerwy pomiędzy próbami wynosiły 10 sekund.

Następnie wykonano test stabilności postawy w staniu jednonóż (PST-BI), na stabilnym podłożu z oczami otwartymi i zamkniętymi oraz na powierzchni pianki z oczami otwartymi. Pacjent był proszony o utrzymanie pozycji jednonóż (kończyna nieobciążona zgięta w stawie kolanowym do 90 stopni) przez 30 sekund z ramionami ustawionymi wzdłuż tułowia i głową skierowaną przed siebie. Dla każdego warunków przeprowadzono po 1 próbie. Pacjent podczas testu mógł poruszać kończynami górnymi w celu odzyskania równowagi. Test przerywano w momencie, gdy pacjent musiał złapać się barierki lub dotknął podłoża stopą kończyny przeciwnej [224]. Przerwy pomiędzy próbami wynosiły ok. 20 sekund.

Jako ostatni przeprowadzono test stabilności postawy (PST), który w odróżnieniu od pozostałych testów równoważnych był wykonany na ruchomym podłożu. W niniejszym badaniu wykorzystano ruchomość platformy w przedziale od 8 do 2. Pacjent miał za zadanie utrzymać pozycję stojącą obunóż przez 20 sekund, w 3 próbach z oczami otwartymi i 3 próbach z oczami zamkniętymi. Stopy pacjenta były ustawione w pozycji neutralnej (komfortowej), ramiona wzdłuż tułowia, głowa skierowana przed siebie. Przerwy pomiędzy próbami wynosiły 10 sekund.

W teście PST - BI oraz PST oceniono: wskaźnik stabilności przednio - tylnej (AP) prezentujący wahania od poziomu wokół osi przednio-tylnej, wskaźnik stabilności środkowo-bocznej (ML) pokazujący wahania od poziomu w płaszczyźnie strzałkowej oraz ogólny wskaźnik stabilności (overall/Ov), który pokazuje wahania od poziomu we wszystkich kierunkach) [224].

4.2.5. Pomiary siły mięśniowej

Ocena siły mięśniowej została wykonana przy pomocy aparatu Humac Norm (CSMi, Inc., Natick, MA, U.S.A.), który składa się z dynamometru aktywnego, kompletu przystawek do badania poszczególnych stawów, komputera z oprogramowaniem oraz fotela (Ryc. 9). Dane zgromadzono z wykorzystaniem oprogramowania HUMAC2015 Software.



Ryc. 9. Urządzenie Humac Norm (rycina własna).

Procedura badania izokinetycznego rozpoczynała się od 10 minutowej rozgrzewki, jednorodnej dla wszystkich badanych. Składała się ona z ćwiczeń mających na celu podniesienie temperatury mięśni (bieganie, rower stacjonarny) oraz zawierała elementy rozciągania dynamicznego. Następnie pacjent przyjmował pozycję leżenia na dowolnym boku (test był wykonywany obustronnie w losowej kolejności). Ułożenie ciała pacjenta, jego stabilizacja jak również ustawienia dynamometru i fotela były zgodne z zaleceniami

producenta, w których oś dynamometru jest zgodna z osią ruchu w stawie biodrowym widocznymi na Rycinie 10 [225].



Ryc. 10. Ułożenie osoby badanej w pozycji wyjściowej do wykonania pomiarów (rycina własna).

Następnie każdy pacjent był testowany według ściśle określonego i wprowadzonego do systemu protokołu. Pomiary były wykonane według schematu „praca koncentryczna-praca ekscentryczna” dla mięśni odwodzicieli stawu biodrowego. Oznaczało to, że zadaniem pacjenta było odpychanie ramienia dynamometru w kierunku odwiedzenia (praca koncentryczna mięśni odwodzących staw biodrowy), oraz przeciwstawianie się sile ramienia dynamometru spychającego do przywiedzenia (praca ekscentryczna mięśni odwodzących staw biodrowy). Ruch odbywał się w maksymalnym zakresie dostępnym dla danej osoby, ale nie większym niż 5° przywiedzenia i 35° odwiedzenia. Przed rozpoczęciem badania instruowano, o konieczności wykonywania ruchów z maksymalną prędkością i siłą dla

uzyskania obiektywnego wyniku. Do testowania wybrano 2 prędkości kątowe 60°/s oraz 180°/s. Przy prędkości 60°/s pacjent wykonywał 1 powtórzenie próbne i 5 powtórzeń testowych, natomiast przy 180°/s - 2 powtórzenia próbne i 10 powtórzeń testowych. Takie wartości prędkości kątowych zostały wybrane w oparciu o dostępną literaturę i ukierunkowanie na testowanie maksymalnej siły (60°/s) oraz na testowanie wytrzymałości (180°/s). Przerwa pomiędzy powtórzeniami próbnymi a testowymi wynosiła 30 sekund, a przerwa pomiędzy testami z różną prędkością 60 sekund. W badaniu zastosowano korekcję grawitacyjną, która jest standaryzacją mającą na celu zniwelowanie wpływu grawitacji na wynik badania [225-227]. Raporty pobrano dla średniej ze wszystkich powtórzeń, a nie dla najlepszego powtórzenia, ponieważ z punktu widzenia utrzymania równowagi bardziej istotna wydaje się być uśredniona wartość powyższych parametrów, niż maksymalne wartości, które pacjent jest w stanie wygenerować w jednym z powtórzeń [225-227]. Oceniono następujące parametry siłowe (które zostały również odniesione do masy ciała badanego (BW)):

- Maksymalny moment siły (*ang. peak torque*) [Nm] - określa wartość najwyższego momentu siły mięśni w danej próbie
- Praca na powtórzenie (*ang. work per repetition*) [Nm] - pokazuje pracę wykonaną w każdym powtórzeniu
- Średnia moc mięśnia (*ang. average power per repetition*) [W] - mówi o ilości pracy całkowitej wykonanej w czasie trwania tej pracy; pokazuje intensywność pracy mięśni w czasie danej próby; istotna przy ocenie zmęczenia mięśnia np. podczas testu wytrzymałościowego

oraz czasowe:

- czas potrzebny do osiągnięcia maksymalnego momentu siły (*ang. time to peak torque*) [s] - pokazuje zdolność szybkiego wytwarzania siły; wykorzystany do określenia siły maksymalnej
- czas zaniku siły (*ang. force decay time*) [s] - wskazuje czas od końca szczytowego momentu siły do końca ruchu; pokazuje rzeczywisty potencjał wytrzymałościowy włókien mięśniowych
- czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu (*ang. reciprocal delay*) [s] - ocenia zdolność do szybkiej zmiany kierunku ruchu [226-228]

Drugą część oceny siły stanowiła ocena parametrów siły odwodzicieli stawu biodrowego w warunkach izometrycznych, również przy pomocy systemu Humac Norm. Była ona poprzedzona 2 minutową przerwą, którą stanowiła pozycja spoczynkowa. Podczas pomiaru osoba badana znajdowała się w takiej samej pozycji wyjściowej jak podczas pomiaru izokinetycznego. Również ustawienie fotela i dynamometru pozostało bez zmian. Kończyna badana podczas testowania znajdowała się w pozycji neutralnej w płaszczyznach czołowej, strzałkowej i rotacyjnej. Zadaniem osoby badanej było wykonanie jednego próbnego i trzech właściwych powtórzeń pomiaru siły w kierunku odwodzenia w warunkach skurczu izometrycznego. Czas trwania każdego powtórzenia wynosił 5 sekund, a przerwa pomiędzy powtórzeniami 30 sekund [226-228]. Oceniono następujące parametry siłowe (które zostały również odniesione do masy ciała badanego (BW)):

- Maksymalny moment siły (*ang. peak torque*) [Nm]
- Średni moment siły (*ang. average torque*) [Nm] - pokazuje średnią wartość momentu siły mierzona podczas skurczu izometrycznego, odzwierciedla wielkość wykonanej pracy
- Nachylenie szczytowego momentu siły (*ang. peak torque slope*) [Nm/s] - pokazuje rzeczywisty potencjał wytrzymałościowy włókien mięśniowych

oraz parametry czasowe:

- czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły (*ang. time to half peak torque*) [s] - pokazuje czas od początku rozwoju momentu siły do punktu, w którym moment obrotowy stanowi połowę momentu szczytowego; odzwierciedla wytrzymałość izometryczną
- czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły (*ang. time peak torque*) [s] - pozwala ocenić zdolność do szybkiego wytwarzania siły [226-228].

4.3. Zgoda komisji bioetycznej

Protokół badania uzyskał pozytywną opinię Komisji Bioetycznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego nr KB/217/2020 z dnia 22.07.2020 roku. Kopia zgody Komisji Bioetycznej znajduje się w Załączniku 5. Badania zostały przeprowadzone zgodnie z etycznymi zasadami prowadzenia badań medycznych z udziałem ludzi, określonymi na podstawie Deklaracji Helsińskiej Światowego Stowarzyszenia Lekarzy (WMA).

4.4. Analiza statystyczna

Analiza statystyczna została wykonana przy użyciu oprogramowania statystycznego R (R Core Team 2021). R: Language and environment for statistical computing by R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, version 4.1.2). Parametry nominalne zostały przedstawione za pomocą liczby obserwacji i % udziału w grupie [229]. Dane interwałowe o charakterze ciągłym w tym parametry równowagi oraz parametry siłowe i czasowe, zostały podsumowane za pomocą podstawowych statystyk opisowych (miar tendencji centralnej: średniej i mediany oraz miar rozrzutu: odchylenia standardowego, kwartyli pierwszego i trzeciego, wartości minimalnej i maksymalnej) [229, 230]. Zgodność rozkładów analizowanych parametrów z rozkładem normalnym była badana przy pomocy testu Shapiro-Wilka i dodatkowo weryfikowana przy użyciu współczynnika skośności i kurtozy. Jeśli wynik testu Shapiro-Wilka wskazywał na zbieżność zmiennej z rozkładem normalnym ($p > 0,05$), to uznawano ją za zbieżną z rozkładem normalnym. Jeśli wynik testu Shapiro-Wilka nie potwierdzał zbieżności z rozkładem normalnym ($p < 0,05$), przeprowadzano dodatkową weryfikację. W takiej sytuacji potwierdzano zbieżność z rozkładem normalnym, gdy jednocześnie zachodziły dwa następujące warunki:

1. współczynnik skośności wynosił od -1,00 do 1,00, czyli świadczył o symetryczności rozkładu
2. kurtoza wynosiła od 2,00 do 4,00, czyli świadczyła o stopniu spłaszczenia rozkładu zbliżonym do rozkładu normalnego (w przypadku rozkładu normalnego kurtoza jest równa 3,00).

Relacje między każdym z parametrów równowagi a każdym z parametrów siłowych i czasowych były analizowane przy pomocy korelacji Spearmana. Przy użyciu dwuetapowej analizy regresji liniowej oceniano wpływ poszczególnych zmiennych na wybrany parametr równowagi. W pierwszym etapie dla każdej zmiennej niezależnej przygotowano jednoczynnikowe modele regresji liniowej. W drugim kroku zbudowano wieloczynnikowy model regresji liniowej. Do modelu wieloczynnikowego włączono zmienne, które zostały dobrane za pomocą procedury wstecznej selekcji krokowej, przy założeniu ich istotnego wyniku w jednoczynnikowym modelu regresji. Ponadto, wykluczono takie zmienne, które charakteryzowały się wysokim stopniem współliniowości, czyli których wskaźnik VIF (*ang. variance inflation factor*) był wyższy niż 10. Dopasowanie modelu wieloczynnikowego zostało sprawdzone przy użyciu wskaźników R^2 i skorygowanego R^2 . Wyniki uznawano za istotne dla $p < 0,05$.

5. Wyniki

5.1. Analiza normalności rozkładu danych antropometrycznych

W Tabeli 2 podano parametry, które służyły do oceny zbieżności zmiennych numerycznych z rozkładem normalnym. Ostateczną decyzję o uznaniu ich rozkładów za zbieżne z rozkładem normalnym podjęto na podstawie zarówno testu Shapiro-Wilka, jak i współczynnika skośności oraz kurtozy.

Tab. 2. Zbieżność zmiennych numerycznych, charakteryzujących grupę badaną, z rozkładem normalnym.

Zimina	W	p	S	K	Normalność
Wiek [lata]	0,84	< 0,001	1,10	3,08	Nie
Wzrost [cm]	0,96	0,011	0,60	3,22	Tak
Masa ciała [kg]	0,95	0,002	0,78	3,52	Tak
BMI [kg/m ²]	0,96	0,003	0,65	2,79	Tak
Częstotliwość aktywności ruchowej [liczba/ tydz.]	0,93	< 0,001	0,51	3,51	Tak

W - statystyka testowa testu Shapiro-Wilka, p - wartość p w teście Shapiro-Wilka, S - współczynnik skośności, K - kurtoza.

5.2. Ocena równowagi

5.2.1. Zmodyfikowany test kliniczny interakcji sensorycznej w równowadze (CTSIB)

Najniższą wartością w zakresie indeksu wychyleń (SW) charakteryzowały się pomiary uzyskane przy oczach otwartych i stabilnym podłożu (średnia $0,68 \pm 0,31$), niewiele wyższe wyniki zostały zanotowane w przypadku oczu zamkniętych i również stabilnego podłoża ($0,89 \pm 0,31$). Wyższe wartości odnotowano, gdy pomiary zostały wykonane na podłożu niestabilnym. Przy oczach otwartych było to $1,13 \pm 0,29$, natomiast przy oczach zamkniętych i niestabilnym podłożu indeks wychyleń przyjmował wartości najwyższe ($2,61 \pm 0,51$).

Dla indeksu stabilności (ST) obserwowano te same zależności między warunkami pomiarów a wartościami indeksu co w przypadku SW, przy czym średnie wartości indeksów

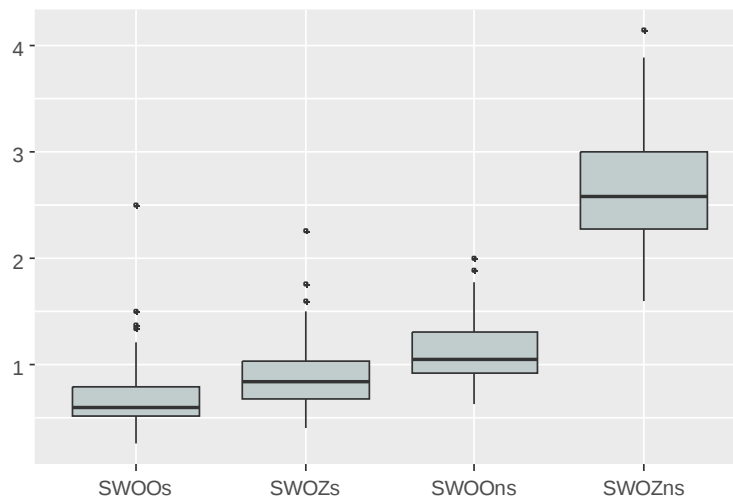
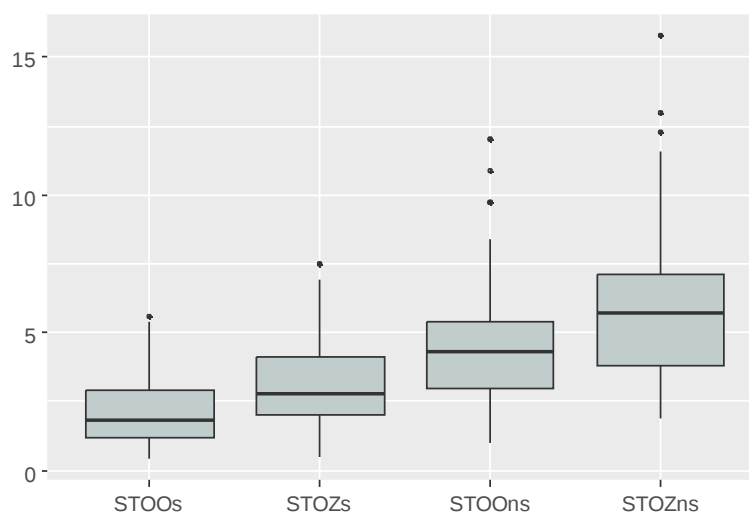
przy odpowiadających sobie warunkach pomiarów były wyższe w przypadku ST. Najniższy ST osiągnięto przy oczach otwartych i stabilnym podłożu ($2,12 \pm 1,18$). Wyższe wyniki zostały zanotowane w przypadku oczu zamkniętych i również stabilnego podłoża ($3,11 \pm 1,61$), a jeszcze wyższe wartości odnotowano, gdy pomiary zostały wykonane przy podłożu niestabilnym. Przy oczach otwartych było to $4,63 \pm 2,39$, natomiast przy oczach zamkniętych i niestabilnym podłożu ST przyjmował wartości najwyższe ($5,92 \pm 2,69$).

Szczegółowe wyniki przedstawia Tabela 3, a wyniki zbieżności SW oraz ST z rozkładem normalnym znajdują się w Załączniku 6 (Tab.17). Wartości indeksu wychyleń i stabilności w różnych warunkach pomiarów zostały przedstawione na Rycinie 11.

Tab. 3. Podsumowanie statystyk opisowych dla SW i ST.

Zmienna	Średnia $\pm$ SD	Mediana (IQR)	Zakres
Indeks wychyleń (SW)			
Oczy otwarte, stabilne podłoże (SWOOs)	$0,68 \pm 0,31$	0,60 (0,52;0,80)	0,26 - 2,50
Oczy zamknięte, stabilne podłoże (SWOZs)	$0,89 \pm 0,31$	0,84 (0,68;1,03)	0,41 - 2,25
Oczy otwarte, niestabilne podłoże (SWOOns)*	$1,13 \pm 0,29$	1,06 (0,93;1,31)	0,64 - 2,00
Oczy zamknięte, niestabilne podłoże (SWOZns)*	$2,61 \pm 0,51$	2,58 (2,27;2,99)	1,60 - 4,14
Indeks stabilności (ST)			
Oczy otwarte, stabilne podłoże (STOOs)*	$2,12 \pm 1,18$	1,85 (1,20;2,90)	0,40 - 5,60
Oczy zamknięte, stabilne podłoże (STOZs)*	$3,11 \pm 1,61$	2,80 (2,00;4,10)	0,50 - 7,50
Oczy otwarte, niestabilne podłoże (STOOns)	$4,63 \pm 2,39$	4,30 (2,98;5,40)	1,00 - 12,00
Oczy zamknięte, niestabilne podłoże (STOZns)	$5,92 \pm 2,69$	5,70 (3,80;7,12)	1,90 - 15,80

SD - odchylenie standardowe, IQR - przedział międzykwartylowy, * - zmienna o rozkładzie zbliżonym do normalnego

A**B**

Ryc. 11. Rozkład indeksu wychyleń (A) i stabilności (B).

(OO - oczy otwarte, OZ - oczy zamknięte, s - stabilne podłoże, ns - niestabilne podłoże); (linia - mediana; pudełko - kwartyły, wąsy - min./maks., kropki – odstające).

5.2.2. Test stabilności postawy obunóż (PST)

Parametry równowagi mierzone w tym teście obejmowały sumaryczny wskaźnik wychyleń (Ov), wskaźnik wychyleń przód tył (AP) i wskaźnik wychyleń na boki (ML). Każdy z nich został zweryfikowany w warunkach z otwartymi i zamkniętymi oczami. We wszystkich trzech przypadkach oczy zamknięte łączyły się z wyższym poziomem indeksu.

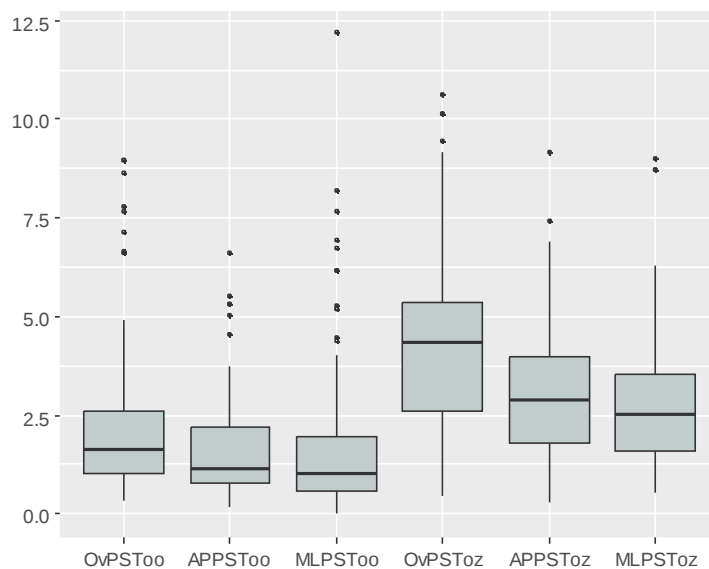
Podsumowanie statystyk charakteryzujących rozkład parametrów równowagi otrzymanych w wyniku testu stabilności postawy obunóż przedstawiono w tabeli 4, a wyniki

zbieżności z rozkładem normalnym parametrów równowagi w teście PST przedstawiono w Załączniku 6 (Tab. 18) Rozkład parametrów równowagi otrzymanych w teście stabilności postawy obunóż został przedstawiony na Rycinie 12.

Tab. 4. Podsumowanie statystyk opisowych dla parametrów równowagi otrzymanych w teście stabilności postawy obunóż.

Zmienna	Średnia $\pm$ SD	Mediana (IQR)	Zakres
Wskaźnik wychyleń OV			
Oczy otwarte (OvPSToo)	2,22 $\pm$ 1,94	1,64 (1,01;2,61)	0,34 - 8,97
Oczy zamknięte (OvPSToz)*	4,27 $\pm$ 2,34	4,33 (2,62;5,35)	0,47 - 10,61
Wskaźnik wychyleń AP			
Oczy otwarte (APPSToo)	1,63 $\pm$ 1,29	1,14 (0,77;2,19)	0,17 - 6,63
Oczy zamknięte (APPSToz)*	3,06 $\pm$ 1,76	2,89 (1,79;4,00)	0,31 - 9,18
Wskaźnik wychyleń ML			
Oczy otwarte (MLPSToo)	1,85 $\pm$ 2,10	1,02 (0,56;1,97)	0,00 - 12,21
Oczy zamknięte (MLPSToz)	2,81 $\pm$ 1,68	2,54 (1,59;3,54)	0,53 - 9,01

SD - odchylenie standardowe, IQR - przedział międzykwartyłowy. * - zmienna o rozkładzie zbliżonym do normalnego



Ryc. 12. Rozkład parametrów równowagi otrzymanych w teście stabilności postawy obunóż.

(Ov - wskaźnik sumaryczny, AP - wskaźnik wychyleń przód tył, ML - wskaźnik wychyleń na boki, oo - oczy otwarte, oz - oczy zamknięte); (linia - mediana; pudełko - kwartyle, wąsy - min./maks., kropki – odstające).

5.2.3. Test stabilności postawy jednonóż (PST _BI)

Wskaźnik sumaryczny (Ov) pokazał zbliżone pomiary dla tej samej kończyny dolnej przy oczach otwartych na stabilnym i niestabilnym podłożu (kończyna dolna lewa: $2,56 \pm 1,42$ i $2,51 \pm 1,53$; kończyna dolna prawa: $2,37 \pm 1,67$ i $2,19 \pm 1,32$). Wyższą wartością charakteryzowały się pomiary uzyskane przy oczach zamkniętych ($3,77 \pm 1,75$ dla kończyny dolnej lewej i $3,32 \pm 1,63$ dla kończyny dolnej prawej).

Dla wskaźnika wychyleń przód tył (AP) zbliżone okazały się pomiary dla tej samej kończyny dolnej przy oczach otwartych na podłożu stabilnym i niestabilnym (strona lewa: $2,03 \pm 1,41$ i $1,95 \pm 1,48$; strona prawa: $1,85 \pm 1,54$ i $1,66 \pm 1,22$). Wyższą wartością charakteryzowały się pomiary uzyskane przy oczach zamkniętych ($3,04 \pm 1,76$ dla kończyny dolnej lewej i $2,48 \pm 1,56$ dla kończyny dolnej prawej).

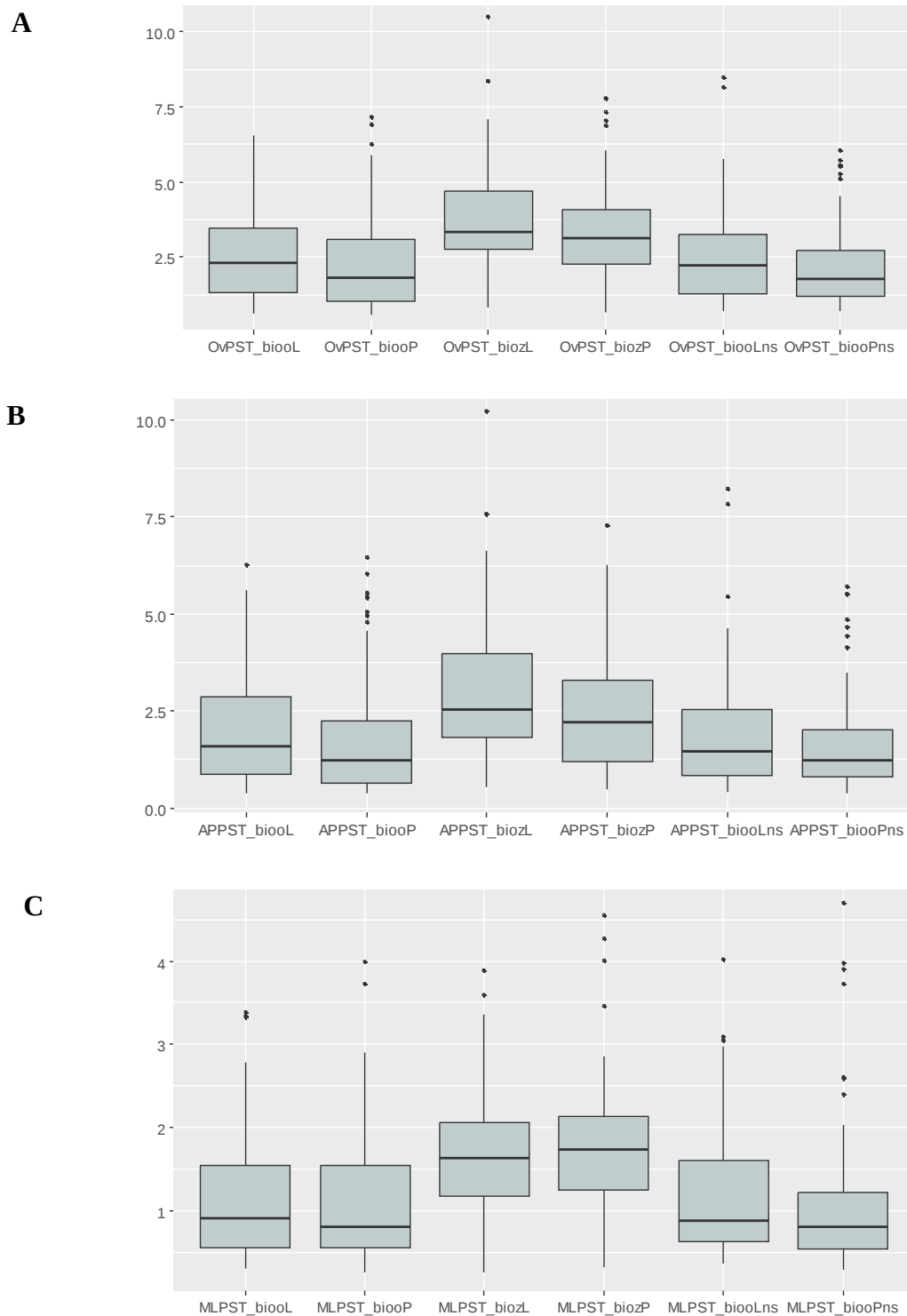
Dla wskaźnika wychyleń na boki (ML) zbliżone okazały się pomiary dla tej samej kończyny dolnej przy oczach otwartych na stabilnym i niestabilnym podłożu (kończyna dolna lewa: $1,13 \pm 0,71$ i $1,19 \pm 0,78$; kończyna dolna prawa: $1,12 \pm 0,75$ i $1,06 \pm 0,81$). Wyższą wartością charakteryzowały się pomiary uzyskane przy oczach zamkniętych ($1,64 \pm 0,73$ dla kończyny dolnej lewej i $1,72 \pm 0,84$ dla kończyny dolnej prawej).

Podsumowanie statystyk charakteryzujących rozkład parametrów równowagi otrzymanych w wyniku testu stabilności postawy jednonóż przedstawiono w Tabeli 5, a szczegółowe wyniki analizy rozkładu danych zostały zaprezentowane w Załączniku 6 (Tab.19). Rozkład sumarycznego wskaźnika wychyleń, wskaźnika wychyleń AP oraz wskaźnika wychyleń ML przedstawia Rycina 13.

Tab. 5. Podsumowanie statystyk opisowych dla parametrów równowagi w teście stabilności postawy jedno nogi.

Zmienna	Średnia $\pm$ SD	Mediana (IQR)	Zakres
Wskaźnik OV			
Oczy otwarte, noga lewa (OvPST_biooL)*	2,56 $\pm$ 1,42	2,33 (1,34;3,46)	0,63 - 6,56
Oczy otwarte, noga prawa (OvPST_biooP)	2,37 $\pm$ 1,67	1,83 (1,04;3,11)	0,58 - 7,15
Oczy zamknięte, noga lewa (OvPST_biozL)	3,77 $\pm$ 1,75	3,36 (2,78;4,71)	0,84 - 10,50
Oczy zamknięte, noga prawa (OvPST_biozP)*	3,32 $\pm$ 1,63	3,15 (2,28;4,08)	0,69 - 7,80
Wskaźnik OV - niestabilne podłoże			
Oczy otwarte, noga lewa (OvPST_biooLns)	2,51 $\pm$ 1,53	2,24 (1,29;3,26)	0,70 - 8,49
Oczy otwarte, noga prawa (OvPST_biooPns)	2,19 $\pm$ 1,32	1,78 (1,18;2,72)	0,71 - 6,05
Wychylenia AP			
Oczy otwarte, noga lewa (APPST_biooL)*	2,03 $\pm$ 1,41	1,59 (0,89;2,88)	0,39 - 6,27
Oczy otwarte, noga prawa (APPST_biooP)	1,85 $\pm$ 1,54	1,24 (0,66;2,26)	0,37 - 6,47
Oczy zamknięte, noga lewa (APPST_biozL)	3,04 $\pm$ 1,76	2,55 (1,83;3,99)	0,56 - 10,24
Oczy zamknięte, noga prawa (APPST_biozP)*	2,48 $\pm$ 1,56	2,20 (1,22;3,29)	0,49 - 7,28
Wychylenia AP - niestabilne podłoże			
Oczy otwarte, noga lewa (APPST_biooLns)	1,95 $\pm$ 1,48	1,46 (0,83;2,55)	0,42 - 8,23
Oczy otwarte, noga prawa (APPST_biooPns)	1,66 $\pm$ 1,22	1,23 (0,80;2,03)	0,39 - 5,73
Wychylenia ML			
Oczy otwarte, noga lewa (MPPST_biooL)	1,13 $\pm$ 0,71	0,91 (0,56;1,55)	0,31 - 3,38
Oczy otwarte, noga prawa (MPPST_biooP)	1,12 $\pm$ 0,75	0,82 (0,57;1,56)	0,26 - 3,99
Oczy zamknięte, noga lewa (MPPST_biozL)*	1,64 $\pm$ 0,73	1,64 (1,19;2,07)	0,27 - 3,89
Oczy zamknięte, noga prawa (MPPST_biozP)	1,72 $\pm$ 0,84	1,74 (1,26;2,14)	0,33 - 4,55
Wychylenia ML - niestabilne podłoże			
Oczy otwarte, noga lewa (MPPST_biooLns)	1,19 $\pm$ 0,78	0,89 (0,64;1,60)	0,38 - 4,02
Oczy otwarte, noga prawa (MPPST_biooPns)	1,06 $\pm$ 0,81	0,81 (0,54;1,23)	0,30 - 4,70

SD - odchylenie standardowe, IQR - przedział międzykwartylowy. * - zmienna o rozkładzie zbliżonym do normalnego.



Ryc. 13. Rozkład sumarycznego wskaźnika wychyleń (A), wskaźnika wychyleń AP (B) oraz wskaźnika wychyleń ML (C).

(oo - oczy otwarte, oz - oczy zamknięte, P - noga prawa, L - noga lewa, ns - niestabilne podłoże), (linia - mediana; pudełko - kwartyle, wąsy - min./maks., kropki - odstające).

5.3. Pomiary siły mięśniowej

5.3.1. Badanie w warunkach izokinetycznych

Wartości parametrów uzyskanych w badaniu w warunkach izokinetycznych zostały przedstawione w Tabelach 6 i 7 oraz na Ryciniach 14 i 15. Po wykonaniu analizy zbieżności z rozkładem normalnym dla parametrów siłowych i czasowych uzyskanych w badaniu izokinetycznym wykazano szereg parametrów zgodnych zaznaczonych w poniższej tabeli gwiazdką. Szczegółowe wyniki analizy rozkładu zaprezentowano w Załączniku 7 (Tab. 20 i 21).

Tab. 6. Wyniki parametrów siłowych i czasowych mięśni odwodźcicieli w badaniu izokinetycznym przy prędkości 60°/s w pracy koncentrycznej i ekscentrycznej.

Zmienna	Średnia ± SD	Mediana (IQR)	Zakres
Skurcz koncentryczny, strona prawa			
Maksymalny moment siły [Nm]*	57,70 ± 25,52	52,50 (40,50;71,25)	18,00 - 148,00
Maksymalny moment siły %BW	80,99 ± 32,77	80,50 (59,25;95,00)	6,00 - 215,00
Praca na powtórzenie [Nm]*	19,42 ± 11,75	16,00 (11,00;23,75)	3,00 - 50,00
Praca na powtórzenie %BW*	26,55 ± 13,83	24,00 (17,25;33,75)	3,00 - 66,00
Średnia moc mięśnia [W]*	25,81 ± 13,71	21,00 (15,75;33,75)	5,00 - 66,00
Średnia moc mięśnia %BW*	35,84 ± 17,05	32,00 (22,00;46,00)	4,00 - 95,00
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,12 ± 0,21	0,05 (0,01;0,17)	0,01 - 1,89
Czas zaniku siły [s]*	0,57 ± 0,18	0,56 (0,44;0,68)	0,22 - 1,01
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,06 ± 0,01	0,06 (0,06;0,07)	0,05 - 0,13
Skurcz koncentryczny, strona lewa			
Maksymalny moment siły [Nm]*	60,54 ± 24,58	58,00 (40,50;75,25)	16,00 - 123,00
Maksymalny moment siły %BW*	86,55 ± 37,13	83,00 (60,00;104,75)	9,00 - 200,00
Praca na powtórzenie [Nm]*	19,18 ± 10,08	18,00 (11,75;26,00)	4,00 - 49,00
Praca na powtórzenie %BW*	26,56 ± 12,01	27,00 (18,00;33,75)	6,00 - 69,00
Średnia moc mięśnia [W]*	25,28 ± 12,03	23,00 (16,00;34,00)	6,00 - 56,00
Średnia moc mięśnia %BW*	35,24 ± 16,15	33,00 (25,50;44,00)	4,00 - 79,00
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,10 ± 0,12	0,05 (0,01;0,15)	0,01 - 0,54
Czas zaniku siły [s]	0,62 ± 0,24	0,63 (0,44;0,74)	0,18 - 1,50
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,07 ± 0,01	0,06 (0,06;0,06)	0,05 - 0,12
Skurcz ekscentryczny, strona prawa			
Maksymalny moment siły [Nm]	74,94 ± 29,09	73,00 (54,00;88,75)	27,00 - 195,00
Maksymalny moment siły %BW	107,10 ± 42,41	101,00 (79,25;125,75)	9,00 - 283,00
Praca na powtórzenie [Nm]*	35,16 ± 14,98	34,50 (24,00;43,00)	5,00 - 79,00
Praca na powtórzenie %BW*	50,15 ± 20,13	51,00 (38,25;63,00)	3,00 - 98,00
Średnia moc mięśnia [W]	42,74 ± 19,02	39,50 (29,75;51,25)	13,00 - 122,00
Średnia moc mięśnia %BW	61,10 ± 26,32	61,50 (42,00;77,00)	2,00 - 176,00
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,59 ± 0,25	0,58 (0,44;0,72)	0,11 - 1,52
Czas zaniku siły [s]	0,17 ± 0,14	0,11 (0,07;0,19)	0,05 - 0,63
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,12 ± 0,07	0,10 (0,09;0,11)	0,08 - 0,64
Skurcz ekscentryczny, strona lewa			
Maksymalny moment siły [Nm]*	85,59 ± 33,03	80,00 (64,00;111,50)	28,00 - 172,00
Maksymalny moment siły %BW*	123,99 ± 52,55	110,00 (89,00;149,75)	6,00 - 307,00
Praca na powtórzenie [Nm]*	35,12 ± 14,64	35,00 (24,00;43,50)	5,00 - 79,00
Praca na powtórzenie %BW*	50,17 ± 19,64	51,00 (38,25;63,00)	3,00 - 98,00
Średnia moc mięśnia [W]*	48,25 ± 22,58	45,00 (32,00;61,75)	7,00 - 113,00
Średnia moc mięśnia %BW*	69,50 ± 33,09	62,00 (46,00;92,00)	4,00 - 156,00
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,63 ± 0,26	0,64 (0,46;0,74)	0,06 - 1,83
Czas zaniku siły [s]	0,15 ± 0,13	0,09 (0,07;0,18)	0,06 - 0,84
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,12 ± 0,07	0,10 (0,10;0,12)	0,09 - 0,67

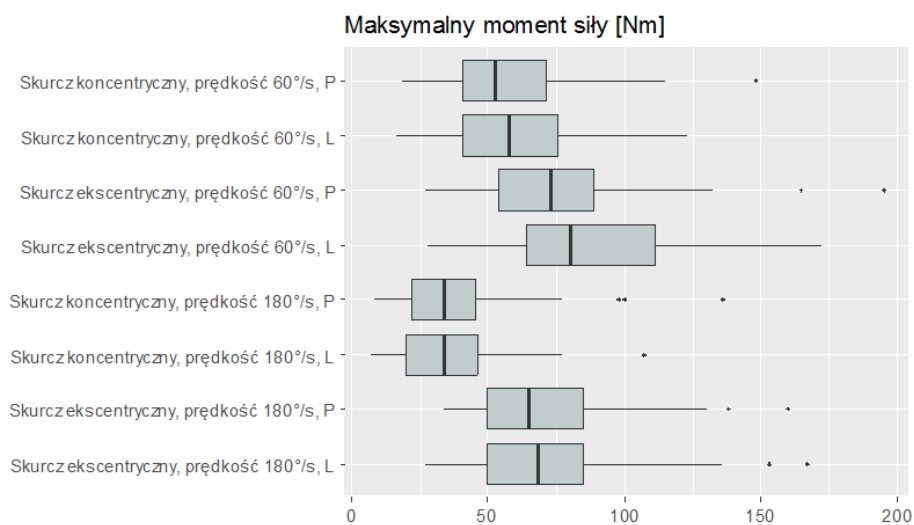
SD - odchylenie standardowe, IQR - przedział międzykwartylowy.* - zmienna o rozkładzie zbliżonym do normalnego

Tab. 7. Wyniki parametrów siłowych i czasowych mięśni odwodźcicieli w badaniu izokinetycznym przy prędkości 180°/s w pracy koncentrycznej i ekscentrycznej.

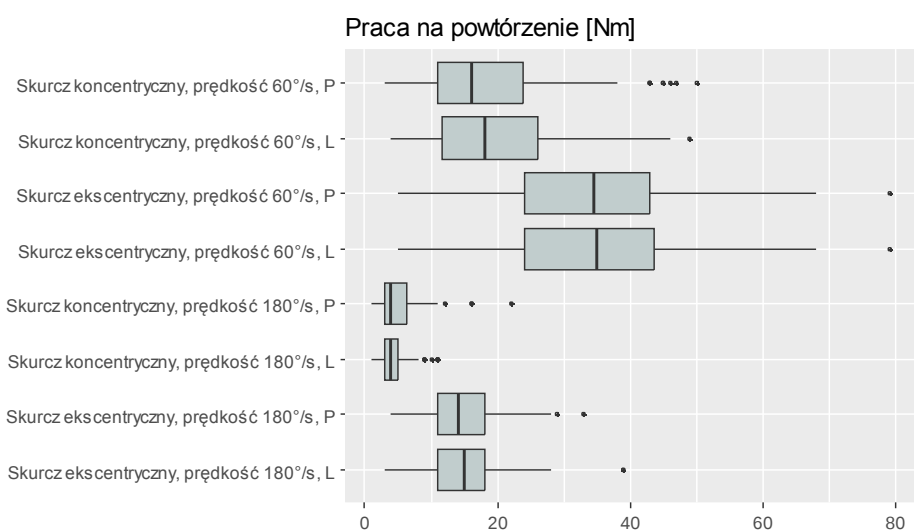
Zmienna	Średnia ± SD	Mediana (IQR)	Zakres
Skurcz koncentryczny, strona prawa			
Maksymalny moment siły [Nm]	36,16 ± 20,48	34,00 (22,00;45,25)	8,00 - 136,00
Maksymalny moment siły %BW	50,75 ± 26,85	48,00 (33,00;63,00)	6,00 - 197,00
Praca na powtórzenie [Nm]	4,77 ± 3,49	4,00 (3,00;6,25)	1,00 - 22,00
Praca na powtórzenie %BW	6,65 ± 4,50	6,00 (3,00;9,00)	0,00 - 33,00
Średnia moc mięśnia [W]	11,22 ± 7,65	9,00 (7,00;14,00)	1,00 - 50,00
Średnia moc mięśnia %BW	15,49 ± 9,80	13,00 (9,00;19,25)	2,00 - 73,00
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,03 ± 0,06	0,01 (0,01;0,01)	0,01 - 0,54
Czas zaniku siły [s]	0,40 ± 0,08	0,40 (0,35;0,44)	0,21 - 0,65
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,05 ± 0,02	0,05 (0,04;0,06)	0,03 - 0,17
Skurcz koncentryczny, strona lewa			
Maksymalny moment siły [Nm]	35,26 ± 17,59	33,50 (20,00;46,00)	7,00 - 107,00
Maksymalny moment siły %BW	49,99 ± 24,73	45,00 (33,00;60,00)	6,00 - 155,00
Praca na powtórzenie [Nm]	4,56 ± 2,55	4,00 (3,00;5,00)	1,00 - 11,00
Praca na powtórzenie %BW	6,54 ± 3,27	6,00 (3,00;9,00)	0,00 - 15,00
Średnia moc mięśnia [W]	10,43 ± 5,65	9,50 (6,00;14,00)	1,00 - 31,00
Średnia moc mięśnia %BW	14,48 ± 7,20	13,00 (9,00;20,00)	2,00 - 44,00
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,03 ± 0,06	0,01 (0,01;0,01)	0,01 - 0,43
Czas zaniku siły [s]	0,42 ± 0,12	0,42 (0,36;0,46)	0,24 - 1,02
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,05 ± 0,02	0,05 (0,04;0,06)	0,03 - 0,24
Skurcz ekscentryczny, strona prawa			
Maksymalny moment siły [Nm]	70,22 ± 24,91	65,00 (49,75;85,00)	34,00 - 160,00
Maksymalny moment siły %BW	101,02 ± 36,69	95,00 (76,50;122,00)	6,00 - 206,00
Praca na powtórzenie [Nm]	14,57 ± 5,69	14,00 (11,00;18,00)	4,00 - 33,00
Praca na powtórzenie %BW	20,88 ± 7,45	21,00 (15,00;27,00)	3,00 - 45,00
Średnia moc mięśnia [W]	29,23 ± 11,98	27,00 (19,75;35,25)	10,00 - 60,00
Średnia moc mięśnia %BW	41,47 ± 15,56	40,00 (31,00;53,00)	2,00 - 79,00
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,29 ± 0,17	0,26 (0,17;0,35)	0,10 - 1,01
Czas zaniku siły [s]	0,24 ± 0,05	0,23 (0,21;0,26)	0,06 - 0,40
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,12 ± 0,18	0,09 (0,09;0,10)	0,06 - 1,86
Skurcz ekscentryczny, strona lewa			
Maksymalny moment siły [Nm]	70,83 ± 27,67	68,50 (49,75;85,00)	27,00 - 167,00
Maksymalny moment siły %BW	102,65 ± 41,95	96,50 (71,25;128,00)	6,00 - 224,00
Praca na powtórzenie [Nm]	15,16 ± 6,17	15,00 (11,00;18,00)	3,00 - 39,00
Praca na powtórzenie %BW	21,53 ± 8,34	21,00 (18,00;27,00)	3,00 - 55,00
Średnia moc mięśnia [W]	30,03 ± 15,06	28,00 (20,00;36,00)	9,00 - 93,00
Średnia moc mięśnia %BW	42,95 ± 20,50	40,00 (29,75;51,00)	4,00 - 125,00
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,32 ± 0,21	0,26 (0,19;0,38)	0,01 - 1,01
Czas zaniku siły [s]	0,24 ± 0,05	0,24 (0,21;0,26)	0,05 - 0,43
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,12 ± 0,09	0,10 (0,09;0,11)	0,07 - 0,69

SD - odchylenie standardowe, IQR - przedział międzykwartylowy.* - zmienna o rozkładzie zbliżonym do normalnego.

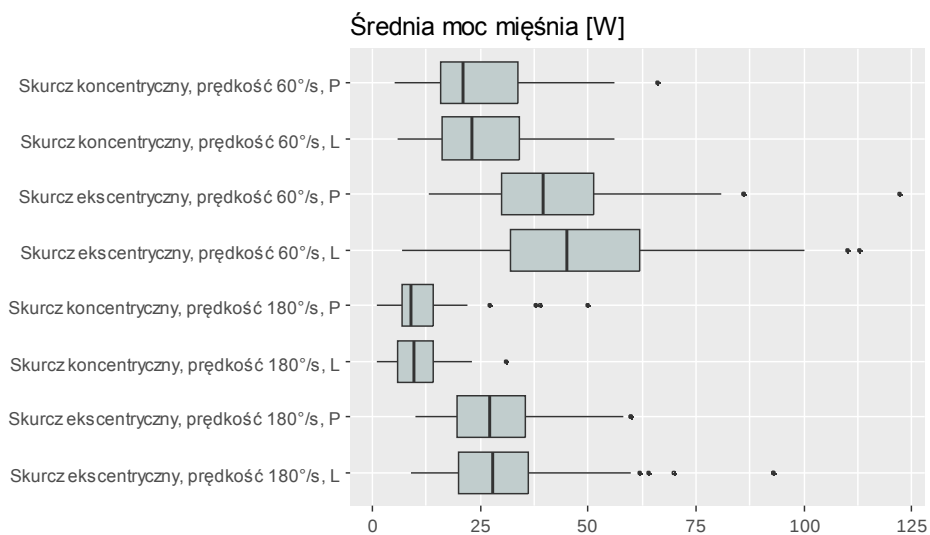
A



B



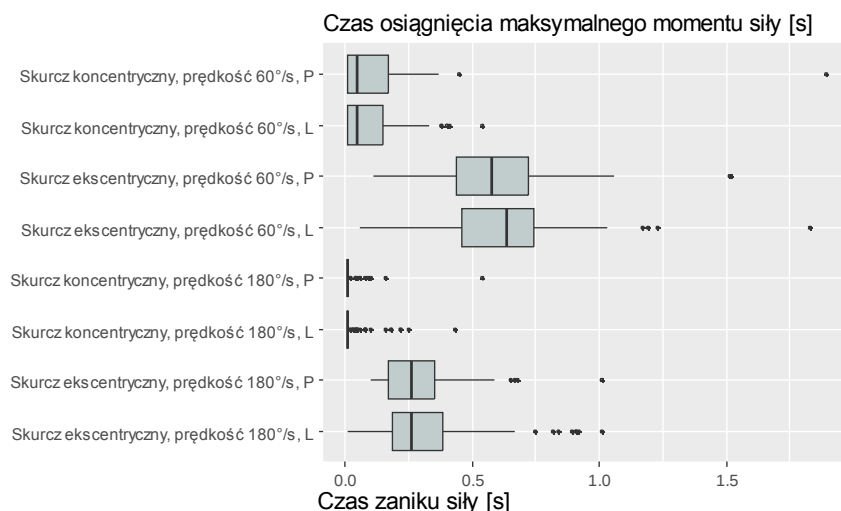
C



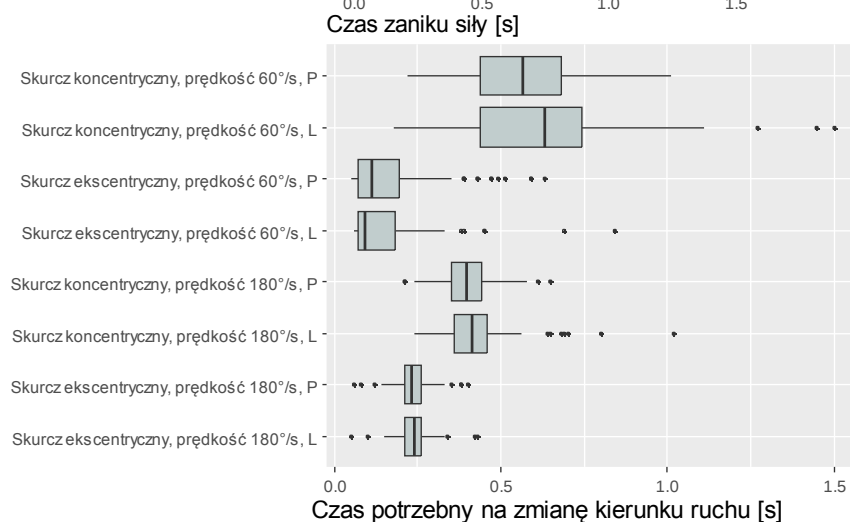
Ryc. 14. Rozkład maksymalnych momentów sił (A), pracy na powtórzenie (B) oraz średniej mocy mięśnia (C) (L - strona lewa, P strona prawa).

(linia - mediana; pudełko - kwartyły, wąsy - min./maks., kropki – odstające).

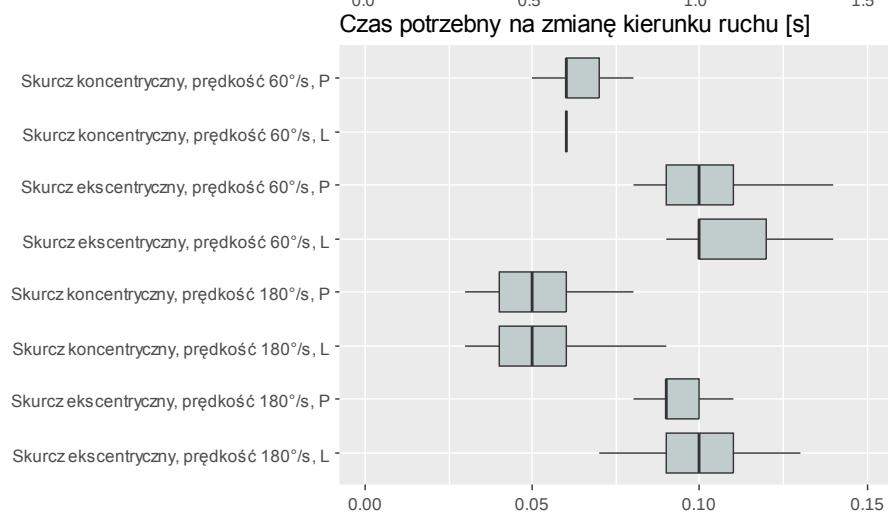
A



B



C



Ryc. 15. Rozkład czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły (A), czasu zaniku siły (B), czasu potrzebnego na zmianę kierunku ruchu (C) - z wykresu usunięto jedną wartość dla skurczu ekscentrycznego, prędkości 180°/s, prawej strony oraz wartości odstające w celu lepszej czytelności wykresu (L - strona lewa, P strona prawa).

(linia - mediana; pudełko - kwartyle, wąsy - min./maks., kropki – odstające).

5.3.2. Badanie w warunkach izometrycznych

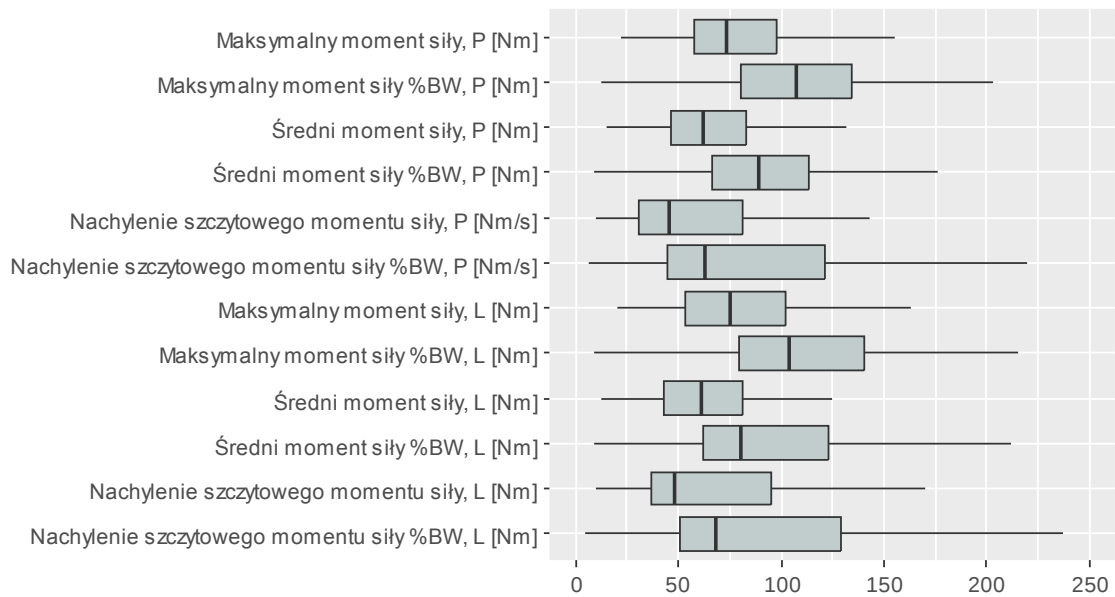
Statystyki opisowe dla parametrów siłowych i czasowych zostały przedstawione w Tabeli 8 oraz na Rycinie 16. Również w przypadku badania w warunkach izometrii wykonano analizę zbieżności z rozkładem normalnym, która pokazała normalność rozkładu jedynie dla niektórych parametrów (Załącznik 7 Tab. 22).

Tab. 8. Podsumowanie statystyk opisowych dla parametrów siłowych i czasowych otrzymanych w badaniu izometrycznym, w badanej grupie.

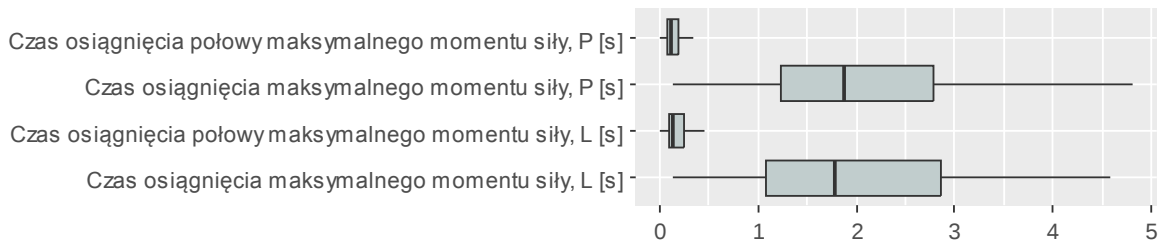
Zmienna	Średnia $\pm$ SD	Mediana (IQR)	Zakres
Skurcz izometryczny, strona prawa			
Maksymalny moment siły [Nm]*	77,76 $\pm$ 29,86	73,00 (57,50;98,00)	22,00 - 159,00
Maksymalny moment sił %BW*	110,67 $\pm$ 41,22	107,0(80,00;134,75)	12,00 - 224,00
Średni moment siły [Nm]*	65,54 $\pm$ 26,38	62,00 (46,75;83,25)	15,00 - 140,00
Średni moment siły %BW*	93,46 $\pm$ 37,62	89,00 (66,00;113,00)	9,00 - 206,00
Nachylenie szczytowego momentu siły [Nm/s]	92,09 $\pm$ 145,06	45,50 (30,75;81,00)	10,00 - 804,00
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	127,56 $\pm$ 190,18	63,00 (45,00;121,00)	6,00 - 1071,00
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły [s]	0,16 $\pm$ 0,15	0,12 (0,07;0,18)	0,00 - 0,77
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]*	2,09 $\pm$ 1,06	1,88 (1,24;2,79)	0,14 - 4,82
Skurcz izometryczny, strona lewa			
Maksymalny moment siły [Nm]	79,61 $\pm$ 33,06	75,00 (53,00;102,00)	20,00 - 205,00
Maksymalny moment sił %BW*	114,27 $\pm$ 50,37	104,0(79,25;140,75)	9,00 - 295,00
Średni moment siły [Nm]*	65,33 $\pm$ 28,45	61,50 (43,00;81,00)	12,00 - 146,00
Średni moment siły %BW*	94,24 $\pm$ 43,73	80,00 (62,25;122,75)	9,00 - 224,00
Nachylenie szczytowego momentu siły [Nm/s]	93,28 $\pm$ 122,02	48,50 (36,75;95,50)	10,00 - 685,00
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	130,47 $\pm$ 157,19	68,50 (51,00;129,00)	5,00 - 953,00
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły [s]	0,21 $\pm$ 0,22	0,14 (0,09;0,24)	0,00 - 1,23
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]*	1,98 $\pm$ 1,11	1,77 (1,08;2,86)	0,13 - 4,58

SD - odchylenie standardowe, IQR - przedział międzykwartylowy. * - zmienna o rozkładzie zbliżonym do normalnego.

A



B



Ryc. 16. Rozkład parametrów siłowych (A) i parametrów czasowych (B) badania izometrycznego (L - strona lewa, P strona prawa). Dla lepszej czytelności z wykresu usunięto wartości odstające.

(linia - mediana; pudełko - kwartyły, wąsy - min./maks.).

5.4. Analiza korelacji parametrów równowagi z parametrami siłowymi i czasowymi

Aby ocenić występowanie istotnych statystycznie relacji między każdym z analizowanych parametrów równowagi a każdym z analizowanych parametrów izokinetycznych i izometrycznych (czasowych i siłowych), przeprowadzono analizę korelacji między wszystkimi możliwymi parami tych parametrów. Wykorzystano analizę korelacji metodą Spearmana, która była odpowiednia w sytuacji, gdy część z badanych

parametrów charakteryzowała się rozkładem rozbieżnym z rozkładem normalnym. W analizie przedstawiono wszystkie współczynniki korelacji, które okazały się być statystycznie istotne ($p < 0,05$). Przedstawione poniżej wyniki były podstawą wyboru parametrów do obliczenia regresji liniowej.

5.4.1. Korelacja testu m-CTSIB z parametrami siłowymi i czasowymi

Wśród parametrów równowagi otrzymanych w zmodyfikowanym teście klinicznym interakcji sensorycznej ustalono, że najwięcej istotnych korelacji z parametrami siłowymi i czasowymi okazały się mieć indeks stabilności na stabilnym podłożu przy oczach otwartych (41 istotnych korelacji przy łącznej liczbie 88 parametrów siły i równowagi), indeks wychyleń na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych (32) oraz indeks stabilności na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych (26). W zdecydowanej większości były to relacje o ujemnym kierunku i niskiej lub umiarkowanej sile (ujemne współczynniki korelacji wahały się między -0,47 a -0,20). Parametrami, dla których obserwowane były dodatnie relacje z indeksem wychyleń i stabilności, były czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły oraz czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu, przy czym najwięcej takich relacji obserwowano w przypadku pomiarów równowagi dla skurczu ekscentrycznego, prędkości 180°/s i lewej strony ciała. W ich przypadku siła korelacji była niska (współczynniki korelacji wahały się między 0,20 a 0,32). Opisane korelacje zostały zaprezentowane w Załączniku 8 (Tab. 23, 24, 25).

5.4.2. Korelacja testu PST z parametrami siłowymi i czasowymi

Wśród parametrów równowagi otrzymanych w teście stabilności postawy obunóż ustalono, że najwięcej istotnych korelacji okazał się mieć wskaźnik wychyleń przód tył przy oczach zamkniętych (21 istotnych relacji przy łącznej liczbie 88 parametrów siły i równowagi), podczas gdy dla pozostałych omawianych parametrów równowagi liczba istotnych relacji nie przekroczyła ośmiu. W zdecydowanej większości były to relacje o dodatnim kierunku i niskiej sile (dodatnie współczynniki korelacji wahały się między 0,20 a 0,30). W zakresie parametrów z badania w warunkach izometrii nie stwierdzono istnienia

żadnych znamiennych statystycznie korelacji. Szczegółowe wyniki zamieszczono w Załączniku 8 (Tab. 26, 27).

5.4.3. Korelacja testu PST_BI z parametrami siłowymi i czasowymi

Wśród parametrów równowagi otrzymanych w teście stabilności postawy jedno nogi ustalono, że najwięcej istotnych korelacji okazały się mieć wskaźniki otrzymane w pomiarach na prawej nodze: wskaźnik wychyleń na boki na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych (20 istotnych relacji przy łącznej liczbie 88 parametrów siły i równowagi) i wskaźnik wychyleń na boki na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych (20), jak również sumaryczny wskaźnik wychyleń przy oczach otwartych na niestabilnym podłożu (19). W większości były to relacje o ujemnym kierunku i niskiej lub niskiej/umiarkowanej sile (ujemne współczynniki korelacji wahały się między -0,37 a -0,20), a siła tych zależności była relatywnie słaba. Rzadziej obserwowane były dodatnie relacje, a wśród wskaźników siłowych i czasowych parametrem, dla którego pojawiały się one najczęściej, był czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu. W tych przypadkach siła korelacji również była niska (współczynniki korelacji wahały się między 0,20 a 0,31), Załącznik 8 (Tab. 28, 29, 30).

5.5. Analiza wpływu parametrów siłowych i czasowych na wartość współczynnika stabilności

Do analizy zależności kierunkowych pomiędzy parametrami siłowymi a parametrami równowagi wykorzystano analizę regresji liniowej. Zmienną objaśnianą stanowił każdorazowo wybrany parametr równowagi. Statystycznymi kryteriami doboru tego parametru była normalność jego rozkładu (Załączniki 6 i 7) oraz wysoka liczba istotnych korelacji z parametrami siłowymi i czasowymi (Załącznik 8), która sprzyjała otrzymaniu istotnych wyników w analizie regresji liniowej. Dlatego w dalszych analizach uwzględniono parametr ST uzyskany w badaniu w różnych warunkach, a nie analizowano parametru SW. Indeks stabilności został również wybrany ze względu na częste jego wykorzystanie w badaniach naukowych i pracy klinicznej. Zmiennymi objaśniającymi były wszystkie parametry siłowe i czasowe, jak również parametry antropometryczne badanej grupy, które potencjalnie mogły stanowić czynniki wpływające na równowagę. Procedura analizy regresji

liniowej była dwuetapowa. W pierwszym etapie zbudowano jednoczynnikowe modele regresji liniowej dla każdej zmiennej objaśniającej, które pozwoliły na zrozumienie wpływu poszczególnych czynników objaśniających na analizowany parametr równowagi w izolacji od innych czynników. Drugi krok polegał na budowie wieloczynnikowego modelu regresji liniowej, którego celem była ocena wpływu wybranych predyktorów na analizowany parametr równowagi, przy jednoczesnym możliwym działaniu innych czynników. Do modelu wieloczynnikowego włączono zmienne, które zostały dobrane za pomocą procedury wstecznej selekcji krokowej, przy założeniu ich istotnego wyniku w jednoczynnikowym modelu regresji.

5.5.1. Indeks stabilności przy oczach otwartych i stabilnym podłożu

Wyniki analizy jednoczynnikowej dla modeli o współczynniku istotności $p < 0,05$ przedstawia Tabela 9. Pełne wyniki w znajdują się w Załączniku 9 (Tab. 31-34).

Wyniki ostatecznego modelu wieloczynnikowego zostały przedstawione w Tabeli 10. Nie uzyskano wyników statystycznie istotnych. Dopasowanie modelu wieloczynnikowego weryfikowano za pomocą współczynników R^2 i skorygowanego R^2 , których wartość wyniosła 15,7% i 11,0% i świadczyła o tym, że istniały parametry niebadane w analizie, które wpływały na poziom badanego indeksu stabilności.

Tab. 9. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych; zaprezentowano modele o współczynniku istotności $p < 0,05$.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Płeć, mężczyzna	-0,60	-1,08 to -0,12	-0,51	0,015
Różnorodność aktywności*				
Rekreacja	0,54	0,07 to 1,01	0,46	0,025
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,25	0,016
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,03	-0,04 to -0,01	-0,25	0,015
Praca na powtórzenie %BW	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,23	0,023
Średnia moc mięśnia [W]	-0,03	-0,04 to -0,01	-0,32	0,002
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,03 to -0,01	-0,28	0,006
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,27	0,007
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,21	0,043
Średnia moc mięśnia [W]	-0,03	-0,05 to -0,01	-0,27	0,007
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,23	0,025
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,21	0,044
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,27	0,008
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,22	0,028
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,33	0,001
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,26	0,010
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,28	0,006
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,23	0,026
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,03 to -0,01	-0,38	< 0,001
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,32	0,001
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,97	0,04 to 1,90	0,21	0,040
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,25	0,013
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	1,50	0,09 to 2,91	0,21	0,037
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to -0,01	-0,32	0,001
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,25	0,013
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,30	0,003
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,26	0,009
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,28	0,006
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,20	0,049
Średni moment siły	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,26	0,010
Nachylenie szczytowego momentu siły	0,00	0,00 to 0,00	-0,26	0,012
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	0,00	0,00 to 0,00	-0,24	0,018
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,01	-0,02 to -0,01	-0,34	0,001
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,27	0,009
Średni moment siły	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,31	0,002
Średni moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,24	0,018

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 10. Wyniki wieloczynnikowego modelu regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Rekreacja	0,43	-0,05 to 0,91	0,37	0,077
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły	0,01	-0,01 to 0,03	0,25	0,240
Średnia moc mięśnia	-0,03	-0,07 to 0,01	-0,37	0,114
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Średnia moc mięśnia	-0,01	-0,04 to 0,02	-0,07	0,663
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły	0,00	0,00 to 0,00	-0,16	0,147

CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

4.5.2. Indeks stabilności przy oczach zamkniętych i stabilnym podłożu

Wyniki analizy jednoczynnikowej dla modeli o współczynniku istotności $p < 0,05$ przedstawia Tabela 11. Pełne wyniki znajdują się w Załączniku 9 (Tab. 35-38).

Wyniki ostatecznego modelu wieloczynnikowego zostały przedstawione w tabeli 12. Ustalono, że u osób starszych o rok wartość analizowanego indeksu stabilności była o 0,03 wyższa, $\beta = 0,03$, $p = 0,022$. Ponadto, wyższy o jednostkę czas zaniku siły przy skurczu ekscentrycznym dla prędkości 180°/s, po lewej stronie ciała, łączył się z wartością analizowanego indeksu stabilności niższą o 8,07, $\beta = -8,07$, $p = 0,019$. Dopasowanie modelu wieloczynnikowego weryfikowano za pomocą współczynników R^2 i skorygowanego R^2 , których wartość wyniosła 23,9% i 18,7%, odpowiednio, i świadczyła o tym, podobnie jak przy STOOs, że istniały parametry niebadane w analizie, które wpływały na poziom badanego indeksu stabilności.

Tab. 11. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; zaprezentowano modele o współczynniku istotności $p < 0,05$.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Płeć, mężczyzna	-0,83	-1,48 to -0,18	-0,52	0,013
Wiek [lata]	0,05	0,02 to 0,07	0,32	0,001
Wzrost [cm]	-0,04	-0,08 to -0,01	-0,27	0,007
Różnorodność aktywności*				
Siłownia	-1,17	-1,98 to -0,37	-0,73	0,005
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,22	0,029
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,04	-0,07 to -0,01	-0,29	0,005
Praca na powtórzenie %BW	-0,03	-0,05 to -0,01	-0,27	0,009
Średnia moc mięśnia [W]	-0,04	-0,06 to -0,01	-0,31	0,002
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,25	0,012
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,24	0,021
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,22	0,034
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	5,52	0,62 to 10,42	0,22	0,028
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,25	0,015
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,05 to 0,00	-0,22	0,033
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,25	0,013
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Czas zaniku siły [s]	-6,65	-12,69 to -0,62	-0,22	0,031
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,24	0,020
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,23	0,023
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to -0,01	-0,32	0,001
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,23	0,026
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,28	0,005

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 12. Wyniki wieloczynnikowego modelu regresji liniowej dla indeksu stabilności na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; modele o współczynniku istotności $p < 0,05$ oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Wiek [lata]	0,03	0,01 to 0,06	0,23	0,022
Siłownia	-0,72	-1,51 to 0,08	-0,45	0,076
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły	0,00	-0,02 to 0,01	-0,04	0,747
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,23	0,185
Praca na powtórzenie	0,01	-0,03 to 0,04	0,05	0,754
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Czas zaniku siły	-8,07	-14,78 to -1,36	-0,27	0,019

CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

5.5.3. Indeks stabilności przy oczach otwartych i niestabilnym podłożu

Wyniki analizy jednoczynnikowej dla modeli o współczynniku istotności $p < 0,05$ przedstawia Tabela 13. Pełne wyniki znajdują się w Załączniku 9 (Tab. 39-42).

Wyniki ostatecznego modelu wieloczynnikowego zostały przedstawione w Tabeli 14. Ustalono, że u osób uprawiających fitness wartość analizowanego indeksu stabilności była o 2,34 wyższa, a więc charakteryzowały się one gorszą równowagą, $\beta = 2,34$, $p = 0,008$. Warto zauważyć, że w przypadku pozostałych predyktorów włączonych do modelu wieloczynnikowego, czyli wieku, ćwiczenia na siłowni oraz czasu potrzebnego na zmianę kierunku ruchu (skurcz ekscentryczny, 60°/s, strona lewa), uzyskano wyniki istotne na poziomie tendencji statystycznej ($p < 0,1$), co mogło sugerować wpływ tych czynników na wartość analizowanego parametru równowagi, ale obecna próba nie pozwoliła tego wpływu potwierdzić z założoną istotnością $p < 0,05$. Dopasowanie modelu wieloczynnikowego weryfikowano za pomocą współczynników R^2 i skorygowanego R^2 , których wartość wyniosła 20,6% i 17,1%, odpowiednio, i świadczyła o tym, że istniały parametry niebadane w analizie, które wpływały na poziom badanego indeksu stabilności.

Tab. 13. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; zaprezentowano modele o współczynniku istotności $p < 0,05$.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Wiek [lata]	0,06	0,01 to 0,10	0,26	0,009
Wzrost [cm]	-0,07	-0,12 to -0,03	-0,31	0,002
Masa ciała [kg]	-0,05	-0,09 to -0,02	-0,31	0,002
Różnorodność aktywności*				
Fitness	2,35	0,54 to 4,16	0,98	0,011
Siłownia	-1,66	-2,86 to -0,46	-0,69	0,007
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,03	-0,04 to -0,01	-0,28	0,006
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,06	-0,10 to -0,02	-0,30	0,003
Praca na powtórzenie %BW	-0,04	-0,08 to -0,01	-0,24	0,017
Średnia moc mięśnia [W]	-0,06	-0,09 to -0,02	-0,33	0,001
Średnia moc mięśnia %BW	-0,03	-0,06 to 0,00	-0,23	0,027
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,24	0,019
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,06	-0,10 to -0,01	-0,24	0,021
Średnia moc mięśnia [W]	-0,05	-0,09 to -0,01	-0,25	0,014
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,03	-0,06 to 0,00	-0,21	0,044
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	8,07	0,78 to 15,37	0,22	0,030
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,21	0,040
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,04	-0,07 to 0,00	-0,22	0,031
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,27	0,008
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,26	0,011
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to -0,01	-0,28	0,006
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,25	0,014

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 14. Wyniki wieloczynnikowego modelu regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; modele o współczynniku istotności $p < 0,05$ oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Wiek [lata]	0,04	0,00 to 0,08	0,19	0,063
Fitness	2,34	0,62 to 4,06	0,98	0,008
Siłownia	-1,15	-2,32 to 0,01	-0,48	0,053
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	6,40	-0,72 to 13,53	0,18	0,077

CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

5.5.4. Indeks stabilności przy oczach zamkniętych i niestabilnym podłożu

Wyniki analizy jednoczynnikowej dla modeli o współczynniku istotności $p < 0,05$ przedstawia Tabela 15. Pełne wyniki znajdują się w Załączniku 9 (Tab. 43-46).

Wyniki ostatecznego modelu wieloczynnikowego zostały przedstawione w Tabeli 16. Ustalono, że u osób starszych o rok wartość analizowanego indeksu stabilności była o 0,06 wyższa, $\beta = 0,06$, $p = 0,018$. Masa ciała wyższa o 1 kg łączyła się z niższą o 0,07 wartością analizowanego indeksu stabilności, $\beta = -0,07$, $p < 0,001$. Ponadto, wyższy o jednostkę czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu przy skurczu ekscentrycznym i prędkości 60°/s, po prawej stronie ciała, łączył się z wartością analizowanego indeksu stabilności wyższą o 8,26, $\beta = 8,26$, $p = 0,040$. Wyższy o jednostkę czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły przy skurczu koncentrycznym i prędkości 180°/s, po lewej stronie ciała, łączył się z wartością analizowanego indeksu stabilności niższą o 9,76, $\beta = -9,76$, $p = 0,009$. Dopasowanie modelu wieloczynnikowego weryfikowano za pomocą współczynników R^2 i skorygowanego R^2 , których wartość wyniosła odpowiednio 37,6% i 31,8%.

Tab. 15. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; zaprezentowano modele o współczynniku istotności $p < 0,05$.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Wiek [lata]	0,08	0,04 to 0,13	0,34	0,001
Wzrost [cm]	-0,08	-0,13 to -0,03	-0,30	0,003
Masa ciała [kg]	-0,06	-0,10 to -0,02	-0,32	0,002
Różnorodność aktywności*				
Bieganie	-1,70	-3,17 to -0,23	-0,63	0,024
Siłownia	-1,86	-3,21 to -0,51	-0,69	0,007
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły	-0,02	-0,05 to 0,00	-0,24	0,021
Praca na powtórzenie	-0,06	-0,11 to -0,02	-0,27	0,008
Średnia moc mięśnia	-0,05	-0,09 to -0,01	-0,26	0,010
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,03	-0,05 to 0,00	-0,23	0,024
Praca na powtórzenie	-0,07	-0,12 to -0,02	-0,26	0,011
Średnia moc mięśnia	-0,06	-0,10 to -0,01	-0,26	0,010
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	11,42	3,34 to 19,49	0,28	0,006
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Praca na powtórzenie	-0,04	-0,07 to 0,00	-0,20	0,047
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-9,59	-17,98 to -1,21	-0,23	0,025
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Średnia moc mięśnia	-0,05	-0,09 to 0,00	-0,22	0,030
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Średnia moc mięśnia	-0,04	-0,07 to 0,00	-0,21	0,042
Czas zaniku siły	-10,61	-20,73 to -0,50	-0,21	0,040
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły	-0,03	-0,04 to -0,01	-0,29	0,005
Średni moment siły	-0,03	-0,05 to -0,01	-0,28	0,006
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,26	0,011
Średni moment siły	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,24	0,019
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły	2,72	0,26 to 5,18	0,22	0,031

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 16. Wyniki wieloczynnikowego modelu regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; modele o współczynniku istotności $p < 0,05$ oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Wiek [lata]	0,06	0,01 to 0,10	0,23	0,018
Masa ciała [kg]	-0,07	-0,11 to -0,03	-0,36	< 0,001
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Średnia moc mięśnia	0,02	-0,03 to 0,07	0,12	0,337
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	8,26	0,39 to 16,12	0,20	0,040
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-9,76	-17,05 to -2,47	-0,23	0,009
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Średnia moc mięśnia	-0,03	-0,07 to 0,00	-0,19	0,085
Czas zaniku siły	-6,32	-15,40 to 2,77	-0,13	0,171
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły	2,17	-0,06 to 4,41	0,18	0,056

CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

5.6. Podsumowanie uzyskanych wyników

Wyniki kwestionariusza Waterloo - dominacja kończyny

1. W badanej grupie 91,7% osób jako nogę dominującą wskazało kończynę dolną prawą.
2. Nie odnotowano powtarzalnych zależności między dominacją kończyny a istotnymi i silnymi korelacjami z parametrami równowagi.

Ocena równowagi

1. Zmodyfikowany test kliniczny interakcji sensorycznej w równowadze (CTSIB)
 - Dla indeksu wychyleń (SW) najniższą wartością charakteryzowały się pomiary uzyskane przy oczach otwartych i stabilnym podłożu. Najwyższe wartości odnotowano, przy oczach zamkniętych na niestabilnym podłożu.

- W przypadku indeksu stabilności (ST) obserwowano te same zależności między warunkami pomiarów a wartościami indeksu, co w przypadku SW, przy czym średnie wartości indeksów przy odpowiadających sobie warunkach pomiarów były wyższe.
2. Test stabilności postawy obunóż (PST)
 - Wartości sumarycznego wskaźnika wychyleń (OV) oraz wychyleń AP i ML przy oczach zamkniętych były wyższe.
 3. Analiza parametrów równowagi - test stabilności postawy jednonóż (PST _BI)
 - Wskaźnik OV, AP i ML pokazywał zbliżone wartości dla kończyny dolnej prawej na stabilnym oraz niestabilnym podłożu - podobne, choć nieco wyższe, wyniki uzyskano dla kończyny dolnej lewej.
 - Wartości wskaźników OV, AP i ML były wyższe w przypadku pomiarów z zamkniętymi oczami.

Pomiary siły mięśniowej

1. Badanie w warunkach izokinetycznych
 - Wartości parametrów przy skurczach ekscentrycznych były wyższe niż odpowiadające wartości przy skurczach koncentrycznych dla wszystkich parametrów z wyjątkiem czasu zaniku siły, gdzie zaobserwowano odwrotny kierunek opisywanej relacji.
 - W przypadku skurczów koncentrycznych pomiary przy prędkości 180°/s przyjmowały wartości niższe niż analogiczne pomiary przy prędkości 60°/s dla wszystkich parametrów.
2. Badanie w warunkach izometrycznych
 - Wyniki dla wszystkich parametrów siłowych i czasowych były wyższe po stronie lewej.
 - Wyniki szczytowego momentu siły izometrycznej były wyższe, niż te uzyskane dla skurczu koncentrycznego i ekscentrycznego.

Analiza korelacji parametrów równowagi z parametrami siłowymi i czasowymi

1. Korelacja testu m-CTSIB z parametrami siłowymi i czasowymi

- Najwięcej istotnych korelacji z parametrami siłowymi i czasowymi ma wskaźnik ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych, a relacje między tymi parametrami w większości mają kierunek ujemny oraz niską lub umiarkowaną siłę.
 - Dla parametrów: czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły oraz czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu, zaobserwowano dodatnie relacje z SW i ST, ale siła korelacji była niska.
2. Korelacja testu PST z parametrami siłowymi i czasowymi
- Najwięcej istotnych korelacji miały wskaźnik wychyleń AP przy oczach zamkniętych. W większości były to relacje o dodatnim kierunku i niskiej sile.
3. Korelacja testu PST_BI z parametrami siłowymi i czasowymi
- Wśród parametrów równowagi najwięcej istotnych korelacji mają wskaźniki otrzymane w pomiarach na prawej nodze i w większości są to relacje o ujemnym kierunku i niskiej lub umiarkowanej sile.
 - Dodatnie relacje, odnotowano dla czasu potrzebnego na zmianę kierunku ruchu, natomiast siła tych korelacji była niska.

Analiza jednoczynnikowa wpływu parametrów antropometrycznych, siłowych i czasowych na wartość ST

1. Parametry antropometryczne i aktywność fizyczna
- Mężczyźni wykazywali się lepszą równowagą na stabilnym podłożu zarówno z oczami otwartymi, jak i zamkniętymi.
 - Przy utrudnianiu warunków czyli zamknięcie oczu oraz niestabilne podłoże coraz więcej parametrów antropometrycznych miało wpływ na równowagę. W tym przypadku zarówno wyższy wiek, jak i wyższy wzrost i niższa masa ciała wiązały się z gorszą równowagą.
 - Brak treningów lub aktywność podejmowana jedynie w formie rekreacji skutkuje gorszymi wynikami równowagi już przy otwartych oczach i stabilnym podłożu. Trening siłowy pozytywnie wpływał na utrzymanie równowagi we wszystkich warunkach.
2. Parametry siłowe

- Najwięcej istotnych siłowych parametrów badania izokinetycznego zaobserwowano dla najłatwiejszych warunków badania (oczy otwarte stabilne podłoże) oraz w przypadku skurczów koncentrycznych i prędkości 60°/s.
- Maksymalny moment siły i praca na powtórzenie pojawiały się jako istotny predyktor równowagi we wszystkich warunkach badania. Ich wpływ na równowagę był relatywnie niski ale powtarzał się często i konsekwentnie pokazywał ujemny kierunek.
- Istotne wyniki (ujemny kierunek, mała siła) średniej mocy mięśnia przy próbie siłowej we wszystkich warunkach pojawiły się dla skurczu koncentrycznego dla obu stron ciała. W przypadku skurczu ekscentrycznego istotne wyniki pojawiały się przy prędkości 180°/s z oczami otwartymi na podłożu stabilnym oraz w najtrudniejszych warunkach, a dla prędkości 60°/s na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych.
- Istotne wyniki (ujemny kierunek, mała siła) pracy na powtórzenie i średniej mocy mięśnia podanych w przeliczeniu na masę ciała otrzymano dla 3 pierwszych warunków badania dla skurczu koncentrycznego przy prędkości 60°/s po prawej stronie.
- W przypadku pomiaru maksymalnego momentu siły uzyskanego z pomiarów przy skurczach izometrycznych zaobserwowano istotne wyniki (ujemny kierunek, mała siła) po obu stronach ciała we wszystkich warunkach badania.

3. Parametry czasowe

- Istotny i większy wpływ na równowagę odnotowano dla parametrów czasowych. Odwrotnie niż w przypadku parametrów siłowych im trudniejsze warunki badania tym więcej parametrów czasowych wykazywało istotny wpływ.
- Dla wszystkich warunków badania istotne były parametry czasowe uzyskiwane przy skurczach ekscentrycznych. Wyniki istotne dla skurczów koncentrycznych pojawiały się jedynie w najtrudniejszych warunkach badania.
- Przy oczach otwartych na stabilnym podłożu istotny okazał się czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły przy skurczach ekscentrycznych i przy obu prędkościach. Wzrost o jednostkę wiązał się ze wzrostem analizowanego indeksu stabilności, czyli pogorszeniem równowagi.

- Przy oczach zamkniętych na stabilnym podłożu istotny okazał się czas zaniku siły przy skurczach ekscentrycznych i prędkości 180°/s. Wzrost czasu zaniku siły o jednostkę wiązał się ze spadkiem analizowanego indeksu stabilności, czyli lepszą równowagą.
- Przy oczach zamkniętych na stabilnym podłożu oraz przy oczach otwartych na podłożu niestabilnym istotny okazał się czas potrzebny na zmianę kierunku przy skurczu ekscentrycznym oraz prędkości 60°/s. Wzrost czasu potrzebnego na zmianę kierunku ruchu o jednostkę wiązał się ze wzrostem analizowanego indeksu stabilności, a więc gorszą równowagą.
- Najwięcej istotnych parametrów czasowych odnotowano w najtrudniejszych warunkach, czyli przy oczach zamkniętych na niestabilnym podłożu. Wzrost czasu potrzebnego na zmianę kierunku ruchu przy skurczach ekscentrycznych i prędkości 60°/s wiązał się ze wzrostem analizowanego indeksu stabilności, a więc z gorszą równowagą. Wzrost czasu zaniku siły przy skurczach ekscentrycznych i prędkości 180°/s wiązał się ze spadkiem analizowanego indeksu stabilności, a więc z lepszą równowagą. Wzrost czasu osiągnięcia połowy maksymalnego momentu obrotowego przy skurczach izometrycznych wiązał się ze wzrostem analizowanego indeksu stabilności, a więc z gorszą równowagą.
- Wzrost czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły przy skurczach koncentrycznych i prędkości 180°/s wiązał się ze spadkiem analizowanego indeksu stabilności, a więc z lepszą równowagą.

Analiza wieloczynnikowa wpływu parametrów antropometrycznych, siłowych i czasowych na wartość ST

- Wyższy wiek wiąże się z pogorszeniem równowagi.
- Wyższa masa ciała wiąże się z lepszą równowagą.
- Osoby uprawiające fitness charakteryzowały się gorszą równowagą.
- Osoby trenujące na siłowni wykazywały się lepszą równowagą na poziomie tendencji statystycznej.
- Wyniki badania izokinetycznego oraz izometrycznego w modelu wieloczynnikowym były jedynie dla niektórych parametrów czasowych i tylko w utrudnionych

warunkach badania (oczy zamknięte lub niestabilne podłoże). Dłuższy czas zaniku siły, zwłaszcza przy skurczach ekscentrycznych, łączył się z niższą wartością analizowanego indeksu stabilności. W najtrudniejszych warunkach badania dłuższy czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu podczas skurczu ekscentrycznego, wiązał się z wyższą wartością indeksu stabilności. W badaniu na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych obserwowano istotność tego czynnika na poziomie tendencji statystycznej.

- W przypadku analizy wieloczynnikowej, w najtrudniejszych warunkach badania, jako istotny pokazuje się czas osiągnięcia maksymalnego momentu obrotowego przy skurczu koncentrycznym i prędkości $180^{\circ}/s$, po lewej stronie ciała. Jego wzrost wiązał się ze spadkiem analizowanego indeksu stabilności, a więc z lepszą równowagą.

6. Dyskusja

Z analizy dotychczasowych badań naukowych wynika, że istnieje związek między kontrolą postawy ciała a siłą kończyn dolnych wybranych grup mięśniowych. Większość badań skupia się na mięśniach pracujących w płaszczyźnie strzałkowej - zginaczach i prostownikach stawu kolanowego i skokowego lub mięśniach tułowia odpowiedzialnych za stabilizację centralną [231-233]. W 2004 roku Moreland i wsp. przeprowadzili metaanalizę, której celem była ocena i podsumowanie dowodów na to, że osłabienie mięśni jest czynnikiem ryzyka upadków u osób starszych. W analizie wzięto pod uwagę 13 badań, w których oceniano różne mięśnie kończyn dolnych, przede wszystkim te odpowiedzialne za wyprost stawów kolanowych oraz za zgięcie grzbietowe stawu skokowego. W badaniach do oceny równowagi używano dynamometrów do pomiaru siły mięśni oraz testów, takich jak wstawanie z krzesła. W podsumowaniu metaanalizy autorzy potwierdzili, że obniżona siła mięśni kończyn dolnych (zginaczy i prostowników) jest nie jedynym, ale istotnym czynnikiem ryzyka upadków u osób starszych [234]. Literatura wskazuje wiele przykładów podkreślających znaczenie treningu mięśni kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej wśród osób starszych jako znaczący predyktor poprawy równowagi i zmniejszenia ryzyka upadków [63, 235-237]. Šarabon i wsp. przeprowadzili przegląd systematyczny oraz metaanalizę randomizowanych kontrolowanych badań, które sprawdzały wpływ treningu oporowego na zdolność utrzymania równowagi. Do analizy zostało włączonych 13 badań, których uczestnicy mieścili się w różnych grupach wiekowych: dzieci, dorośli (w tym młodzi dorośli) oraz osoby starsze. W badaniach uwzględniono różne mięśnie kończyn dolnych (m. czworogłowy uda, m. dwugłowy uda, m. półścięgnisty, m. półbłoniasty, m. pośladkowy wielki, m. brzuchaty i m. płaszczkowaty). Badania zebrane w tym przeglądzie piśmiennictwa wskazują, że trening oporowy wpływa na umiarkowaną lub znaczną poprawę równowagi u osób dorosłych i starszych [237]. Sadeghi i wsp. w swoich badaniach udowodnili również odwrotną zależność, a mianowicie ćwiczenia równoważne u osób po 65 roku życia, wykazują istotny wpływ na poprawę siły mięśni dwugłowych i czworogłowych uda, co w konsekwencji zmniejsza ryzyko upadku [238]. Bardziej szczegółowe informacje na temat określenia związku między zmiennymi równowagi i siłą/mocą mięśni kończyn dolnych (zginaczy i prostowników) u zdrowych osób w różnych okresach życia, przedstawili

Muehlbauer i wsp. w 2015 roku. Autorzy przeglądu systematycznego włączyli 37 badań, które skupiały się na ocenie izometrycznej i izokinetycznej; maksymalnej siły izometrycznej (*ang. maximal voluntary contraction, MVC*), szybkości rozwoju siły (*ang. explosive force*) oraz mocy mięśniowej (*ang. muscle power*). Równowagę statyczną oraz dynamiczną w analizowanych badaniach oceniano zarówno za pomocą różnych testów funkcjonalnych, jak i platform pozwalających na ocenę przesunięcia COP. Wyniki tej analizy pozwoliły dokładniej ocenić zależność między siłą mięśni pracujących w płaszczyźnie strzałkowej, a równowagą. Istotnie różne, ale niskie współczynniki korelacji, zostały znalezione dla powiązań między miarami równowagi dynamicznej a maksymalną siłą izometryczną. Dodatkowo, wyniki pokazały, że korelacje te mogą być modyfikowane przez wiek, co oznacza, że dojrzewanie oraz starzenie się mogą wpływać na związki pomiędzy wybranymi komponentami równowagi i siły mięśniowej [239]. Rok wcześniej ten sam autor, w innym zespole badawczym, wskazywał, że zwiększenie trudności zadania (np. zamknięte oczy lub podłoże piankowe) skutkuje pogorszeniem równowagi oraz wzrostem aktywności mięśni podczas stania jednonóż w płaszczyźnie strzałkowej (m. piszczelowy przedni, m. płaszczkowaty, m. brzuchaty łydki, m. strzałkowy długi) [211]. Literatura wskazuje również na istotne znaczenie treningu stabilizacji centralnej w kształtowaniu i poprawie równowagi. W 2023 roku Rodríguez-Perea i wsp. przeprowadzili przegląd piśmiennictwa, który miał na celu określenie wpływu treningu mięśni tułowia (stabilizacji centralnej) na równowagę, prędkość lub odległość rzutu/uderzenia oraz skoki u zdrowych osób. Do metaanalizy włączono 21 badań, z których wywnioskowano, że regularne ćwiczenia ukierunkowane na stabilizację centralną poprawiają stabilność ciała, zdolność do utrzymania równowagi oraz zmniejszają ryzyko urazów związanych z zaburzeniami równowagi, zwłaszcza w dolnych partiach ciała [240].

Wiedza na temat mechanizmów posturalnych działających w płaszczyźnie czołowej jest niewystarczająca i nie ma zbyt wielu badań, które skupiałyby się na ocenie jaki jest wpływ siły mięśni odwodzących staw biodrowy na równowagę ciała człowieka. W ostatnich latach pojawiają się pojedyncze badania, których autorzy próbują ocenić równowagę w kontekście mięśni kończyn dolnych działających głównie w płaszczyźnie czołowej. Wang i wsp. przeprowadzili badania na osobach powyżej 65 roku życia, w których poszukiwali korelacji pomiędzy stabilnością posturalną a potencjalnymi czynnikami, które mogą na nią

wpływać - siłą mięśniową, czuciem dotyku i propriocepcją. Badacze w swoich wynikach podkreślili, że stabilność posturalna, siła mięśniowa i propriocepcja pogarszają się wraz z wiekiem, zwłaszcza u osób powyżej 70 roku życia. Szczególną uwagę zwrócono na związek między stabilnością posturalną a siłą mięśni zginaczy i prostowników stawu skokowego oraz mięśni odwodzicieli stawu biodrowego. Wykazano, że związek ten jest istotny wśród osób powyżej 65 roku życia oraz zasugerowano, że ćwiczenia wzmacniające mięśnie odwodzące staw biodrowy mogą poprawić stabilność posturalną u osób starszych [121]. Niniejsze badania również pokazują pogorszenie wyników równowagi wraz z wiekiem, mimo że rozkład wieku w badanej grupie odbiegał od normalnego - większość uczestników była młodsza niż średni wiek w grupie. Ponadto, wiek jako predyktor równowagi, pojawiał się również w analizie wieloczynnikowej uwzględniającej istotne parametry siłowe i czasowe pracy mięśni. Kolejne badanie, którego celem było wyjaśnienie związku między wynikami testu równowagi Y-Balance Test (YBT) a siłą kończyn dolnych, przeprowadzili Lee i wsp. W badaniu wzięły udział kobiety w wieku od 45 do 80 lat, które nie miały poważnych problemów zdrowotnych. Badane miały mierzoną maksymalną siłę izometryczną mięśni prostowników, zginaczy i odwodzicieli stawu biodrowego, prostowników i zginaczy stawu kolanowego oraz zginaczy grzbietowych stawu skokowego za pomocą ręcznego dynamometru. Wyniki badania wskazały na pozytywną korelację między siłą prostowników stawu biodrowego oraz zginaczy stawu kolanowego a wynikami testu YBT we wszystkich trzech kierunkach. Korelacja między siłą odwodzicieli stawu biodrowego, a wynikiem dynamicznego testu równowagi okazała się istotna, ale o słabej sile [153]. Niniejsze badania, choć skupiały się jedynie na równowadze statycznej, wykazały podobne wyniki odnośnie siły korelacji tejże równowagi z parametrami siłowymi. Również w przypadku niniejszych badań wykazano istotność izometrycznych parametrów siłowych dla mięśni odwodzących staw biodrowy, a siła tych korelacji była słaba lub umiarkowana. W innych badaniach Svoboda i wsp. zaprezentowali wyniki dotyczące korelacji siły mięśni odpowiedzialnych za inwersję i ewersję stawu skokowego z kontrolą postawy dwunożnej u osób w różnym wieku [200]. Wyniki ich badań nie pokazały istotnej korelacji między siłą mięśni stawu skokowego, a równowagą u osób młodych. Jednocześnie, badacze wykazali istotną korelację między pracą mięśni nawracających staw skokowy z entropią próbkową wychwian COP w płaszczyźnie czołowej. W wynikach niniejszych badań również można

zaobserwować istotne korelacje między parametrami siłowymi mięśni odwodzących staw biodrowy, a kontrolą postawy w kierunku przysiadkowo-bocznym, zarówno z punktu widzenia współczynnika stabilności, współczynnika wychyleń, jak również wskaźnika wychyleń na boki podczas stania jedno nogi Svoboda i wsp. wykazali również, że chociaż maksymalna siła mięśni stawu skokowego nie jest niezbędna do utrzymania stabilności w pozycji dwunożnej, to istnieje związek między maksymalną siłą mięśni a wychwianiami podczas ćwiczeń posturalnych. Sugerują oni, że większa maksymalna siła mięśni jest związana z ich większą wydolnością, nawet w prostych zadaniach ruchowych, wspomagając redukcję wychwian [200]. Podobnie niniejsze badania wykazały, iż dla utrzymania stabilnej postawy (współczynnika ST), we wszystkich warunkach badania, istotny jest maksymalny moment siły, praca na powtórzenie i średnia moc mięśnia, choć siła wpływu tych parametrów nie jest znaczna. W poprzednich badaniach przeprowadzonych w 2022 roku skupiano się na określeniu wpływu parametrów siłowych i czasowych mięśni odwodzących i przywodzących staw biodrowy, na utrzymanie równowagi w płaszczyźnie czołowej u młodych zdrowych kobiet. Badania obejmowały 51 kobiet w wieku 20 - 23 lata, u których przeprowadzono badanie równowagi według protokołu M-CTSIB, test równowagi stania jedno nogi na stabilnym podłożu z oczami otwartymi i zamkniętymi oraz pomiary siły izometrycznej i izokinetycznej przy prędkości 30°/s. W analizie wyników zaobserwowano, że mięśnie odwodzące staw biodrowy mają istotny wpływ na kontrolę postawy w kierunku przysiadkowo-bocznym, zarówno z punktu widzenia współczynnika ST, jak i SW oraz że dla utrzymania stabilnej postawy (współczynnika ST) istotna jest średnia moc i średnia praca na powtórzenie mięśni odwodzących staw biodrowy, co jest spójne z wynikami niniejszych badań [241]. Warto również zauważyć, że w prawie wszystkich przytoczonych badaniach brakuje oceny parametrów czasowych badania izokinetycznego i izometrycznego, a badacze skupiają się jedynie na ocenie parametrów siłowych.

6.1. Ocena równowagi

W niniejszych badaniach do oceny równowagi zastosowano zmodyfikowany test kliniczny interakcji sensorycznej w równowadze (m-CTSIB), który, zgodnie z dostępną literaturą, jest uznawany za wiarygodne i wartościowe narzędzie w badaniach nad

równowagą [242-249]. Test ten ocenia w jaki sposób osoby badane wykorzystują układ wzrokowy i proprioceptywny do utrzymania równowagi. Zakłócenia sensoryczne w postaci różnych warunków badania (zamknięte oczy/niestabilna powierzchnia) wpływają na pogorszenie koordynacji, zwiększone wychwiania ciała i zmiany w strategiach posturalnych [250]. Kuo i wsp. w swoich badaniach wskazują, że zaburzenia widzenia (zamknięcie oczu) lub zastosowanie niestabilnej powierzchni, prowadzą do zwiększonych wychwian ciała. Ponadto, autorzy zauważają, że w odpowiedzi na utratę informacji somatosensorycznych, ciało wykazuje większe ruchy w okolicy stawów biodrowych, a nie tylko w obrębie stawów skokowych, co podkreśla kluczową rolę strategii biodrowej w odzyskiwaniu równowagi w zmienionych warunkach somatosensorycznych [250]. Wyniki niniejszych badań częściowo pokrywają się z doniesieniami Kuo i wsp., ponieważ również wykazują pogorszenie parametrów równowagi, zarówno pod względem współczynnika SW, jak i ST. Jednakże w niniejszym badaniu nie analizowano strategii odzyskiwania równowagi stosowanych przez uczestników podczas testów, dlatego ich ocena nie jest możliwa. Bednarczuk i wsp. również przeprowadzili badania na młodych, zdrowych osobach w celu określenia roli wzroku w utrzymaniu równowagi statycznej. W testach równowagi w staniu obunóż przy oczach otwartych badani wykazywali stabilniejszą postawę, co odzwierciedlały krótsze długości ścieżki COP, w porównaniu do testów z zamkniętymi oczami. Wyniki te potwierdzają, że obecność bodźców wzrokowych znacząco poprawia kontrolę równowagi [251]. W naszych wcześniejszych badaniach, w których do oceny równowagi zastosowano test m-CTSIB, również stwierdzono, że warunki pomiarowe mają istotny wpływ na wartości współczynników SW i ST [241]. Wyniki te są zgodne z obserwacjami z niniejszego badania. Znacząca rola komponenty wzrokowej wśród młodych uczestników tego badania może sugerować istnienie pewnych deficytów równowagi, które są kompensowane przez układ wzrokowy. Warto podkreślić, że zarówno w naszych wcześniejszych badaniach, jak i w niniejszym opracowaniu zaobserwowano podobne zależności między warunkami pomiarowymi a wartościami indeksów ST i SW, przy czym średnie wartości ST były wyższe niż SW w porównywalnych warunkach pomiarowych [241]. Analogiczną zależność odnotowano w badaniach Parka i wsp., choć różnice między współczynnikami ST a SW były tam mniejsze [252]. Wyższe wartości ST mogą wynikać z faktu, że mierzy on średnie odchylenie ciała od centralnej pozycji, co odzwierciedla ogólną stabilność posturalną,

podczas gdy SW odnosi się do amplitudy i częstotliwości wychyleń, co ukazuje dynamikę postawy. Wśród młodych i zdrowych osób wyższe wartości ST w porównaniu do SW mogą być związane z dobrą kontrolą posturalną (niewielkie zmiany dynamiki), przy jednoczesnym przenoszeniu ciężaru ciała na jedną ze stron. Sugeruje to, że u tych osób deficyty równowagi w trudniejszych warunkach sensomotorycznych mogą wynikać z innych czynników, takich jak dysbalans mięśniowy lub deficyty sygnałów przedsionkowych. Mniejsze różnice między wartościami współczynników ST a SW u osób starszych [252] wskazują, że większe deficyty równowagi prowadzą zarówno do większych odchyłeń od środka platformy, jak i do bardziej chwiejnej postawy.

W niniejszym badaniu zastosowano również test stabilności postawy (PST) na ruchomym podłożu, co odzwierciedla warunki zbliżone do testu ryzyka upadków (RFT) wykorzystanego przez Parraca i wsp. [223]. W badaniu tym do oceny równowagi wykorzystano platformę Biodex Balance System i wykonano test PST na stabilnym podłożu oraz test RFT na podłożu ruchomym na poziomie 8. Bednarczuk i Rutkowska przeprowadzili test ryzyka upadków u starszych, aktywnych fizycznie, kobiet w wieku 57 -80 lat i zaobserwowali wzrost tego ryzyka wraz z rosnącym stopniem trudności zadania wymagającego stabilizacji [253]. Wyniki te są po części zgodne z niniejszymi, które również wykazały, że zamknięte oczy podczas pomiaru prowadzą do wyższych wartości wszystkich wskaźników (Ov, AP i ML), co potwierdza wpływ kontroli wzrokowej na proces utrzymywania równowagi. Również Prometti i wsp. oceniali kontrolę równowagi u pacjentów powyżej 64. roku życia z ataksją i stwierdzili, że wskaźnik FRI (wskaźnik ryzyka upadków) okazał się najdokładniejszym predyktorem ryzyka upadków, zwłaszcza w testach przeprowadzonych z zamkniętymi oczami [254].

W literaturze można znaleźć wiele artykułów zgodnych z wynikami niniejszych badań, tj. pokazujących, że dominacja kończyn dolnych nie wpływa na symetrię równowagi ciała w pozycji stania jednonóż [255-258]. Należy jednak zauważyć, że w świetle dostępnej wiedzy nie można jednoznacznie stwierdzić, że dominacja kończyny nie wpływa na równowagę posturalną podczas stania jednonóż [259-261]. W swoim przeglądzie Paillard i wsp. podsumowują, że dostępne badania wykazują zarówno różnice, jak i brak różnic w równowadze posturalnej między kończyną dolną dominującą a niedominującą. Podkreślają oni również, że wpływ dominacji kończyny na równowagę posturalną zależy od

kontekstu (np. podejmowana aktywność fizyczna, stan zmęczenia, poziom doświadczenia i specyficzność testu posturalnego), jak również czynników wewnętrznych (np. wiek, kondycja fizyczna) [259]. Noguchi i wsp. w swoich badaniach wykazali, że trudniejsze warunki testowania będą zwiększały znaczenie dominacji kończyny dolnej w kontekście utrzymania równowagi. Badacze do oceny różnic w stabilności między kończyną dominującą (wybieraną do kopnięcia piłki) a niedominującą wykorzystali ruchomą platformę i wykazali lepszą stabilność posturalną kończyny dolnej dominującej niż niedominującej [262]. Z analizy parametrów równowagi uzyskanych w teście stabilności postawy jednonóż (PST _BI) wynika, że u zdrowych osób stanie jednonóż na stabilnym lub niestabilnym podłożu pokazuje zbliżone wartości wskaźników stabilności. Co więcej, utrudnienie warunków badania w postaci zamknięcia oczu, wykazało pogorszenie wartości wskaźników stabilności, jednak bez względu na dominację kończyny dolnej. Według Ju-Hyung Cha i wsp. stanie jednonóż z natury jest niestabilne, ponieważ informacja wizualna jest głównym czynnikiem wpływającym na zdolność do zrównoważenia postawy ciała [263]. Brak informacji wizualnych może dodatkowo wzmacniać niestabilność i pogarszać wartości wskaźników równowagi [211, 263, 264]. Springer i wsp. wykazują, że wśród ludzi młodych, nie związanych zawodowo ze sportem, wyniki testów równoważnych podczas stania jednonóż z oczami zamkniętymi charakteryzują się gorszymi wynikami niż te, uzyskane podczas testów przy oczach otwartych [265], co jest spójne z rezultatami niniejszego badania.

Aby móc porównywać wyniki badań równowagi jednonóż w kontekście dominacji kończyny, konieczne jest dokładne zdefiniowanie kończyny dolnej dominującej. W większości badań kończynę dolną dominującą określa się jako preferowaną do kopnięcia piłki [259]. Nie jest to jednak jedyna istotna funkcja kończyny dolnej [221, 266]. Dlatego w niniejszym badaniu zdecydowano się na wykorzystanie zmodyfikowanego kwestionariusza WFQ-R, w którym oprócz pytań dotyczących dobrowolnej (mobilizującej) kontroli motorycznej, znajdują się również te dotyczące funkcji podporowej [220, 221]. Podobnie jak w niniejszych badaniach, zarówno w publikacji Aoki i wsp. oraz Alonso i wsp., nie stwierdzono wpływu dominacji kończyn dolnych na symetrię równowagi ciała w pozycji stojącej jednonóż [255, 256]. Zmodyfikowany kwestionariusz WFQ-R oraz ocenę równowagi, przy użyciu tych samych testów i systemu Biodex Balance, wykorzystali

w swoich badaniach Hadamus i wsp. Celem tego badania była ocena, w jaki sposób dominacja kończyn dolnych wpływa na symetrię równowagi ciała podczas stania jednonóż. Autorzy postawili hipotezę, że dominacja kończyn dolnych, w szczególności preferencja używania jednej kończyny dolnej jako podporowej, może wpływać na równowagę ciała podczas zadań wymagających stania jednonóż. Analiza wykazała, że każdy uczestnik miał lepsze wyniki testów dla jednej kończyny w porównaniu z drugą, a dla większości uczestników i warunków testowych bardziej stabilną kończyną dolną była prawa [267]. Podobnie jak w niniejszych badaniach nie stwierdzono jednak żadnego wpływu dominacji kończyn dolnych na symetrię równowagi ciała podczas stania jednonóż. Kiyota i Fujiwara w swoim badaniu określali dominację kończyn dolnych na podstawie WFQ-R, jednakże ich wyniki, uzyskane podczas testów dynamicznych, potwierdziły różnice pomiędzy kończynami niedominującymi i dominującymi [260]. Szeroko tematyką porównywania wpływu dominacji kończyn dolnych na równowagę zajął się Promsri. W 2018 roku przeprowadzono analizę preferencji kończyn dolnych w sytuacji równowagi statycznej lub dynamicznej. Badacze potwierdzili asymetrie w pozycji stojącej jednonóż, jednak nie stwierdzili różnic w strukturze koordynacyjnej ruchów posturalnych (strategiach kontroli posturalnej), pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą. Wyniki ich badania częściowo potwierdzają wyniki uzyskane w badaniu własnym, ale pokazują także pewne różnice przy analizie dynamicznych lub statycznych preferencji kończyn dolnych [257]. W swoich kolejnych badaniach Promsri i wsp. zasugerowali, że dominacja kończyn dolnych wpływa na kontrolę sensomotoryczną, zwłaszcza koordynację ruchów posturalnych, a nie na siłę mięśniową. Nie wpływa to jednak na zdolność utrzymania równowagi w teście stania jednonóż, co jest zgodne z wynikami niniejszych badań [268]. W ostatnich latach Promsri i wsp. wykazali również, że efekty dominacji kończyn dolnych są widoczne jedynie przy zastosowaniu zmiennej nieliniowej (entropii próbkowej) do oceny kontroli postawy w pozycji stojącej jednonóż w warunkach stabilnych lub niestabilnych [261]. Pokazuje to jak niejednoznacznych wniosków w tym zakresie dostarcza literatura oraz że w dalszym ciągu dominacja kończyny powinna być brana pod uwagę podczas wyboru kryteriów badania.

6.2. Ocena siły mięśniowej w warunkach izokinetycznych

Literatura w sposób jednoznaczny wskazuje, że skurcze ekscentryczne generują większą pracę mechaniczną i napięcie przy mniejszym zaangażowaniu jednostek motorycznych i zużyciu energii w porównaniu do skurczów koncentrycznych [269-272]. Tomberlin i wsp. ocenili wpływ treningu koncentrycznego i ekscentrycznego na wydajność mięśnia czworogłowego uda u młodych, zdrowych osób. W ich badaniu stwierdzono, że maksymalny moment obrotowy i całkowita praca podczas skurczów ekscentrycznych były wyższe niż wartości osiągnięte podczas skurczów koncentrycznych u wszystkich uczestników [271]. W przeprowadzonych badaniach pomiary przy obu prędkościach kątowych wykazały, że wartości parametrów siłowych przy skurczach ekscentrycznych były wyższe niż odpowiadające im pomiary parametrów przy skurczach koncentrycznych. Ponadto, Cress i wsp. w swoim opracowaniu podają, że badacze, którzy wykorzystali dynamometry izokinetyczne do badania zależności między siłą a prędkością, konsekwentnie stwierdzali, że siła skurczów koncentrycznych maleje wraz ze wzrostem prędkości kątowej [273], co jest zgodne z niniejszymi wynikami. Pomiary przy prędkości 180°/s przyjmowały wartości niższe niż analogiczne pomiary przy prędkości 60°/s dla wszystkich parametrów. Wielu autorów zgadza się co do tego, że siła skurczu ekscentrycznego przy pomiarach kończyn górnych wzrasta wraz ze wzrostem prędkości kątowej [273-275]. Griffin i wsp. zaobserwowali, że maksymalny moment obrotowy dla mięśni zginaczy stawu łokciowego wzrasta w miarę zwiększania prędkości od 0 do 120°/s, ale maleje przy prędkościach od 120 do 210°/s [276]. Badania dotyczące zależności siła-prędkość w skurczach ekscentrycznych kończyn dolnych są mniej jednoznaczne. Część autorów nie odnotowała istotnych zmian w maksymalnej sile ekscentrycznej w miarę wzrostu prędkości w badaniu przeprowadzonym na mężczyznach [277]. Hageman i wsp. zaobserwowali natomiast, że u kobiet wzrost momentu obrotowego mięśni dwugłowych uda wiązał się ze wzrostem prędkości kątowej [277]. Gerodimos i wsp., badając młodych piłkarzy za pomocą dynamometru izokinetycznego Cybex Norm, oceniali siłę mięśni odwodzicieli i przywodzicieli stawu biodrowego przy dwóch prędkościach kątowych (30°/s i 90°/s). Ich wyniki skupiały się na potwierdzeniu wysokiej wiarygodności oceny izokinetycznej szczytowego momentu siły, jednak zauważono, że wzrost prędkości kątowej wiązał się z niewielkim spadkiem siły

ekscentrycznej zarówno dla mięśni odwodzących, jak i przywodzących staw biodrowy [278]. Również inni badacze stwierdzili, że mięśnie badane ekscentrycznie u zdrowych mężczyzn przy prędkościach 60, 120 lub 180°/s wykazywały niewielki spadek średniej siły przy wzroście prędkości [270, 271]. Obserwacje te są zgodne z wynikami niniejszych badań, które pokazały, że wartości parametrów dla skurczu ekscentrycznego przy wyższej prędkości kątowej (180°/s) nieznacznie malały lub pozostawały na podobnym poziomie, w stosunku do rezultatów uzyskiwanych przy niższej prędkości.

Dostępna literatura dostarcza niejednoznacznych wniosków w zakresie oceny zmęczenia mięśni podczas maksymalnych wysiłków ekscentrycznych w porównaniu z koncentrycznymi. Duża liczba publikacji wskazuje, że skurcze ekscentryczne wymagają aktywacji mniejszej ilości jednostek motorycznych w porównaniu do skurczów koncentrycznych, co prowadzi do niższego zużycia tlenu i energii. W rezultacie, koszt metaboliczny ćwiczeń ekscentrycznych jest około czterokrotnie niższy niż koszt ćwiczeń koncentrycznych przy tej samej intensywności [117, 119, 270, 271, 274, 279-282]. Przegląd literatury przeprowadzony przez Nuzzo i wsp. w 2023 roku pokazuje jednak odmienne wnioski. Autorzy podsumowują, że w analizowanych badaniach zużycie tlenu oraz poziom mleczanu we krwi były zazwyczaj podwyższone w równym stopniu podczas obu rodzajów skurczów [283]. Jednocześnie wykazują, że zmęczenie odczuwane podczas wysiłków ekscentrycznych mięśni kończyn dolnych, jest mniejsze niż w przypadku treningu koncentrycznego [272, 283]. W związku z tym można by oczekiwać, że parametry badania izokinetycznego, które mierzą rzeczywisty potencjał wytrzymałościowy włókien mięśniowych, będą wykazywać większe wartości dla skurczów ekscentrycznych. W niniejszych badaniach zaobserwowano, że czas zaniku siły przy skurczach ekscentrycznych był krótszy niż przy skurczach koncentrycznych. Krótszy czas zaniku siły sugeruje, że w przypadku badanych osób siła mięśniowa w fazie ekscentrycznej spadała szybciej, co może wskazywać na szybsze zmęczenie mięśni odwodzących staw biodrowy podczas pracy ekscentrycznej, ich potencjalne osłabienie lub mniejszą wytrzymałość w utrzymywaniu siły pod obciążeniem. Zarówno Douglas i wsp., jak i Hody i wsp. wskazują, że większy deficyt aktywacji mięśniowej występujący podczas skurczów ekscentrycznych, szczególnie u osób niewytrenowanych, prowadzi do ograniczenia pełnej aktywacji mięśni podczas maksymalnych skurczów ekscentrycznych. Obniża to efektywność skurczu

ekscentrycznego, co może być jednym z powodów trudności, jakie osoby niewytrenowane mają podczas pełnego wykorzystania potencjału mięśniowego w trakcie takich skurczów [117, 272]. Friden i Lieber, a także inni badacze, zauważają, że połączenie dużej siły i zmniejszonej rekrutacji włókien podczas skurczów ekscentrycznych prowadzi do dużego obciążenia mechanicznego zaangażowanych struktur, co może skutkować ogniskowymi mikrouszkodzeniami włókien mięśniowych oraz zmniejszoną wytrzymałością podczas powtarzających się maksymalnych skurczów ekscentrycznych [284-287]. Badacze zgodnie podkreślają, że cechy skurczu ekscentrycznego nie są jeszcze w pełni poznane i wymagają dalszych badań, aby umożliwić prawidłową interpretację wyników [117, 272, 288]. Uzyskane w niniejszym badaniu wyniki, sugerują, że wśród zdrowych, niewytrenowanych osób, skurcze ekscentryczne wykazują normatywne właściwości w zakresie parametrów siłowych. Jednocześnie, w kontekście analizy przyczyn deficytów równowagi mięśniowej, szczególną uwagę należy zwrócić na parametry czasowe.

Większość wcześniejszych badań, nie wykazała różnic w sile mięśni kończyn pomiędzy stroną dominującą i niedominującą [289-294]. Abdelmohsen i wsp. przeprowadzili badania na 32 zdrowych, młodych osobach z dominującą prawą kończyną dolną, oceniając skurcz koncentryczny mięśni przy prędkości kątowej $60^{\circ}/s$ za pomocą dynamometru Biodex System 3. Podobnie jak w niniejszym badaniu, nie stwierdzili oni istotnych różnic w szczytowym momencie siły oraz innych parametrach mięśni odwodzących staw biodrowy między stroną lewą a prawą [295]. Odmienne wyniki uzyskali Kellis i wsp., którzy zaobserwowali, że szczytowy moment siły zginaczy stawu kolanowego w kończynie dominującej był znacznie wyższy niż w kończynie niedominującej [296]. Należy jednak zauważyć, że badanie to dotyczyło młodych piłkarzy, co mogło wpłynąć na takie wyniki. Z kolei Siqueira i wsp. badali siłę prostowników i zginaczy stawu kolanowego, zarówno kończyny dominującej, jak i niedominującej, uwzględniając trzy grupy: osoby nieuprawiające sportu, skoczków oraz biegaczy/sprinterów. Pomiary izokinetyczne przeprowadzono przy prędkościach $60^{\circ}/s$ i $240^{\circ}/s$. U osób nieuprawiających sportu mięśnie zginacze kończyny dominującej były silniejsze przy prędkości $60^{\circ}/s$, podczas gdy różnice w sile prostowników stawu kolanowego nie były istotne statystycznie. U skoczków i biegaczy mięśnie kończyny niedominującej okazały się znacząco silniejsze przy wyższej prędkości kątowej. Badania te sugerują niewielką tendencję do asymetrii mięśniowej

z przewagą kończyny dominującej, co może wynikać z różnic w funkcji kończyn podczas lokomocji: kończyna niedominująca pełni głównie funkcję podporową, natomiast dominująca odpowiada za napęd i rozwój mocy [297]. Wyniki niniejszych badań i większości innych autorów wskazują, że u zdrowych młodych osób dominacja kończyn dolnych nie wpływa znacząco na asymetrię siły mięśniowej. Wynika z tego, że symetria siły mięśniowej kończyn dolnych stanowi normatywny stan, a dysproporcje między stronami nie powinny być tłumaczone dominacją kończyny, lecz stanowią wskazanie do podjęcia działań mających na celu przywrócenie równowagi między stronami.

6.3. Ocena siły mięśniowej w warunkach izometrycznych

W dostępnej literaturze można znaleźć badania wykazujące asymetrię siły izometrycznej kończyn dolnych na korzyść strony dominującej [298-300]. Hunter i wsp. przeprowadzili badania siły izometrycznej kończyn dolnych u 217 kobiet w wieku od 20 do 89 lat. Badacze zaobserwowali, że istotne statystycznie różnice w sile maksymalnego skurczu izometrycznego wskazywały wyższe wartości po stronie kończyny dominującej, jednak efekt dominacji był stosunkowo niewielki [298]. Neumann i wsp. przeprowadzili badania, których celem było porównanie maksymalnego momentu siły izometrycznej mięśni odwodzicieli stawu biodrowego w zależności od kąta odwodzenia pomiędzy obiema stronami ciała. Autorzy założyli hipotezę, że dominacja kończyny górnej będzie determinować warunki siłowe również w kończynach dolnych. Dlatego do badania dynamometrycznego zakwalifikowano 40 młodych, zdrowych osób, które miały co najmniej 45 stopni biernego odwiedzenia stawu biodrowego i były praworęczne. W badaniu stwierdzono, że różnice w maksymalnym izometrycznym momencie siły mięśni odwodzicieli stawu biodrowego, między prawą a lewą stroną były istotne statystycznie tylko w pozycji neutralnej (0°) oraz przy 10-stopniowym przywiedzeniu. Według autorów wysoka siła mięśniowa po prawej stronie w pozycji neutralnej może wskazywać na lepszy rozwój lub adaptację mięśni w tej pozycji. Może to także odzwierciedlać posturalne różnice między stronami ciała, takie jak asymetrie w ustawieniu miednicy, które wpływają na siłę generowaną przez mięśnie odwodzące staw biodrowy. U osób praworęcznych możliwa jest przewaga mięśniowa po prawej stronie ciała, co manifestuje się większą siłą generowaną

przez mięśnie odwodzące staw biodrowy po tej stronie [299]. Podobne badanie na mięśniach odwodzących staw biodrowy wykonali Jacobs i wsp. W tym przypadku uczestnicy wykonywali trzy 5-sekundowe próby maksymalnego izometrycznego skurczu mięśni po stronie dominującej i niedominującej. Wyniki wykazały, że mięśnie odwodzące staw biodrowy kończyny dominującej były silniejsze niż mięśnie kończyny niedominującej. Autorzy podkreślają jednak, że różnice te, choć statystycznie istotne, mogą nie mieć znaczenia klinicznego z powodu małego efektu (effect size = 0,22). Istotne jest jednak, że średnia różnica siły między kończynami wynosiła około 11%, co wskazuje na powszechne występowanie nierównowagi siły, która może nie być ściśle związana z dominacją kończyny. Dysproporcja siły 10% do 15% w innych grupach mięśniowych była związana ze zwiększonym ryzykiem urazów [300]. Wyniki uzyskane w niniejszym badaniu nie wykazały znaczących różnic w wartościach szczytowego momentu obrotowego ani pozostałych parametrach siłowych i czasowych pomiędzy stroną dominującą a niedominującą. Podobne rezultaty zostały odnotowane w badaniach Owoeye i wsp., których celem było stworzenie normatywnych baz danych dla siły izometrycznej mięśni dwugłowych i czworogłowych uda u zawodników piłki nożnej i koszykówki, z uwzględnieniem płci oraz masy ciała. Autorzy w swoich badaniach do pomiaru siły izometrycznej zastosowali dynamometr ręczny, co różniło się od metod użytych w niniejszym badaniu. Badanie nie wykazało znaczących różnic w sile izometrycznej mięśni dwugłowych uda i czworogłowych uda pomiędzy stroną dominującą a niedominującą, zarówno u piłkarzy, jak i koszykarzy [301]. Rozbieżności w obserwacjach różnych autorów wskazują na konieczność dalszych badań, które pozwolą na dokładniejsze zrozumienie potencjalnych różnic między siłą izokinetyczną i izometryczną oraz ich wpływu na ryzyko urazów i efektywność rehabilitacji.

W części teoretycznej niniejszej pracy omówiono, że najwyższe wartości momentów siły są osiągane podczas skurczów ekscentrycznych, natomiast skurcze izometryczne zwykle charakteryzują się wyższymi wartościami parametrów siłowych niż skurcze koncentryczne [212, 276, 302-304]. Szczytowy moment siły w skurczu izometrycznym jest zależny od długości mięśnia i zmienia się w zależności od kąta ustawienia stawu [298, 305]. Wielu autorów, porównując momenty siły w różnych trybach pracy mięśni, wybierało konkretne ustawienia katowe stawów [303, 306, 307], które nie zawsze były optymalne, co mogło negatywnie wpływać na uzyskane wyniki [308-311]. W literaturze można odnaleźć zalecenia

dotyczące optymalnego ustawienia kąтового dla uzyskania maksymalnego izometrycznego momentu siły różnych stawów [312-315]. W przypadku odwiedzenia stawu biodrowego jest to pozycja neutralna (0 stopni) [316], zastosowana również w niniejszym badaniu. Niektórzy autorzy zauważają, że istnieją odchylenia w doborze optymalnego kąтового ustawienia stawu, wynikające z indywidualnej budowy anatomicznej, dlatego przed pomiarem rzeczywistego maksymalnego momentu izometrycznego należy określić unikalny dla każdej osoby optymalny kąt stawu [302]. Stotz i wsp. przeprowadzili badanie, w którym porównano maksymalny moment siły uzyskany podczas skurczów izometrycznych przy indywidualnie określonych optymalnych kątach stawowych z momentami siły uzyskanymi podczas skurczów koncentrycznych i ekscentrycznych w kończynach dolnych. W badaniu wzięło udział 18 zdrowych mężczyzn, którzy unikali intensywnej aktywności fizycznej na dwa dni przed badaniem. Siłę mięśni dominującej kończyny dolnej mierzono za pomocą dynamometru Isomed 2000, a optymalny kąt do oceny izometrycznej ustalano na podstawie szczytowego momentu siły uzyskanego podczas skurczu koncentrycznego. Pomiary przeprowadzono dla zginaczy i prostowników stawu skokowego, kolanowego, biodrowego oraz odwodźcicieli i przywodźcicieli stawu biodrowego. Wyniki opisywanego badania wskazują, że zastosowanie indywidualnych kątów stawowych pozwoliło na wytworzenie większych momentów siły podczas skurczów izometrycznych niż ekscentrycznych [317]. Te obserwacje są zgodne z wynikami niniejszego badania, mimo że nie zastosowano indywidualnych kątów stawowych dla każdego uczestnika, a jedynie optymalną, zgodną z literaturą pozycję wyjściową dla ruchu odwodzenia stawu biodrowego. Prawdopodobnie wynika to z faktu, że indywidualne kąty stawowe użyte w badaniu Stotza i wsp. dla odwodzenia stawu biodrowego były zbliżone do pozycji neutralnej, co potwierdza, że jest to najbardziej optymalna pozycja do badania siły izometrycznej dla tej grupy mięśniowej.

6.4. Analiza korelacji pomiędzy wynikami testów równowagi i siły mięśniowej

Wskaźnik wychyleń (SW) mierzy stopień kołysania ciała, natomiast wskaźnik stabilności (ST) pokazuje średnią pozycję odchylenia ciała od środka. W obu przypadkach wyższe wartości danego indeksu wskazują na większą niestabilność i trudności w utrzymaniu postawy. Analiza dostępnej literatury pokazuje, że nie ma spójności wśród autorów

w wyborze parametru równowagi, który jest oceniany podczas wykonywania testu m-CTSiB. Wielu autorów w swoich badaniach bierze pod uwagę wskaźnik SW [318-321] lub w ogóle nie podaje, który wskaźnik testu m-CTSiB jest oceniany [248, 322, 323]. Można przypuszczać, że jeśli autorzy nie precyzują, który indeks został poddany ocenie, to najprawdopodobniej jest to wskaźnik SW, ponieważ to właśnie ten parametr pojawia się w automatycznie generowanym raporcie na ekranie systemu Biodex Balance System po zakończeniu badania. Zdecydowanie mniejsza liczba badaczy decyduje się w teście m-CTSiB na wybór wskaźnika stabilności [243] lub ocenę obu tych wskaźników [241]. W niniejszych badaniach zdecydowano, aby analizie jednoczynnikowej został poddany wskaźnik ST, z uwagi na to, iż wykazał największą liczbę istotnych korelacji z parametrami siłowymi i czasowymi badania izokinetycznego i izometrycznego. Ponadto, we wcześniejszych badaniach własnych ustalono, że w przypadku osób młodych parametry siłowe miały znaczenie jedynie dla współczynnika stabilności [241]. W niniejszych badaniach wykazano istotne korelacje niektórych parametrów siłowych ze współczynnikiem SW, jednak były one w mniejszości. Ponadto, choć siła korelacji współczynnika ST z parametrami siłowymi była niska lub umiarkowana, zaobserwowano, że relacje między tymi parametrami zawsze miały kierunek ujemny. Oznacza to, że wzrost wartości parametrów siłowych wiąże się z niższymi wartościami indeksu ST, a więc lepszą równowagą. Wang i wsp. przeprowadzili badanie na grupie 24 młodych, zdrowych kobiet, w celu oceny związku między siłą mięśni zginaczy i prostowników stawu kolanowego a równowagą dynamiczną i statyczną. Wyniki badania wykazały istotną korelację między szczytowymi wartościami momentu siły izometrycznej mięśni czworogłowych uda a wynikami w zakresie równowagi dynamicznej i statycznej [324]. Z drugiej strony zarówno w badaniach Lopez-Valenciano i wsp., jak i wcześniejszych badaniach własnych, nie wykazano istotnych korelacji parametrów z badania izometrycznego mięśni odwodzących i przywodzących staw biodrowy, na współczynniki równowagi podczas stania obunóż [241, 325]. Wyniki niniejszego badania są częściowo zgodne z wcześniejszymi ustaleniami. Pomimo, że szczytowy moment siły izometrycznej mięśni odwodzących staw biodrowy okazał się istotny zarówno po stronie prawej, jak i lewej, siła tych korelacji była niska, co sugeruje, że wpływ tego parametru na równowagę nie jest znaczący. Lanza i wsp. w swojej metaanalizie zaobserwowali, iż występuje istotny związek między siłą mięśni odwodzących

stawu biodrowego i ich aktywacją nerwowo-mięśniową a równowagą w badaniu izokinetycznym [326]. Jest to zgodne z wynikami niniejszego badania, w którym zauważono, że niższe wartości szczytowego momentu siły w badaniu izokinetycznym były związane z gorszą równowagą. Siła tych korelacji była jednak niewielka, co prawdopodobnie może wynikać z tego, że w skład grupy badanej wchodziły zarówno osoby młode, jak i te w średnim wieku, u których zgodnie z obserwacjami Lanza i wsp. korelacje nie są tak wyraźne. Ponadto, Lanza i wsp. zaobserwowali, że osoby w średnim wieku i starsze aktywują mięśnie później niż osoby młodsze, co przekłada się na pogorszenie równowagi oraz zwiększone ryzyko upadków u osób starszych [326]. W niniejszym badaniu zaobserwowano podobne zależności: wyższe parametry czasowe wiązały się z gorszymi wynikami równowagi, choć w zbadanej grupie wiekowej związek ten nie był tak wyraźny, jak w badaniach przeprowadzonych na osobach starszych.

W dostępnej literaturze nie udało się odnaleźć badań, które wykorzystywałyby zbliżone warunki badania stabilności posturalnej na ruchomej platformie. Istnieją jednak publikacje oceniające związek między siłą mięśni kończyn dolnych a stabilnością posturalną oraz ryzykiem upadku. Jednym z nich jest praca Galvao i wsp., którzy porównywali związek stabilności posturalnej z siłą zginaczy i prostowników kończyn dolnych u osób, które w przeszłości chorowały na polio, z osobami zdrowymi. Zaobserwowali oni, że siła mięśni kończyn dolnych u osób, które w przeszłości chorowały, była znacznie słabsza niż w przypadku osób zdrowych. Niemniej jednak, w żadnej z grup nie zaobserwowano wpływu siły mięśniowej na statyczną stabilność posturalną. Osoby z historią polio w wywiadzie wykazywały natomiast wysokie ryzyko upadku oraz istotnie gorsze wyniki dynamicznej stabilności posturalnej, w porównaniu do osób zdrowych, u których związek siły mięśniowej z dynamiczną stabilnością posturalną nie został stwierdzony [327]. Wyniki te są zgodne z obserwacjami niniejszych badań, w których również nie wykazano istotnych korelacji między wynikami testu PTS a siłą mięśni kończyn dolnych. Odmienne wyniki uzyskali Sadowska i wsp., którzy zaobserwowali istotny związek między siłą mięśni kończyn dolnych (szczególnie mięśni czworogłowych uda, ścięgien podkolanowych i odwodzicieli stawu biodrowego) a lepszymi wynikami w testach stabilności posturalnej, takich jak Timed Up and Go [328]. Podobnie wyższe ryzyko upadku i trudności w utrzymaniu stabilności posturalnej skorelowane ze słabszą siłą mięśni kończyn dolnych zaobserwowali

Vongsirinavarat i wsp. [329]. Autorzy obu tych publikacji w swoich badaniach testowali osoby powyżej 60 roku życia, co może uzasadniać przyczynę odmienności od niniejszych wyników i wskazuje na to, iż siła mięśni kończyn dolnych będzie miała duży wpływ na stabilność posturalną wśród osób starszych. W niniejszych badaniach zaobserwowano również, że mimo niskiej siły, najwięcej istotnych korelacji miał wskaźnik wychyleń przód-tył przy oczach zamkniętych. Ocenę wpływu wzroku na dynamiczną stabilność posturalną przeprowadzili Aydog i wsp., którzy badali wyniki niewidomych graczy w goalball w porównaniu do zdrowych osób widzących oraz niewidomych, którzy nie uprawiali sportu. Zaobserwowali oni, że osoby niewidome osiągały gorsze wyniki stabilności posturalnej w porównaniu do osób widzących, testowanych zarówno przy otwartych, jak i zamkniętych oczach [330]. Oznacza to, że wzrok odgrywa kluczową rolę w dynamicznej stabilności posturalnej, również u osób bez zaburzeń równowagi, co potwierdziły wyniki niniejszych badań.

W literaturze nie ma zgodności co do roli poszczególnych mięśni odwodzących staw biodrowy w utrzymaniu równowagi jedno nogi, jednak nie budzi wątpliwości ich istotne znaczenie w tej aktywności [331, 332]. Siła odwodźcicieli stawu biodrowego jest ważna dla skuteczności tzw. strategii stawu biodrowego [333] w kontrolowaniu równowagi dynamicznej i statycznej podczas stania jedno nogi [263, 334-337]. Siła oraz aktywacja mięśni odwodzących staw biodrowy są niezbędne do zachowania równowagi poprzez stabilizację środka ciężkości w obrębie podstawy podparcia [275, 338]. Chang i wsp. oraz Porto i wsp. w swoich badaniach wykazali, że rola mięśni odwodzących staw biodrowy oraz stabilizujących miednicę w płaszczyźnie czołowej jest kluczowa dla utrzymania równowagi i zmniejszenia ryzyka upadków u osób starszych, szczególnie w sytuacjach utraty równowagi lub podczas stania jedno nogi [339, 340]. Chang i wsp. przebadali 30 osób (mężczyzn i kobiety) w wieku powyżej 65 lat, analizując związek między tempem rozwoju siły odwodźcicieli stawu biodrowego a wykonaniem zadań z zakresu reaktywnej i dobrowolnej równowagi u osób starszych. Badanie obejmowało pomiar siły odwodźcicieli stawu biodrowego, analizę przemieszczenia środka nacisku podczas chodu, testy stania jedno nogi oraz chodu tandemowego (noga za nogą). Istotne wyniki uzyskano dla testów stania jedno nogi oraz chodu tandemowego, wskazując, że siła mięśni odwodźcicieli stawu biodrowego jest kluczowym czynnikiem w mechanizmach odzyskiwania równowagi [339].

Podobne rezultaty uzyskali Porto i wsp., którzy do oceny równowagi statycznej i dynamicznej również wykorzystali testy chodu tandemowego i stania jednoonóż. Przeprowadzili oni badanie na grupie 81 osób starszych (kobiet i mężczyzn), wykorzystując dynamometr izokinetyczny do analizy funkcji mięśni, mierząc m.in. moment szczytowy i tempo rozwoju momentu w zależności od masy ciała. Badacze zaobserwowali statystycznie istotny związek między szczytowym momentem obrotowym mięśnia odwodziciela w pozycji jednoonóż a prędkością chodu tandemowego, co potwierdza, że osłabienie siły mięśni odwodzicieli stawu biodrowego zwiększa ryzyko upadków [340]. Francis i wsp. przeprowadzili badania mające na celu ocenę związku między siłą koncentryczną odwodzicieli stawu biodrowego a wynikami testu równowagi jednoonóż (Y-Balance Test). W badaniu uczestniczyło 45 młodych, zdrowych osób (w wieku do 35 lat), a siłę izokinetyczną oceniano pod kątem korelacji z wynikami testu Y-Balance Test we wszystkich kierunkach. Wyniki wykazały umiarkowaną korelację między siłą koncentryczną odwodzicieli stawu biodrowego a wynikami testu Y-Balance Test [341]. Zarówno w niniejszych badaniach, jak i tych przeprowadzonych uprzednio [241], nie stwierdzono, aby wśród osób zdrowych, młodych lub w średnim wieku jakiegokolwiek parametry siłowe mięśni odwodzących staw biodrowy były odpowiedzialne za gorsze wyniki podczas statycznego badania równowaznego jednoonóż, zarówno w badaniu izometrycznym, jak i izokinetycznym. Co prawda, w niniejszych wynikach zaobserwowano istotne korelacje, których kierunek był ujemny, a więc wskazywał że pogorszenie parametrów siłowych wpływa na pogorszenie parametrów równowagi, jednak siła tych relacji była słaba. Bez względu na metodologię badania, różni badacze koncentrują się głównie na ocenie siły mięśni odwodzących staw biodrowy, szczególnie w kontekście osób starszych [342]. Niemniej jednak, brakuje badań oceniających parametry czasowe, związane z prawidłową aktywacją mięśni w różnych grupach wiekowych. Ambegaonkar i wsp. podkreślają, że choć aktywacja mięśni nie jest bezpośrednim wskaźnikiem siły mięśni, te dwa parametry są ze sobą powiązane. W ich badaniach, izometryczne pomiary siły zginaczy, prostowników oraz odwodzicieli korelowały dodatnio z wynikami testów stania jednoonóż, zarówno w kierunku bocznym, jak i tylnobocznym [343]. W odniesieniu do parametrów izometrycznych, wcześniejsze badania nie wykazały znaczącej istotności parametrów siłowych, jednak stwierdzono, że im dłuższy czas potrzebny do uzyskania maksymalnego momentu siły w teście izometrycznym, tym

większe deficyty równowagi, szczególnie w odniesieniu do wskaźnika wychyleń ogólnych, przednio-tylnych oraz bocznych. Wskaźnik wychyleń bocznych okazał się także zależny od czasu potrzebnego do osiągnięcia połowy szczytowego momentu siły [241]. Może to wskazywać na istotne znaczenie parametrów czasowych, a więc prawidłowej aktywacji mięśni, dla utrzymania równowagi w płaszczyźnie czołowej. Niniejsze badania nie wykazały jednak istotnie silnych korelacji pomiędzy parametrami czasowymi (zarówno w pracy izometrycznej, jak i izokinetycznej) a równowagą podczas stania na jednej nodze.

6.5. Wpływ parametrów antropometrycznych i aktywności fizycznej na wartość współczynnika stabilności

W literaturze można odnaleźć wiele artykułów analizujących zależność między płcią a zdolnością utrzymania równowagi, a także wpływ pozostałych parametrów antropometrycznych na równowagę w kontekście płci. Doniesienia naukowe dotyczące różnic w posturalnej chwiejności związanych z płcią są jednak niejednoznaczne. Liczne badania przeprowadzone na młodych dorosłych nie wykazują różnic między płciami [277, 344-346] lub wskazują na mniejsze odchylenie postawy u kobiet w porównaniu do mężczyzn [347-349]. Kobiety wydają się mniej podatne na zaburzenia równowagi wynikające z eliminacji wzroku [349] lub nadwagi [350] w porównaniu z mężczyznami. Różnice w równowadze między płciami u osób starszych są jeszcze mniej wyraźne niż u młodych dorosłych, przy czym większość badań wskazuje na mniejsze odchylenia postawy u kobiet [351-358]. Wielu badaczy sugeruje, że taka zależność może wynikać z różnicy wzrostu [351, 352], ponieważ po uwzględnieniu wzrostu u mężczyzn obserwuje się większe wahania posturalne [353] i jednocześnie nie obserwuje się związku z innymi zmiennymi antropometrycznymi a odchyleniem postawy [359, 360]. Przyczyną gorszych wyników równowagi u mężczyzn może być również większa zależność kontroli równowagi od wzroku w każdym wieku [349, 355]. Z drugiej strony wielu autorów podaje, że płeć żeńska jest czynnikiem ryzyka upadków [361, 362]. Inne badania przeprowadzone na osobach starszych nie wykazały, aby płeć wpływała na równowagę [277, 344, 345, 363] lub nawet wykazywała niższe odchylenie postawy u mężczyzn [364-366]. Chen i wsp. w swoich badaniach doszli do wniosku, że kobiety radziły sobie gorzej z kontrolą posturalną, ponieważ wykazywały

większą amplitudę kołysania środka masy oraz skłonność do stosowania strategii opartej na ruchach stawu skokowego, co może zwiększać ich podatność na upadki [366]. Większe wahania postawy u kobiet można wyjaśnić również szybszym pogorszeniem sprawności fizycznej [367-369]. Przykładem takiego mechanizmu może być fakt, iż siła mięśni stawu biodrowego pogarsza się wraz z wiekiem w większym stopniu u kobiet niż u mężczyzn [367], co może przyczyniać się do pogorszenia równowagi u kobiet. W 2022 roku Sarabon i wsp. przeprowadzili badanie mające na celu wyjaśnienie istniejących niejasności poprzez porównanie równowagi ciała w różnych warunkach, między grupą młodych i starszych dorosłych, zarówno mężczyzn, jak i kobiet. W badaniu wzięło udział 74 zdrowych ochotników, podzielonych na grupę młodych dorosłych (studentów) i starszych dorosłych (powyżej 65 roku życia). Badania równowagi przeprowadzono przy użyciu platformy równoważnej AMTI. Badacze zaobserwowali, że starsi mężczyźni wykazywali większą posturalną chwiejność niż starsze kobiety, natomiast w grupie młodych dorosłych nie stwierdzono istotnych różnic w równowadze między kobietami a mężczyznami [370]. W niniejszym badaniu zaobserwowano, że na stabilnym podłożu z oczami otwartymi i zamkniętymi lepszą równowagą wykazywali się mężczyźni, co nie jest zgodne z obserwacjami Sarabon i wsp., jednak zgadza się z niektórymi wcześniej wymienionymi badaniami.

W przeprowadzonych badaniach zaobserwowano, że w warunkach utrudnionych, takich jak zamknięte oczy czy niestabilne podłoże, coraz większa liczba parametrów antropometrycznych wpływa na zdolność do utrzymania równowagi. Tylko w przypadku testów z otwartymi oczami na stabilnym podłożu wzrost i wiek nie miały istotnego wpływu na analizowany parametr równowagi. W pozostałych trzech warunkach zarówno wzrost, wiek, jak i masa ciała wykazywały znaczący wpływ na parametry równowagi, co jest zgodne z aktualnym stanem wiedzy [351, 352, 370-374]. Literatura wskazuje również, że osoby wyższe mogą doświadczać trudności w utrzymaniu równowagi, jednak często wiąże się to z innymi czynnikami antropometrycznymi, takimi jak płeć czy masa ciała [351, 352, 375, 376]. Wyniki niniejszego badania nie potwierdzają tych obserwacji, ponieważ wzrost okazał się czynnikiem istotnym jedynie w izolacji. Po uwzględnieniu pozostałych istotnych parametrów wpływających na równowagę nie zaobserwowano istotności wzrostu jako determinanta równowagi. W dostępnej literaturze wiek jest jedną z najczęściej

wymienianych przyczyn pogorszenia stabilności postawy człowieka [358, 364, 371-373, 377-379]. Uzasadnieniem takiej tendencji są procesy inwolucyjne związane z pogorszeniem stabilności (spowolnienie reakcji ruchowych, utrata masy mięśniowej, utrata receptorów w narządach kontrolujących równowagę oraz pogorszenie ostrości wzroku) [366, 371, 372, 377]. W 2018 roku Roman-Liu przeprowadziła przegląd systematyczny, którego celem była ocena kontroli równowagi ciała w statyce w różnych grupach wiekowych. Na podstawie metaanalizy 56 publikacji autorka jednoznacznie wskazała, że wartości wszystkich analizowanych parametrów równowagi były wyższe u osób starszych w porównaniu do młodszych, a różnice te były bardziej wyraźne przy oczach zamkniętych [377]. Również w późniejszym czasie Olchowik i wsp. potwierdzili, że zdrowe osoby po 50 roku życia do utrzymania równowagi intensywniej wykorzystują informacje wzrokowe niż informacje płynące z układu przedsionkowego oraz mają dłuższy czas reakcji posturalnych w porównaniu z młodszymi, co jest związane z osłabieniem mięśni [371]. Jest to zgodne z niniejszymi obserwacjami, w których wiek okazał się istotnym predyktorem równowagi nie tylko jako izolowany parametr, ale również przy uwzględnieniu pozostałych parametrów antropometrycznych, siłowych i czasowych. Również masa ciała istotnie wpływa na parametry związane z równowagą. Zdecydowana większość badaczy wskazuje, że nadwaga i otyłość negatywnie wpływają na kontrolę postawy oraz zwiększają ryzyko upadków [347, 374, 380-383]. Yin i wsp. przeprowadzili badania mające na celu określenie związku między wskaźnikiem masy ciała BMI a kontrolą równowagi statycznej. W badaniu wzięło udział 706 osób z cukrzycą typu 2 oraz 692 zdrowe osoby z grupy kontrolnej, o zróżnicowanym poziomie BMI. Autorzy zaobserwowali, że osoby z wyższym BMI wykazywały większą niestabilność posturalną, zarówno w grupie osób z cukrzycą typu 2, jak i w grupie kontrolnej [380]. Przegląd literatury przeprowadzony przez Yadav i wsp. w 2022 roku również potwierdza, że otyłość negatywnie wpływa na zdolność utrzymania równowagi, zarówno w warunkach statycznych, jak i dynamicznych. Wzrost BMI jest silnie skorelowany ze zwiększonym wychyleniem posturalnym, co prowadzi do zaburzeń równowagi [374]. Jednocześnie niektórzy badacze zwracają uwagę, że zbyt niska masa ciała może również negatywnie wpływać na parametry równowagi. Może to wynikać z nieodpowiedniego odżywienia tkanek oraz zmniejszonej masy mięśniowej [384-386]. Interesujące są również badania sugerujące, że u osób starszych zwiększona masa ciała może obniżać ryzyko

upadków [68, 387]. Błaszczyk i wsp. wykazali, że osoby z nadwagą charakteryzują się mniejszą chwiejnością i dobrze zachowaną stabilnością posturalną, natomiast poważne zaburzenia równowagi pojawiały się dopiero u osób z BMI przekraczającym 40. Dodatkowo zauważono, że u osób o zwiększonej masie ciała szersza podstawa podparcia ograniczała boczne wychylenia, co mogło kompensować zaburzenia równowagi związane z nadwagą [68]. Wyniki przeprowadzonych badań wskazują, że wyższa masa ciała koreluje z lepszymi wynikami w testach równoważnych, co pozostaje w sprzeczności z wnioskami większości dotychczasowych autorów. Należy jednak podkreślić, że badania te nie były ukierunkowane na bezpośrednie porównanie osób z nadwagą i osób o prawidłowej masie ciała, a wskaźnik BMI nie stanowił kryterium włączenia uczestników do badania. W związku z tym proporcje osób z prawidłowym i podwyższonym BMI nie były zrównoważone, a w grupie badanej przeważały osoby o prawidłowej masie ciała. Z tego powodu trudne jest porównanie uzyskanych wyników z danymi innych autorów, którzy badali grupy symetryczne pod względem liczebności osób z określonym BMI. Niniejsze wyniki sugerują, że w populacji osób zdrowych, o prawidłowym lub nieznacznie podwyższonym BMI, wyższa masa ciała mogła pozytywnie wpływać na zdolność utrzymania równowagi, uwzględniając także inne czynniki, takie jak parametry antropometryczne, siłowe i czasowe.

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że osoby niezaangażowane w regularne treningi, podejmujące aktywność fizyczną jedynie rekreacyjnie, a także uczestniczące w zajęciach fitness, uzyskały gorsze wyniki w testach równowagi. Zgodnie z literaturą, brak regularnej aktywności fizycznej może prowadzić nie tylko do osłabienia siły mięśniowej i pogorszenia postawy ciała [388, 389], lecz również do pogorszenia kontroli posturalnej [390-392]. Piropo i wsp. przeprowadzili badanie na grupie 208 osób powyżej 60 roku życia, mające na celu ocenę wpływu aktywności fizycznej oraz siedzącego trybu życia na kontrolę posturalną. Uczestnicy zostali podzieleni na cztery grupy: osoby aktywne fizycznie, które nie prowadzą siedzącego trybu życia; osoby niewystarczająco aktywne, ale nieprowadzące siedzącego trybu życia; osoby wystarczająco aktywne fizycznie, które prowadzą siedzący tryb życia, oraz osoby nieaktywne fizycznie i prowadzące siedzący tryb życia. Badacze zaobserwowali, że osoby nieaktywne i prowadzące siedzący tryb życia uzyskały najgorsze wyniki w testach równowagi. Zarówno osoby prowadzące siedzący tryb życia, lecz podejmujące aktywność fizyczną, jak i osoby nieaktywne fizycznie, ale

nieprowadzące siedzącego trybu życia, uzyskały wyniki pośrednie - gorsze od grupy najbardziej aktywnej, ale lepsze od osób nieaktywnych fizycznie i prowadzących siedzący tryb życia [390]. Wyniki te są zgodne z obserwacjami z niniejszego badania, które również wskazywały gorszą równowagę wśród osób nieaktywnych fizycznie. Jeśli chodzi o fitness rozumiany jako aktywność taneczna (np. Zumba, aerobik), dostępna literatura wskazuje na jego korzystny wpływ na równowagę [393-397]. Jednakże wyniki niniejszego badania nie potwierdzają tych obserwacji. Przeciwnie, osoby uczestniczące w zajęciach fitness uzyskały gorsze wyniki w testach równowagi. Możliwą przyczyną rozbieżnych rezultatów może być specyfika uczestnictwa badanych w tych zajęciach. W literaturze, korzystny wpływ fitnessu na równowagę jest zazwyczaj odnotowywany w kontekście regularnych i intensywnych treningów, które są systematycznie prowadzone przez dłuższy czas. Natomiast w niniejszym badaniu osoby biorące udział w zajęciach fitness mogły traktować je bardziej jako sporadyczną, rekreacyjną formę aktywności fizycznej, co mogło nie przynieść takich samych korzyści dla równowagi, jak w przypadku regularnych treningów. Inaczej przedstawia się sytuacja w przypadku osób deklarujących treningi na siłowni, co znajduje potwierdzenie w wynikach badań Sarabona i wsp. z 2020 roku. Autorzy przeprowadzili systematyczny przegląd literatury oraz metaanalizę randomizowanych badań dotyczących wpływu ćwiczeń wytrzymałościowych i siłowych na zdolność utrzymania równowagi w różnych grupach wiekowych. W analizowanych badaniach uwzględniono trening siłowy obejmujący całe ciało, tułów i/lub kończyny dolne. Przegląd ten wykazał, że trening siłowo-wytrzymałościowy znacząco poprawia zdolność utrzymania równowagi zarówno u osób dorosłych, jak i starszych, przy czym poprawa ta była większa w grupie osób starszych. Najlepsze rezultaty osiągnęto w przypadku treningów, które jednocześnie obejmowały tułów i kończyny dolne [237]. Wyniki te są zgodne z obserwacjami z niniejszego badania, które wykazały, że osoby trenujące na siłowni uzyskiwały lepsze wyniki w testach równowagi we wszystkich analizowanych warunkach. Efekt ten był widoczny zarówno w przypadku analizy treningu siłowego jako czynnika izolowanego, jak i po uwzględnieniu wpływu innych parametrów na poziomie tendencji statystycznej, co w przypadku większej próby badanej prawdopodobnie doprowadziłoby do uzyskania istotności statystycznej dla tego parametru.

6.6. Wpływ parametrów siłowych na wartość współczynnika stabilności

Dostępna literatura dostarcza wielu dowodów na to, że silne mięśnie kończyn dolnych zarówno w płaszczyźnie strzałkowej, jak i w płaszczyźnie czołowej wpływają korzystnie na zdolność utrzymania równowagi i zmniejszenie ryzyka upadków wśród osób starszych [63, 231, 234-236, 326, 370, 398]. Zdecydowanie mniej badań ocenia wpływ siły mięśni kończyn dolnych na równowagę u zdrowych osób w młodym lub średnim wieku. W 2022 roku Lanza i wsp. opublikowali systematyczny, mający na celu ocenę wpływu siły mięśni odwodźcicieli stawu biodrowego i ich aktywacji nerwowo-mięśniowej na równowagę i mobilność. Przeanalizowano 59 badań, które podzielono na trzy grupy ze względu na wiek: młodszych dorosłych (18-39 lat), osoby w średnim wieku (40-64 lat) oraz starszych dorosłych (≥ 65 lat). Badania były przekrojowe i obejmowały różnorodne metody badawcze. Wykorzystano następujące testy równowagi i mobilności: test stania jedną nogą (*One-Legged Stance Test*), test wstawania na czas (*Timed Up and Go*), test wstawania i siadania na krzesło (*Sit-to-Stand Test*), skalę Berg (*Berg Balance Scale*), test odchylenia ciała (*Star Excursion Balance Test*), test Y (*Y Balance Test*) test na ruchomej platformie (*Platform Translation*), test kroku wywołanego zaburzeniami (*Perturbation Induced Step Test*) oraz testy chodu i wchodzenia po schodach. Miary siły odwodźcicieli stawu biodrowego obejmowały maksymalny moment siły i tempo rozwoju momentu siły. Metaanaliza wykazała, że większa siła mięśni odwodźcicieli stawu biodrowego jest związana z lepszymi wynikami w testach równowagi i mobilności u młodszych i starszych dorosłych. U osób w średnim wieku wpływ ten jest mniej wyraźny, głównie z powodu mniejszej liczby badań w tej grupie wiekowej [326]. Z kolei Lopez-Valenciano i wsp. przeprowadzili badanie na zawodnikach piłki nożnej, analizując wpływ parametrów siłowych mięśni stawu biodrowego, mierzonych izometrycznie w płaszczyznach czołowej i strzałkowej na równowagę [325]. Uzyskane wyniki wykazały, że szczytowy moment siły przywodźcicieli i odwodźcicieli stawu biodrowego w pracy izometrycznej nie jest istotnym czynnikiem wpływającym na równowagę dynamiczną u piłkarzy. Wcześniejsze badania własne potwierdziły te wyniki nie wykazując istotnego wpływu parametrów z badania izometrycznego na współczynniki równowagi podczas stania obunóż [241]. W niniejszym badaniu najwięcej istotnych

siłowych parametrów badania izokinetycznego zaobserwowano w najłatwiejszych warunkach - przy oczach otwartych i stabilnym podłożu. Utrudnione warunki badania równowagi, takie jak zamknięte oczy lub niestabilne podłoże, wymagają większego polegania na informacjach wzrokowych oraz złożonych sygnałach sensorycznych z układu przedsionkowego i proprioceptywnego [399]. Może to sugerować, że inne aspekty, takie jak niektóre parametry siłowe mięśni kończyn dolnych, w takich warunkach odgrywają mniejszą rolę. Maksymalny moment siły, praca na powtórzenie i średnia moc mięśnia okazywały się istotnymi czynnikami wpływającymi na równowagę we wszystkich warunkach badania, najczęściej przy skurczu koncentrycznym i prędkości kątowej $60^{\circ}/s$. Uzyskanie wyników istotnych przy niższej prędkości kątowej jest zgodne z dostępną wiedzą, która wskazuje, że przy niższych prędkościach kątowych, takich jak $60^{\circ}/s$, zakres obciążenia jest większy i pozwala lepiej ocenić maksymalny moment siły mięśni [227]. Jak wcześniej wspomniano, maksymalna siła generowana podczas skurczów ekscentrycznych jest wyższa niż ta osiągnięta przy skurczach koncentrycznych [271]. W związku z tym, uzyskanie istotnych wyników w przeważającej części dla skurczów koncentrycznych najprawdopodobniej wynika z tego, że to właśnie podczas tych skurczów lepiej uwidaczniają się posiadane przez badanych deficyty siły, które mogą wpływać na równowagę. Również w przypadku pomiaru maksymalnego momentu siły uzyskanego z pomiarów przy skurczach izometrycznych zaobserwowano istotne wyniki we wszystkich warunkach. Dla wszystkich wymienionych parametrów siłowych współczynnik modelu regresji liniowej β miał ujemny kierunek, co oznacza, że im wyższa wartość parametru siłowego, tym lepsza równowaga. Niemniej jednak, wartości tych współczynników były niskie, co oznacza, że ich wpływ na równowagę jest relatywnie mały. Jest to zgodne z obserwacjami wyżej wymienionych badań, w których na grupie osób młodych i w średnim wieku nie obserwowano, aby siłowe parametry w badaniu izometrycznym i izokinetycznym były istotnymi i silnymi predyktorami równowagi.

6.7. Wpływ parametrów czasowych na wartość współczynnika stabilności

W niniejszych badaniach istotny i większy wpływ na równowagę odnotowano dla parametrów czasowych. Odwrotnie niż w przypadku parametrów siłowych, zaobserwowano, że im trudniejsze warunki badania, tym więcej parametrów czasowych wykazywało istotny

wpływ. Odnotowano również, że dla wszystkich warunków badania równowagi istotne parametry czasowe uzyskiwano przy skurczach ekscentrycznych, zarówno przy prędkości 60°/s i 180°/s. Jak wcześniej wspomniano, istotne wyniki dotyczące parametrów czasowych przy skurczach ekscentrycznych najprawdopodobniej wynikają z faktu, że dla pacjentów niewytrenowanych jest to trudniejszy rodzaj pracy, który ujawnia nieprawidłowości w szybkości reakcji, płynności i koordynacji ruchów [117, 272]. Natomiast fakt, że uzyskane wyniki były istotne przy obu prędkościach kątowych, wskazuje, iż parametry czasowe mają kluczowe znaczenie w ocenie równowagi i ujawniają istotne deficyty, zarówno w pracy siłowej, jak i wytrzymałościowej.

W najłatwiejszych warunkach (otwarte oczy, stabilne podłoże) istotny okazał się czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły, którego wzrost wiązał się z pogorszeniem równowagi. Przy oczach zamkniętych na stabilnym podłożu wzrost czasu zaniku siły wiązał się ze spadkiem indeksu stabilności, a więc lepszą równowagą. Wynik ten uzyskano zarówno podczas analizowania jedynie tego parametru, jak również wtedy, gdy był brany pod uwagę razem z pozostałymi istotnymi czynnikami. W tych samych warunkach oraz przy oczach otwartych na podłożu niestabilnym, istotny okazał się również czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu, którego wzrost wiązał się z gorszą równowagą. Najwięcej istotnych parametrów czasowych odnotowano w najtrudniejszych warunkach, czyli przy zamkniętych oczach na niestabilnym podłożu. Wzrost czasu zaniku siły wiązał się ze spadkiem analizowanego indeksu stabilności, a więc z lepszą równowagą. Gorszą równowagę obserwowano natomiast przy wzroście czasu potrzebnego na zmianę kierunku ruchu podczas skurczu ekscentrycznego, zarówno podczas analizy jednoczynnikowej, jak i wieloczynnikowej oraz przy wzroście czasu osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły przy skurczu izometrycznym. Wcześniej przeprowadzone badania, o zbliżonej metodyce i w podobnej wiekowo grupie badanych, również wskazywały na to, że parametry czasowe są istotne i kluczowe w ocenie wpływu znaczenia mięśni odwodzących staw biodrowy na równowagę. Zaobserwowano wówczas, że wskaźniki równowagi były zależne od czasu potrzebnego do uzyskania maksymalnego momentu siły oraz czasu potrzebnego do uzyskania połowy szczytowego momentu siły [241]. Lanza i wsp. w swojej metaanalizie zaobserwowali, że osoby w średnim wieku i starsze aktywują mięśnie później niż osoby młodsze, co przekłada się na pogorszenie równowagi oraz zwiększone ryzyko upadków

u osób starszych [326]. Również Kim i wsp. dokonali przeglądu literatury w poszukiwaniu różnic w aktywacji mięśni kończyn dolnych u młodych i starszych dorosłych w odpowiedzi na zaburzenia równowagi podczas chodzenia. Odnotowali oni, że u osób starszych w porównaniu z młodszymi występowały opóźnione reakcje mięśniowe, zwłaszcza w fazie wczesnego kroku. Zaobserwowano dłuższe czasy aktywacji mięśni, co sugeruje wolniejszą reakcję na perturbacje równowagi. W badaniach tych nie obserwowano równowagi statycznej, zatem nie można ich bezpośrednio porównywać z wynikami niniejszej analizy. Jednak wskazują one na to, że prawidłowa aktywacja mięśni jest kluczowym aspektem warunkującym równowagę podczas zadań dynamicznych [400]. Z kolei Glass i wsp. zaobserwowali, że badani, u których stosowano niestabilne warunki testowania równowagi wymagali szybszej aktywacji mięśni stabilizujących tułów i kończyny dolne podczas badania EMG [401]. Wszystkie te badania wskazują na istotne znaczenie parametrów czasowych, a więc prawidłową aktywację mięśni kończyn dolnych, również tych pracujących w płaszczyźnie czołowej, dla utrzymania równowagi. Należy również zauważyć, iż w niniejszych badaniach jako istotny uzyskano czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły, przy skurczach koncentrycznych i prędkości $180^{\circ}/s$, w najtrudniejszych warunkach, zarówno w analizie jednoczynnikowej, jak i wieloczynnikowej. Jego wzrost o jednostkę wiązał się ze spadkiem analizowanego indeksu stabilności, a więc z lepszą równowagą, co niestety nie jest spójne z opisanymi powyżej wynikami. W literaturze nie odnaleziono badań na ten temat, w których oceniano by ten parametr, dlatego brakuje możliwości porównania wyników własnych z wynikami innych badaczy. Być może szybkie osiągnięcie maksymalnego momentu siły nie jest czynnikiem predysponującym do zachowania stabilności lub wpływa negatywnie na inny parametr, który sprzyja tej stabilności, ale w niniejszych badaniach tego nie wykazano.

Podsumowując, dotychczasowe badania dotyczące oceny siły mięśni i równowagi w płaszczyźnie czołowej wykazały niewielkie korelacje między tymi zmiennymi, szczególnie wśród osób młodych. Wyniki zaprezentowanych badań sugerują, że konieczna i być może bardziej istotna jest analiza parametrów czasowych, które mogą mieć kluczowe znaczenie dla prawidłowej reakcji ruchowej w celu utrzymania równowagi w pozycji stojącej. Opracowanie wskaźników aktywności mięśni, uwzględniających nie tylko siłę, ale przede wszystkim sposób aktywacji mięśni pod względem różnych parametrów czasowych,

może znacząco wspomóc tworzenie programów treningowych ukierunkowanych na poprawę równowagi, dostosowanych do specyficznych potrzeb neuro-mięśniowych w zależności od wieku i grupy docelowej.

7. Ograniczenia

W niniejszej pracy głównymi kryteriami wyłączenia były przeciwwskazania do badania izokinetycznego oraz choroby mogące wpływać na równowagę pacjenta. W związku z tym mniejszy nacisk położono na inne aspekty doboru grupy badanej, takie jak wiek, płeć, BMI czy poziom aktywności fizycznej. Na podstawie przeglądu literatury oraz uzyskanych wyników dostrzeżono jednak konieczność bardziej precyzyjnego doboru próby pod kątem tych zmiennych. Równoczesne uwzględnienie wszystkich istotnych kryteriów (wiek, płeć, BMI, aktywność fizyczna) w jednej próbie badanej jest trudne, szczególnie w kontekście badań na większej grupie. W niniejszym badaniu szczególny nacisk położono na dobór grupy pod względem wieku, jednak ze względu na ograniczoną dostępność osób badanych oraz sytuację epidemiologiczną, nie udało się zrealizować założenia o symetrycznym podziale na grupy wiekowe. W badaniu uczestniczyły w przeważającej części osoby poniżej 35 roku życia, dlatego podczas analizy statystycznej nie zdecydowano się na podział badanych na dwie grupy wiekowe, jak było to pierwotnie planowane. Zgodnie z przeglądem Lanzy i wsp., korelacje między równowagą a siłą mięśniową w grupie osób w wieku średnim (40-64 lata) są mniej wyraźne [326], co uzasadnia uzyskane wyniki, ale jednocześnie wskazuje na konieczność precyzyjnego doboru symetrycznych grup wiekowych dla rzetelnej oceny korelacji w przyszłych badaniach. Ponadto w doborze grupy badanej warto byłoby zwrócić większą uwagę na proporcjonalny udział kobiet i mężczyzn w poszczególnych grupach wiekowych. Literatura nie dostarcza jednoznacznych dowodów wpływu płci na zdolność utrzymania równowagi [277, 344, 345, 364-366, 402], jednak symetryczny podział ze względu na płeć może umożliwić bardziej precyzyjną ocenę wyników. Aby zapewnić prawidłowy dobór grupy badanej i zminimalizować negatywny wpływ na uzyskiwane wyniki, należy również zwrócić szczególną uwagę na wskaźnik masy ciała. W niniejszym badaniu zaobserwowano, że wyższa masa ciała była związana z lepszymi wynikami równowagi, co stoi w sprzeczności z większością dotychczasowych badań, które wskazują na pogorszenie równowagi u osób z wyższym BMI [374, 380]. W związku z tym, przyszłe badania powinny uwzględnić BMI jako kryterium istotne przy doborze grup, aby ograniczyć wpływ tej zmiennej na wyniki. Podsumowując, najbardziej jednorodny obraz grupy badanej można by uzyskać poprzez precyzyjny dobór uczestników pod względem wszystkich

parametrów antropometrycznych oraz podejmowanych aktywności fizycznych. Ze względu na trudności w zebraniu jednorodnej, a jednocześnie licznej grupy osób zdrowych, w niniejszym badaniu skupiono się głównie na wieku oraz braku zaburzeń równowagi jako najważniejszych kryteriach włączenia.

Zaobserwowano, że w przypadku oceny korelacji niektórych parametrów uzyskiwano wynik na poziomie tendencji statystycznej, co sugeruje, że przy większej liczbie uczestników możliwe byłoby uzyskanie wyników statystycznie istotnych. Wskazuje to na potrzebę zwiększenia liczby osób badanych w przyszłych projektach, obejmujących szeroki zakres parametrów siłowych i czasowych związanych z badaniami izokinetycznymi i izometrycznymi.

Niewątpliwie elementem, który rozszerzałby i dobrze uzupełniał przeprowadzone badanie korelacji siły mięśni odwodzących staw biodrowy z równowagą, byłaby ocena strategii odzyskiwania równowagi. Jak wynika z literatury, w odpowiedzi na utratę informacji somatosensorycznych, ciało wykazuje większe wychylenia w okolicy stawów biodrowych, co podkreśla znaczenie strategii biodrowej w odzyskiwaniu równowagi w zmienionych warunkach sensorycznych [250]. Brak tych obserwacji nie ma wpływu na uzyskane w niniejszej pracy wyniki jednak w przyszłych badaniach warto uwzględnić również ten aspekt. Dodatkowo, zastosowanie analizy ruchu pozwoliłoby lepiej zrozumieć mechanizmy utrzymania równowagi w kontekście pracy mięśni odwodzących staw biodrowy.

Przedstawiona powyżej dyskusja nie uzasadnia podziału na kończynę dominującą i niedominującą, dlatego podczas analizy wyników wykorzystano jedynie podział na stronę prawą i lewą. Z uwagi na to, że większość uczestników w kwestionariuszu WFQ-R, wskazała kończynę prawą jako dominującą, przyjęto, że podział na stronę lewą i prawą w większości przypadków odpowiada podziałowi na kończynę dominującą i niedominującą. Mogło to jednak nieznacznie wpłynąć na przedstawione powyżej wyniki badań. Wiele najnowszych doniesień naukowych wskazuje na to że siła mięśni kończyn dolnych jest zbliżona bez względu na dominację kończyny i zarówno prawa, jak i lewa kończyna dolna wykazują symetrię w utrzymaniu równowagi [255, 256, 267, 290, 291, 295]. Niemniej jednak, biorąc pod uwagę dostępną literaturę, nie można jednoznacznie stwierdzić, czy dominacja kończyny wpływa na równowagę podczas stania jednonóż [259-262], ani czy występują istotne różnice

w sile mięśniowej między kończynami dominującą i niedominującą [289-296]. Znaczenie może mieć również to, która kończyna jest preferowana do podporu [267].

W dostępnej literaturze niewiele publikacji ocenia zarówno parametry siłowe badania izokinetycznego i izometrycznego, jak i parametry czasowe. W związku z tym trudno jest bezpośrednio odnieść wyniki niniejszych badań do prac innych autorów. Niemniej jednak rozwijanie badań w tym obszarze wydaje się istotne i kluczowe. Analiza korelacji między równowagą a pracą mięśni odwodzących staw biodrowy u osób zdrowych wykazała, że parametry czasowe odgrywają istotną rolę, co podkreśla konieczność ich dalszego uwzględniania w przyszłych badaniach.

8. Wnioski

1. Obserwowane pogorszenie parametrów równowagi, zarówno pod względem współczynnika SW, jak i ST podczas różnych zakłóceń sensorycznych (zamknięte oczy / niestabilna powierzchnia) wpływa na pogorszenie koordynacji, zwiększone wychylenia środka ciężkości zmiany w strategiach posturalnych. Oznacza to, że programy rehabilitacyjne i treningowe pacjentów z zaburzeniami równowagi w każdym wieku, powinny uwzględniać trening multisensoryczny.
2. Z uwagi na obserwowane zbliżone wartości wskaźników stabilności pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą, podczas stania jednonóż na stabilnym lub niestabilnym podłożu nie ma wskazania do zalecania asymetrycznych treningów reedukacji równowagi u osób zdrowych lub w działaniach prewencyjnych.
3. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że u zdrowych młodych osób dominacja kończyn dolnych nie ma wpływu na dysproporcje siły mięśniowej, a symetria siły między stronami jest stanem fizjologicznym. W związku z tym wszelkie obserwowane dysproporcje powinny być traktowane jako wskazanie do podjęcia działań treningowych mających na celu przywrócenie równowagi między kończynami i nie mogą być tłumaczone dominacją kończyny.
4. Zaobserwowany krótszy czas zaniku siły przy skurczach ekscentrycznych w porównaniu do skurczów koncentrycznych u osób niewytrenowanych wskazuje na mniejszą wytrzymałość mięśniową w fazie ekscentrycznej przy maksymalnych skurczach oraz obniżoną efektywność aktywacji mięśni. Może to prowadzić do mikrouszkodzeń włókien mięśniowych, dlatego zjawisko to wymaga dalszych badań.

5. Analiza związku między siłą mięśni odwodzących staw biodrowy a równowagą wykazała, że niższe wartości szczytowego momentu siły były związane z gorszą równowagą, jednak słaba siła tych korelacji, prawdopodobnie wynikająca z zróżnicowania wiekowego uczestników, co sugeruje potrzebę dalszych badań z podziałem na grupy wiekowe.
6. Na podstawie uzyskanych wyników nie stwierdzono znaczącego wpływu siły mięśni odwodzących staw biodrowy na równowagę statyczną wśród zdrowych osób poniżej 60 roku życia. Pomimo braku istotnych korelacji między siłą a równowagą, zaobserwowano, że regularny trening o charakterze siłowy sprzyja lepszej kontroli posturalnej. Wskazuje to na konieczność uwzględnienia treningu siłowego jako elementu rehabilitacji i treningów w pierwotnej i wtórnej profilaktyce upadków, zarówno u osób zdrowych, jak i u pacjentów z zaburzeniami równowagi oraz osłabieniem mięśni odwodzących staw biodrowy.
7. Analiza jednoczynnikowa i wieloczynnikowa wykazała, że właściwa aktywacja mięśni (tj. zdolność szybkiego wytwarzania maksymalnej siły, utrzymania dłuższego czasu zaniku siły oraz szybkiej zmiany kierunku ruchu i brak opóźnionych reakcji mięśniowych) odwodzących staw biodrowy jest ważna dla prawidłowego utrzymywania równowagi u osób poniżej 60 roku życia, zarówno podczas stania obunóż, jak i stania jednonóż.
8. W literaturze brakuje badań oceniających parametry czasowe, związane z prawidłową aktywacją mięśni kończyn dolnych w różnych grupach wiekowych. Wydaje się jednak, że wykazana w tym badaniu istotność parametrów czasowych wskazuje na kluczową rolę tych parametrów w ocenie równowagi. Opracowanie wskaźników aktywności mięśni, uwzględniających sposób aktywacji mięśni pod względem różnych parametrów czasowych, może znacząco wspomóc tworzenie programów treningowych ukierunkowanych na poprawę równowagi, dostosowanych do specyficznych potrzeb nerwowo-mięśniowych w zależności od wieku i grupy docelowej. Wymaga to dalszych badań.

9. Osiągnięte wyniki uzasadniają podjęcie prospektywnych, randomizowanych badań na większych liczebnie grupach uwzględniających różny wiek, płeć, BMI oraz podejmowaną aktywność fizyczną osób badanych. Podjęcie bardziej kompleksowych badań, obejmujących mięśnie stawu skokowego i stopy pozwoliłoby na szczegółową analizę znaczenia siły i aktywacji mięśni tego obszaru. Ponadto, analiza niniejszych wyników pokazuje również potrzebę prowadzenia badań u osób z zaburzeniami równowagi, szczególnie wynikającymi z urazów lub schorzeń narządu ruchu.

Piśmiennictwo

1. Landowski M., Kunicka-Kowalska Z., Sibilski K.: Mechanical and structural investigations of wings of selected insect species. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2020.
2. Walaszek R., Ridan T., Walaszek K., Burdacki M.: Ocena stabilności posturalnej kobiet z deformacją stopy o charakterze palucha koślawego. *Medical Review*. 2016.
3. Cha H.G.: Effects of trunk stabilization exercise on the local muscle activity and balance ability of normal subjects. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2018; 30(6): 813-815.
4. Ścisło L., Staszkiwicz M., Walewski E., Paplaczek-Serednicka M., Bodys-Cupak I., Zawieja P.: Factors Determining the Functional Efficiency of Patients After Ischemic Stroke After Neurological Rehabilitation. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*. 2024; 17: 959-969.
5. Kröger S.: Proprioception 2.0: novel functions for muscle spindles. *Current Opinion in Neurology*. 2018; 31 (5): 592-598.
6. Shaffer S.W., Harrison A.L.: Aging of the Somatosensory System: A Translational Perspective. *Physical Therapy*. 2007; 87 (2): 193-207.
7. Phillip P., Lardner R.: Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach. *Human Kinetics*. 2009.
8. Ivanenko Y., Gurfinkel V.S.: Human Postural Control. *Front Neurosci*. 2018; 12: 171.
9. Comerford M., Mottram S.: Kinetic Control. Ocena i reedukacja niekontrolowanego ruchu. Edra Urban & Partner. 2016.
10. Brech G.C., Bobbio T.G., Cabral K.N., Coutinho P.M., Castro L.R., Mochizuki L., Soares-Junior J.M., Baracat E.C., Leme L.E.G., Greve J.M.D., Alonso A.C.: Changes in postural balance associated with a woman's aging proces. *Clinics*. 2022; 77.
11. Xing L., Bao Y., Wang B., Shi M., Wei Y., Huang X., Dai Y., Shi H., Gai X., Luo Q., Yin Y., Qin D.: Falls caused by balance disorders in the elderly with multiple systems involved: Pathogenic mechanisms and treatment strategies. *Frontiers in Neurology*. 2023; 14.
12. Paillard T.: Asymmetry of Movement and Postural Balance and Underlying Functions in Humans. *Symmetry*. 2023; 15(3): 759.
13. Rimland J.M., Abraha I., Dell'Aquila G., Cruz-Jentoft A., Soiza R., Gudmusson A., Petrovic M., O'Mahony D., Todd C., Cherubini A.: Effectiveness of non-pharmacological interventions to prevent falls in older people: a systematic overview. The senator project ontop series. *PloS one*. 2016; 11(8).

14. Czerwiński E., Borowy P., Jasiak B.: Współczesne zasady zapobiegania upadkom z wykorzystaniem rehabilitacji. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*. 2006; 4(6):380-387.
15. Shumway-Cook A., Woollacott M.H.: *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. Wolters Kluwer. 2017.
16. Błaszczyk J.: *Biomechanika kliniczna, podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. 2004.
17. Kostiukow A., Rostkowska E., Samborski W.: Assessment of postural balance function. *Annales Academiae Medicae Stetinensis*. 2009; 55(3): 102-109.
18. Umphred D.A., Lazaro R.T.: *Neurological rehabilitation*. Elsevier Health Sciences. 2012.
19. Paszko-Patej G., Sobaniec W., Kułak W., Terlikowski R., Okurowska-Zawada B., Sienkiewicz D., Kawnik K.: Assessment of the dynamics of body sway in the frontal and sagittal plane, and the surface area of stabilogram in children with cerebral palsy. *Neurologia Dziecięca*. 2013; 22: 19-23.
20. Hong C.Y., Guo L.Y., Song R., Nagurka M.L., Sung J.L., Yen C.W.: Assessing postural stability via the correlation patterns of vertical ground reaction force components. *BioMedical Engineering OnLine*. 2016;15(1): 90.
21. Horak F.B., Nashner L.M., Diener H.C.: Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*. 1990; 82(1): 167-177.
22. Mancini M., Nutt J.G., Horak, F.B.: Chapter 1 - How is balance controlled by the nervous system?. *Academic Press*. 2020; 1-24.
23. Reeves N.P., Narendra K.S., Cholewicki J.: Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics*. 2007; 22(3): 266-274.
24. Gandolfi M., Valè N., Filippetti M., Kirilova Dimitrova E., Geroïn C., Picelli A., Smania N.: Postural Control in Individuals with Parkinson's Disease. *Different Areas of Physiotherapy*. 2018; 3.
25. Horak F.B.: Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age Ageing*. 2006; 35(2):11.
26. Błaszczyk J., Czerwosz L.: Postural stability in the process of aging. *Gerontologia Polska*. 2005; 13(1): 25-36.
27. Wiszomirska I., Kaczmarczyk K., Zdrodowska A., Błażkiewicz M., Ilnicka L., Marciniak T.: Evaluation of static and dynamic postural stability in young, elderly and with vision loss women. *Advances in Rehabilitation*. 2013; 27.
28. Golema M.: *Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała człowieka w obrazie stabilograficznym*. Studia i Monografie AWF Wrocław. 2002.

29. Skoyles J.R.: Human balance, the evolution of bipedalism and dysequilibrium syndrome. *Medical Hypotheses*. 2006; 66(6): 1060-1068.
30. Kielnar R., Mraz M., Oleksy Ł., Dębiec-Bąk A.: Ocena stabilności postawy ciała na podstawie badania przedniego i tylnego marginesu stabilności u osób ze stwardnieniem rozsianym po fizjoterapii. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica. Inżynieria Biomedyczna*. 2009; 15(3).
31. Ocetkiewicz T., Skalska A., Grodzicki T.: Badanie równowagi przy użyciu platformy balansowej — ocena powtarzalności metody. *Gerontologia Polska*. 2006; 14(1).
32. Earls J.: Urodzony, aby chodzić. Ciało w ruchu a efektywność mięśniowo-powięziowa. WSEiT. 2014.
33. Sockol M.D., Raichlen D.A., Pontzer H.: Chimpanzee locomotor energetics and the origin of human bipedalism. *The Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2007; 104(30): 12265-12269, USA.
34. Warrenner A.G., Lewton K.L., Pontzer H., Lieberman D.E.: A wider pelvis does not increase locomotor cost in humans, with implications for the evolution of childbirth. *PLoS One*. 2015; 10(3).
35. Ward C.V., Latime B.: Human evolution and the development of spondylolysis. *Spine*. 2005; 30(16): 1808-1814.
36. Kapandji I.: *Physiology of the joints*, 6th edn, vol 2. Lower limb. Elsevier. 2011, Amsterdam.
37. Ziółkowska M.H.: Równowaga statyczna i dynamiczna ciała. Część 1. Organizacja zmysłowa i biomechanika układu równowagi. *Magazyn Otorynolaryngologiczny*. 2006; 5.
38. Mraz M., Ostrowska B., Mraz M.: Stabilność posturalna od dzieciństwa do starości. *Gerontologia współczesna*. 2013: 83-86
39. Kuczyński M., Podbielska M., Bieć D., Paluszak A., Kręcisz K.: The basics of postural control assessment: what, how and why do we need to measure?. *Acta Bio-Optica*. 2012; 18(4): 243-249.
40. Gage W.H., Winter D.A., Frank J.S., Adkin A.L.: Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & Posture*. 2004; 19(2): 124-132.
41. Styczyński T., Gasik R., Pyskło B.: Artykuł przeglądowy Znaczenie kliniczne zaburzeń propriocepcji dla narządu ruchu. *Reumatologia*. 2007; 45(6): 404-406.
42. Alcock L., O'Brien T.D., Vanicek N.: Association between somatosensory, visual and vestibular contributions to postural control, reactive balance capacity and healthy ageing in older women. *Health Care Women Int*. 2018; 39(12): 1366-1380.
43. Viljanen A., Kaprio J., Pyykkö I., Sorri M., Pajala S., Kauppinen M., Koskenvuo M., Rantanen T.: Hearing as a predictor of falls and postural balance in older female twins. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2009; 64(2): 312-317.

44. Błaszczyk J., Lowe D., Hansens P.: Postural sway and perception of the upright stance stability borders. Sage Journals. 1993.
45. Riemann B.L., Lephart S.M.: The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*. 2002; 37(1): 71-79.
46. Tjernström F.: Adaptation and learning in postural control. Doctoral Dissertation Series. Sweden. 2009; 73.
47. Bochenek A., Reisner M.: Anatomia człowieka. TOM 5. PZWL; 2007.
48. McGregor J.E., Williams D.R., Merigan W.H.: Functional Assessment of Vision Restoration. *Advances in Experimental Medicine and Biology*. 2019; 1185:145-149.
49. Barrett K.E., Barman S.M., Brooks H.L., Yuan J.X.J.: Notice: Ganong's Review of Medical Physiology, 26e. McGraw-Hill Education. 2019.
50. Kławe M.T.: Wykłady z fizjologii człowieka. PZWL. 2009.
51. Jaskólska A.: Podstawy fizjologii wysiłku fizycznego z zarysem fizjologii człowieka. Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. 2006.
52. Proske U., Gandevia S.C.: The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological Reviews*. 2012; 92(4): 1651-1697.
53. Tsay A.J., Giummarra M.J., Allen T.J., Proske U.: The sensory origins of human position sense. *The Journal of Physiology*. 2016; 594(4): 1037-1049.
54. Proske U.: The role of muscle proprioceptors in human limb position sense: a hypothesis. *Journal of Anatomy*. 2015; 227(2): 178-183.
55. Marmeleira J.F., Pereira C., Cruz-Ferreira A., Fretes V., Pisco R., Fernandes O.M.: Creative dance can enhance proprioception in older adults. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2009; 49(4): 480-485.
56. Tuthill J.C., Azim E.: Proprioception,. *Current Biology*. 2018; 28(5): 194-203.
57. Konturek S.: Fizjologia układu nerwowego. W: Fizjologia człowieka. Urban&Partner. 2007.
58. Narkiewicz O., Morys J.: Neuroanatomia czynnościowa i kliniczna. PZWL. 2001.
59. Górski J.: Fizjologiczne podstawy wysiłku fizycznego. PZWL. 2001.
60. Lee J., Muzio M.R.: Neuroanatomy, Extrapyramidal System. StatPearls. 2024.
61. Sławek J., Friedman A.: Choroby układu pozapiramidowego - postępy w diagnostyce i leczeniu. *Polski Przegląd Neurologiczny*. 2007; 3.
62. Zaback M., Adkin A.L., Carpenter M.G.: Adaptation of emotional state and standing balance parameters following repeated exposure to height-induced postural threat. *Scientific Reports*. 2019; 9(1): 12449.

63. Melzer I., Kurz I., Oddsson L.I.: A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*. 2010; 25(10): 984-988.
64. Nashner L., Berthoz A.: Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Research*. 1978; 150(2): 403-407.
65. Cobanoglu G., Suner-Keklik S., Gokdogan C., Kafa N., Savas S., Guzel N.: Static balance and proprioception evaluation in deaf national basketball players. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*. 2021; 13: 9-15.
66. Caccese J.B., Santos F.V., Yamaguchi F.K., Buckley T.A., Jeka J.J.: Persistent Visual and Vestibular Impairments for Postural Control Following Concussion: A Cross-Sectional Study in University Students. *Sports Med*. 2021; 51(10): 2209-2220.
67. Zak M., Swine C., Grodzicki T.: Combined effects of functionally-oriented exercise regimens and nutritional supplementation on both the institutionalised and free-living frail elderly (double-blind, randomised clinical trial). *BMC Public Health*. 2009; 9: 39.
68. Błaszczyk J.W., Cieślinska-Swider J., Plewa M., Zahorska-Markiewicz B., Markiewicz A.: Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(9): 1295-1300.
69. Sabel B.A., Henrich-Noack P., Fedorov A., Gall C.: Vision restoration after brain and retina damage: The residual vision activation theory. Elsevier. 2011: 199-262.
70. Narożny W., Siebert J., Wojtczak R.: Epidemiologia zawrotów głowy i zaburzeń równowagi. *Forum Medycyny Rodzinnej*. 2010; 4: 356-365.
71. Narożny W.: Vestibular dysfunction in diabetes mellitus. *Otorynolaryngologia*. 2017; 16(4): 143-149.
72. Gawlik K., Zwierzchowska A.: Physical education for the blind and visually impaired. University of Physical Education in Katowice. 2004.
73. Balcer L.J., Miller D.H., Reingold S.C., Cohen J.A.: Vision and vision-related outcome measures in multiple sclerosis. *Brain*. 2015; 138(1): 11-27.
74. Atkins E.J., Newman N.J., Bioussé V.: Lesions of the optic nerve. Elsevier. 2011: 159-184.
75. Yoo H., Mihaila D.: Neuroanatomy, Vestibular Pathways. *Treasure Island StatPearls*, 2022.
76. Zhang Q., Zhou X., Li Y., Yang X., Abbasi Q.H.: Clinical Recognition of Sensory Ataxia and Cerebellar Ataxia. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2021; 15.
77. Sullivan R., Yau W.Y., O'Connor E., Houlden H.: Spinocerebellar ataxia: an update. *Journal of Neurology*. 2019; 266(2): 533-544.
78. Roostaei T., Nazeri A., Sahraian M.A., Minagar A.: The human cerebellum: a review of physiologic neuroanatomy. *Neurologic Clinics*. 2014; 32(4): 859-869.

79. Lohia A.M., J.: Neuroanatomy, Pyramidal Tract Lesions. Treasure Island. 2023.
80. Prusiński A., Kozubski W., Mazur R.: Podstawy kliniczne neurologii. PZWL. 1998.
81. Akbari A., Ghiasi F., Mir M., Hosseinifar M.: The Effects of Balance Training on Static and Dynamic Postural Stability Indices After Acute ACL Reconstruction. *Global Journal of Health Sciences*. 2015; 8(4): 68-81.
82. Hsu W.L., Chou L.S., Woollacott M.: Age-related changes in joint coordination during balance recovery. *Age*. 2013; 35(4): 1299-1309.
83. Czajka C.M., Tran E., Cai A.N., DiPrea J.A.: Ankle sprains and instability. *Medical Clinics of North America*. 2014; 98(2): 313-329.
84. Liu S.H., Jason W.J.: Lateral ankle sprains and instability problems. *Clinics in Sports Medicine*. 1994; 13(4): 793-809.
85. Horlings C.G., van Engelen B.G., Allum J.H., Bloem B.R.: A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls. *Nat Clin Pract Neurol*. 2008; 4(9): 504-515.
86. Yoo J., Jeong J., Lee W.: The effect of trunk stabilization exercise using an unstable surface on the abdominal muscle structure and balance of stroke patients. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2014; 26(6): 857-859.
87. Ward S.R., Winters T.M., Blemker S.S.: The architectural design of the gluteal muscle group: implications for movement and rehabilitation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2010; 40(2): 95-102.
88. Feldman A.G.: The Relationship Between Postural and Movement Stability. *Advances in Experimental Medicine and Biology*. 2016; 957: 105-120.
89. Flack N.A., Nicholson H.D., Woodley S.J.: A review of the anatomy of the hip abductor muscles, gluteus medius, gluteus minimus, and tensor fascia lata. *Clinical Anatomy*. 2012; 25(6): 697-708.
90. Birch K., George K.: Fizjologia sportu. Wydawnictwo Naukowe PWN. 2008.
91. Levine D., Richards J., Whittle M.: Analiza chodu. Elsevier Urban & Partner. 2014.
92. Donato M., Marini J.: Muscle Strength: Types, Efficiency & Drug Effects. Nova Science Publishers Inc. 2010.
93. Henry M., Baudry S.: Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of Neurophysiology*. 2019; 122(2): 525-538.
94. Diener H.C., Dichgans J., Guschlbauer B., Mau H.: The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Research*. 1984; 296(1): 103-109.

95. Di Giulio I., Maganaris C.N., Baltzopoulos V., Loram I.D.: The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *The Journal of Physiology*. 2009; 587(10): 2399-2416.
96. Macefield V.G.: Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*. 2005; 32(1-2): 135-144.
97. Grigg P.W.: Peripheral Neural Mechanisms in Proprioception. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1994; 3: 2-17.
98. Hoch M.C., Russell D.M.: Plantar cooling does not affect standing balance: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*. 2016; 43: 1-8.
99. Czarkowska-Pączek B. Przybylski J.: *Zarys fizjologii wysiłku fizycznego*. Elsevier Urban&Partner. 2005.
100. Latash, M.L.: Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions. *Journal of Neurophysiology*. 2018; 120(1): 88-104.
101. Oliveira S., Zapello G.M.B., Knih D.A., Fischer G., Moro A.R.P.: Muscle Architecture and Maximal Strength between Male Practitioners of Functional Fitness Training and Strength Training. *International Journal of Exercise Science*. 2023; 16(7): 1142-1153.
102. Lieber R.L., Fridén J.: Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*. 2000; 23(11): 1647-1666.
103. Lieber R.L., Ward S.R.: Skeletal muscle design to meet functional demands. *Philosophical Transactions of the Royal Society*. 2011; 366(1570): 1466-1476.
104. Bochenek A., Reicher M.: *Anatomia człowieka, tom I*. PZWL. 2002.
105. Omerjee A.: Combating Sarcopenia: The Effects of BCAA (Branched Chain Amino Acids) on Muscle Protein Synthesis (MPS) in Elderly Women, in Comparison to Whey Protein. Conference: De Montfort University BSc Biomedical Science. 2015.
106. Lu T.W., Chang C.F.: Biomechanics of human movement and its clinical applications. *Kaohsiung J Med Sci*. 2012; 28(2): 13-25.
107. Enoka R.M.: *Neuromechanics of Human Movement*. Human Kinetics. 2008.
108. Nordin M., Frankel V.H.: *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins. 2001.
109. Hazari A., Maiya A.G., Nagda T.V.: *Lever Systems at Human Joints and Muscles*. Springer Singapore. 2021: 53-57.

110. Jaskólska A.: Właściwości fizjologiczne i mechaniczne mięśni szkieletowych – czy są takie same w różnych mięśniach i u wszystkich osób? *Kosmos - problemy nauk biologicznych*. 2020; 69: 739 – 756.
111. Hessel A.L., Lindstedt S.L., Nishikawa K.C.: Physiological Mechanisms of Eccentric Contraction and Its Applications: A Role for the Giant Titin Protein. *Frontiers in Physiology*. 2017; 8: 70.
112. Nishikawa K.: Eccentric contraction: unraveling mechanisms of force enhancement and energy conservation. *Journal of Experimental Biology*. 2016; 219(2): 189-196.
113. Stone M., Stone M., Sandsa W.: Skeletal muscle form and function. *Human Kinetics. Human Kinetics*. 1996.
114. Enoka R.M.: Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Medicine*. 1988; 6(3): 146-168.
115. Schmied A., Forget R., Vedel J.P.: Motor unit firing pattern, synchrony and coherence in a deafferented patient. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2014; 8: 746.
116. Yoshimura A., Kunugi S., Hirono T., Nojima H., Ueda S., Holobar A., Mita Y., Watanabe K.: Association of Muscle Strength With Muscle Thickness and Motor Unit Firing Pattern of Vastus Lateralis Muscle in Youth Athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2022. 17(12): 1725-1731.
117. Hody S., Croisier J.L., Bury T., Rogister B., Leprince P.: Eccentric Muscle Contractions: Risks and Benefits. *Frontiers in Physiology*. 2019; 10: 536.
118. Nuzzo J.L., Pinto M.D., Nosaka K., Steele J.: The Eccentric:Concentric Strength Ratio of Human Skeletal Muscle In Vivo: Meta-analysis of the Influences of Sex, Age, Joint Action, and Velocity. *Sports Medicine*. 2023 53(6): 1125-1136.
119. Linnamo V., Bottas R., Komi P.V.: Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10(5): 293-300.
120. Pasquet B., Carpentier A., Duchateau J., Hainaut K.: Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle Nerve*. 2000; 23(11): 1727-1735.
121. Wang Q., Li L., Mao M., Sun W., Zhang C., Mao D., Song Q.: The relationships of postural stability with muscle strength and proprioception are different among older adults over and under 75 years of age. *Journal of Exercise Science & Fitness*. 2022; 20(4): 328-334.
122. Faulkner J.A., Larkin L.M., Claflin D.R., Brooks S.V.: Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*. 2007; 34(11): 1091-1096.

123. Ohira T., Kawano F., Ohira T., Goto K., Ohira Y.: Responses of skeletal muscles to gravitational unloading and/or reloading. *The Journal of Physiological Sciences*. 2015; 65(4): 293-310.
124. Marcolin G., Cogliati M., Cudicio A., Negro F., Tonin R., Orizio C., Paoli A.: Neuromuscular Fatigue Affects Calf Muscle Activation Strategies, but Not Dynamic Postural Balance Control in Healthy Young Adults. *Frontiers in Physiology*. 2022; 13.
125. Nashner L.M.: Organization of Human Postural Movements during Standing and Walking. *Book Organization of Human Postural Movements during Standing and Walking*. 1986.
126. Soames R.W., Atha J.: The role of the antigravity musculature during quiet standing in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*,. 1981; 47(2): 159-167.
127. Nagai K., Yamada M., Uemura K., Yamada Y., Ichihashi N., Tsuboyama T.: Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2011; 53(3): 338-343.
128. Sousa A.S., Silva A., Tavares J.M.: Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review. *Somatosensory & Motor Research*. 2012; 29(4): 131-143.
129. Pienciak-Siewert A., Horan D.P., Ahmed A.A.: Role of muscle coactivation in adaptation of standing posture during arm reaching. *Journal of Neurophysiology* 2020; 123(2): 529-547.
130. Sangwan S., Green R.A., Taylor N.F.: Characteristics of stabilizer muscles: a systematic review. *Physiother Can*. 2014; 66(4): 348-358.
131. Muscolino J.E.: *Kinesiology. The Skeletal System and Muscle Function*. Mosby. 2016.
132. Kibler W.B., Press J., Sciascia A.: The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*. 2006; 36(3): 189-198.
133. Kapandji I.A.: *Anatomia funkcjonalna stawów Tom 3 Kręgosłup, miednica, głowa*. Urban&Partner. 2020.
134. Hlaing S.S., Puntumetakul R., Khine E.E., Boucaut R.: Effects of core stabilization exercise and strengthening exercise on proprioception, balance, muscle thickness and pain related outcomes in patients with subacute nonspecific low back pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2021; 22(1): 998.
135. Lee K.: Motion Analysis of Core Stabilization Exercise in Women: Kinematics and Electromyographic Analysis. *Sports (Basel)*. 2023; 11(3).
136. Almutairi N., Alanazi A., Seyam M., Kashoo F.Z., Alyahya D., Unnikrishnan R.: Relationship between core muscle strength and dynamic balance among hospital Staff. *Bulletin of Faculty of Physical Therapy*. 2022; 27(1): 24.

137. Gouridou E., Kellis E., Katartzi E., Kofotolis N.: Transversus Abdominis and Lumbar Multifidus Thickness Among Three Dance Positions in Argentine Tango Dancers. *International Journal of Exercise Science*. 2021; 14(1): 473-485.
138. Brumitt J., Matheson J.W., Meira E.P.: Core stabilization exercise prescription, part I: current concepts in assessment and intervention. *Sports Health*. 2013; 5(6): 504-509.
139. Neumann D.A.: *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Mosby, Elsevier. 2010.
140. Gibbons S.: Clinical anatomy and function of psoas major and deep sacral gluteus maximus. *Movement, Stability & Lumbopelvic Pain*. 2007: 95-102.
141. Park R.J., Tsao H., Cresswell A.G., Hodges P.W.: Differential activity of regions of the psoas major and quadratus lumborum during submaximal isometric trunk efforts. *Journal of Orthopaedic Research*. 2012; 30(2): 311-318.
142. Sajko S., Stuber K.: Psoas Major: a case report and review of its anatomy, biomechanics, and clinical implications. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 2009; 53(4): 311-318.
143. Izraelski J.: *Corrective Exercise Solutions to Common Shoulder and Hip Dysfunction*. Journal of the Canadian Chiropractic Association. 2013; 57(4): 366.
144. Foskolou A., Emmanouil A., Boudolos K., Rousanoglou E.: Abdominal Breathing Effect on Postural Stability and the Respiratory Muscles. Activation during Body Stances Used in Fitness Modalities. *Biomechanics*. 2022; 2: 478-494.
145. Kim E., Lee H.: The effects of deep abdominal muscle strengthening exercises on respiratory function and lumbar stability. *Journal of physical therapy science*. 2013; 25(6): 663-665.
146. Kolář P., Šafářová M.: Dynamic Neuromuscular Stabilization', *Clinical Rehabilitation*. 2013: 252-265.
147. Kocjan J., Gzik-Zroska B., Nowakowska K., Burkacki M., Suchoń S., Michnik R., Czyżewski D., Adamek M.: Impact of diaphragm function parameters on balance maintenance. *PLoS One*. 2018; 13(12).
148. Bordoni B., Zanier E.: Anatomic connections of the diaphragm: influence of respiration on the body system. *Journal of multidisciplinary healthcare*. 2013: 281-291.
149. Vicente-Campos D., Sanchez-Jorge S., Terrón-Manrique P., Guisard M., Collin M., Castaño B., Rodríguez-Sanz D., Becerro-de-Bengoa-Vallejo R., Chicharro J.L., Calvo-Lobo C.: The Main Role of Diaphragm Muscle as a Mechanism of Hypopressive Abdominal Gymnastics to Improve Non-Specific Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Clinical Medicine*. 2021; 10 (21).

150. Hodges P.W., Gandevia S.C.: Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of applied Physiology*. 2000; 89(3): 967-976.
151. Kolar P., Sulc J., Kyncl M., Sanda J., Neuwirth J., Bokarius A.V., Kriz J., Kobesova A.: Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology*. 2010; 109(4): 1064-1071.
152. Hamaoui A., Hudson A.L., Laviolette L., Nierat M.-C., Do M.-C., Similowski T.: Postural disturbances resulting from unilateral and bilateral diaphragm contractions: a phrenic nerve stimulation study. *Journal of Applied Physiology*. 2014.
153. Li R., Liu Y., Zhang Y., Yang C., Zhang Z., Huang J.: The effect of suboccipital muscle dysfunction on the biomechanics of the upper cervical spine: a study based on finite element analysis *BMC Musculoskelet Disord*. 2024; 25(1): 400.
154. Siasios I., Samara E., Fotiadou A., Tsoleka K., Vadikolias K., Mantatzis M., Birbilis T.: The Role of Cervical Muscles Morphology in the Surgical Treatment of Degenerative Disc Disease: Clinical Correlations Based on Magnetic Resonance Imaging Studies. *Journal of Clinical Medicine Research*. 2021; 13(7): 367-376.
155. Schomacher J., Falla D.: Function and structure of the deep cervical extensor muscles in patients with neck pain. *Manual Therapy*. 2013; 18(50): 360-366.
156. Bogduk N.: Functional anatomy of the spine. *Handbook of Clinical Neurology*. 2016; 136: 675-688.
157. Sung Y.H.: Suboccipital Muscles, Forward Head Posture, and Cervicogenic Dizziness. *Medicina*. 2022; 58(12).
158. Cheng C., Chen P., Kuo Y., Wang, J.: The effects of disc degeneration and muscle dysfunction on cervical spine stability from a biomechanical study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Journal of Engineering in Medicine*, 2011; 225(2): 149-157.
159. Abd El-Azeim A.S., Mahmoud A.G., Mohamed M.T., El-Khateeb Y.S.: Impact of adding scapular stabilization to postural correctional exercises on symptomatic forward head posture: a randomized controlled trial. *Eur Handbook of Clinical Neurology*. 2022; 58(5): 757-766.
160. Sepehri S., Sheikhhoseini R., Piri H., Sayyadi P.: The effect of various therapeutic exercises on forward head posture, rounded shoulder, and hyperkyphosis among people with upper crossed syndrome: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disorder*. 2024; 25(1): 105.
161. Lin G., Zhao X., Wang W., Wilkinson T.: The relationship between forward head posture, postural control and gait: A systematic review. *Gait & Posture*. 2022; 98: 316-329.
162. Tsutsumi M., Nimura A., Akita K.: Clinical anatomy of the musculoskeletal system in the hip region. *Anatomical Science International*. 2022; 97(2): 157-164.

163. Neumann D.A.: Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(2): 82-94.
164. Jang E.M., Yoo W.G.: Comparison of Hip Stabilization Muscle Use during Neutral Sit to Stand and Sit to Stand Involving Isometric Hip Abduction in Elderly Females. *The Journal of Physical Therapy Science.* 2014; 26(12): 1963-1964.
165. Murdock C., Agyeman K.: *Anatomy, Abdomen and Pelvis, Rectus Femoris Muscle.* 2019.
166. Abulhasan J., Grey M.: *Anatomy and Physiology of Knee Stability.* *Journal of Functional Morphology and Kinesiology.* 2017; 2: 34.
167. Chhabra A., Elliott C., Miller M.: *Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee.* *Sports Medicine and Arthroscopy Review.* 2001; 9: 166-177.
168. Kawada M., Takeshita Y., Miyazaki T., Nakai Y., Hata K., Nakatsuji S., Kiyama R.: Contribution of hip and knee muscles to lateral knee stability during gait. *The Journal of Physical Therapy Science.* 2020; 32(11): 729-734.
169. Walters B.B., Varacallo M.: *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Thigh Sartorius Muscle.* *StatPearls.* 2024.
170. Besomi M., Maclachlan L., Mellor R., Vicenzino B., Hodges P.W.: *Tensor Fascia Latae Muscle Structure and Activation in Individuals With Lower Limb Musculoskeletal Conditions: A Systematic Review and Meta-Analysis.* *Sports Medicine.* 2020; 50(5): 965-985.
171. Gottschalk F., Kourosh S., Leveau B.: The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of Anatomy.* 1989; 166: 179-189.
172. Flaxman T.E., Speirs A.D., Benoit D.L.: Joint stabilisers or moment actuators: the role of knee joint muscles while weight-bearing. *Journal of Biomechanics.* 2012; 45(15): 2570-2576.
173. Rodgers C.D., Raja A.: *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hamstring Muscle.* *StatPearls.* 2024.
174. Afonso J., Rocha-Rodrigues S., Clemente F.M., Aquino M., Nikolaidis P.T., Sarmento H., Filter A., Olivares-Jabalera J., Ramirez-Campillo R.: The Hamstrings: Anatomic and Physiologic Variations and Their Potential Relationships With Injury Risk. *Frontiers in Physiology.* 2021; 12.
175. Whiler L., Fong M., Kim S., Ly A., Qin Y., Yeung E., Mathur S.: Gluteus Medius and Minimus Muscle Structure, Strength, and Function in Healthy Adults: Brief Report. *Canadian Physiotherapy Association: Homepage.* 2017; 69(3): 212-216.
176. Robertson J.A., Kendall F.P., McCreary E.K.: *Muscles, Testing and Function.* *British Journal of Sports Medicine.* 1984;18(1): 25.

177. Zacharias A., Pizzari T., Semciw A.I., English D.J., Kapakoulakis T., Green R.A.: Comparison of gluteus medius and minimus activity during gait in people with hip osteoarthritis and matched controls. *Scand J Med Sci Sports*. 2019; 29(5): 696-705.
178. Tang Y., Li Y., Yang M., Zheng X., An B., Zheng J.: The effect of hip abductor fatigue on knee kinematics and kinetics during normal gait. *Front Neurosci*. 2022; 16.
179. Sadler S., Cassidy S., Peterson B., Spink M., Chuter V.: Gluteus medius muscle function in people with and without low back pain: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2019; 20(1): 463.
180. Nelson-Wong E., Callaghan J.P.: Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010; 20(2): 256-263.
181. Grimaldi A.: Assessing lateral stability of the hip and pelvis. *Manual Therapy*. 2011; 16(1): 26-32.
182. Greco A., Vilella, R.: *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Gluteus Minimus Muscle*, StatPearls, 2020.
183. Liu R., Wen X., Tong Z., Wang K., Wang C.: Changes of gluteus medius muscle in the adult patients with unilateral developmental dysplasia of the hip. *BMC Musculoskelet Disorder*. 2012; 13: 101.
184. Assi C., Bonnel F., Mansour J., Daher J., Gerges B., Khoury A., Yammine K.: The gracilis and semitendinosus muscles: a morphometric study on 18 specimens with clinical implications. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2022; 44(6): 813-820.
185. Iwashita Y., Kuruma H.: Examination of hip function and muscle activity during clam exercise. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2023; 35(7): 528-532.
186. Kato T., Taniguchi K., Kikukawa D., Kodesho T., Katayose M.: Effect of hip flexion angle on stiffness of the adductor longus muscle during isometric hip flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2021; 56.
187. Kato T., Taniguchi K., Akima H., Watanabe K., Ikeda Y., Katayose M.: Effect of hip angle on neuromuscular activation of the adductor longus and adductor magnus muscles during isometric hip flexion and extension. *European Journal of Applied Physiology*. 2019; 119(7): 1611-1617.
188. Ogawa T., Saeki J., Ichihashi N.: The effect of hip flexion angle on muscle elongation of the hip adductor muscles during stretching. *Journal of Biomechanics*. 2020; 101.
189. Zhang L., Liu G., Han B., Wang Z., Yan Y., Ma J., Wei P.: Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2020.

190. Flandry F., Hommel G.: Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*. 2011; 19(2): 82-92.
191. Kawama R., Takahashi K., Wakahara T.: Effect of Hip Joint Position on Electromyographic Activity of the Individual Hamstring Muscles During Stiff-Leg Deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2020:1.
192. Li L., Landin D., Grodesky J., Myers J.: The function of gastrocnemius as a knee flexor at selected knee and ankle angles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2002; 12(5): 385-390.
193. Sherbondy P.S., Queale W.S., McFarland E.G., Mizuno Y., Cosgarea A.J.: Soleus and gastrocnemius muscle loading decreases anterior tibial translation in anterior cruciate ligament intact and deficient knees. *J Knee Surg*. 2003; 16(3): 152-158.
194. Masouros S.D., Bull A.M.J., Amis A.A.: Biomechanics of the knee joint. *Orthopaedics and Trauma*. 2010. 24(2): 84-91.
195. Urbanek C., McCrum C., Lesniak B., Doperak J.: Distal Hamstring, Pes Anserine, and Popliteal Tendons. 2021: 177-194.
196. Iglesias-Chamorro P., Pérez-Bellmunt A., Ortiz S., Möller I., Blasi J., Ortiz-Sagrìstà J., Martinoli C., Sanjuan X., Miguel M.: What Is New about the Semimembranosus Distal Tendon? Ultrasound, Anatomical, and Histological Study with Clinical and Therapeutic Application. *Life*. 2024; 14: 631.
197. Umehara J., Ikezoe T., Nishishita S., Nakamura M., Umegaki H., Kobayashi T., Fujita K., Ichihashi N.: Effect of hip and knee position on tensor fasciae latae elongation during stretching: An ultrasonic shear wave elastography study. *Clinical Biomechanics*. 2015; 30(10): 1056-1059.
198. Merican A.M., Amis A.A.: Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(10): 1539-1546.
199. Berry J.W., Lee T.S., Foley H.D., Lewis C.L.: Resisted Side Stepping: The Effect of Posture on Hip Abductor Muscle Activation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2015; 45(9): 675-682.
200. Svoboda Z., Bizovska L., Gonosova Z., Linduska P., Kovacikova Z., Vuillerme N.: Effect of aging on the association between ankle muscle strength and the control of bipedal stance. *PLoS One*. 2019; 14(10).
201. Juneja P., Hubbard J.B.: Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Tibialis Anterior Muscles. *StatPearls*. 2024.
202. Sakanaka T.E., Gill J., Lakie M.D., Reynolds R.F.: Intrinsic ankle stiffness during standing increases with ankle torque and passive stretch of the Achilles tendon. *PLoS One*. 2018; 13(3).

203. Park H.K., Yu K.G., Shin J.H., Lee W.H.: Correlation among triceps surae muscle structure, balance, and gait in persons with stroke. *Physical Therapy Rehabilitation Science*. 2020; 9: 155-164.
204. Nardone A., Giordano A., Corrà T., Schieppati M.: Responses of leg muscles in humans displaced while standing. Effects of types of perturbation and of postural set. *Brain*. 1990; 113(1): 65-84.
205. Maharaj J.N., Cresswell A.G., Lichtwark G.A.: The mechanical function of the tibialis posterior muscle and its tendon during locomotion. *Journal of Biomechanics*. 2016; 49(14): 3238-324.
206. Semple R., Murley G.S., Woodbur, J., Turner D.E.: Tibialis posterior in health and disease: a review of structure and function with specific reference to electromyographic studies. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2009; 2: 24.
207. Otis J., Gage T.: Function of the posterior tibial tendon muscle. *Foot and ankle clinics*. 2001; 6: 1-14.
208. Bamber Z.A., Sun W., Menon R.S., Wheeler P.C., Swain I.D., Fong D.T.P.: Functional Electrical Stimulation of Peroneal Muscles on Balance in Healthy Females. *Cyborg and Bionic Systems*. 2021.
209. Bavdek R., Zdolšek A., Strojnik V., Dolenc A.: Peroneal muscle activity during different types of walking. *Journal of the Foot & Ankle*. 2018; 11: 50.
210. Group K.I.W.: The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. *Danish medical bulletin*. 1987; 34(4): 1-24.
211. Muehlbauer T., Mettler C., Roth R., Granacher U.: One-leg standing performance and muscle activity: are there limb differences?. *Journal of Applied Biomechanics* 2014; 30(3): 407-414.
212. Horstmann G.A., Dietz V.: A basic posture control mechanism: the stabilization of the centre of gravity. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1990; 76(2): 165-176.
213. Clément G., Rézette D.: Motor behavior underlying the control of an upside-down vertical posture. *Experimental Brain Research*. 1985; 59(3): 478-484.
214. de Dieuleveult A.L., Siemonsma P.C., van Erp J.B., Brouwer A.M.: Effects of Aging in Multisensory Integration: A Systematic Review. *Frontiers in Aging Neuroscience*. 2017; 9: 80.
215. Baloh R.W., Corona S., Jacobson K.M., Enrietto J.A., Bell T.: A prospective study of posturography in normal older people. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1998; 46(4): 438-443.
216. Potvin-Desrochers A., Richer N., Lajoie Y.: Cognitive tasks promote automatization of postural control in young and older adults. *Gait Posture*. 2017; 57: 40-45.

217. Spiliopoulou S.I., Amiridis I.G., Tsigganos G., Hatzitaki V.: Side-alternating vibration training for balance and ankle muscle strength in untrained women. *Journal of Athletic Training*. 2013; 48(5): 590-600.
218. Deniskina N.V., Levik Y.S.: Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane. *Neuroscience Letters*. 2001; 310(2): 165-168.
219. Schneiders A.G., Sullivan S.J., O'Malley K.J., Clarke S.V., Knappstein S.A., Taylor L.J.: A valid and reliable clinical determination of footedness. *PM & R*. 2010; 2(9): 835-841.
220. van Melick N., Meddeler B.M., Hoogeboom T.J., Nijhuis-van der Sanden M.W.G., van Cingel R.E.H.: How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS One*. 2017; 12(12).
221. Previc F.H.: A general theory concerning the prenatal origins of cerebral lateralization in humans. *Psychological Review*. 1991; 98(3): 299-334.
222. Karimi N., Ebrahimi I., Kahrizi S., Torkaman G.: Evaluation of postural balance using the Biodex balance system in subjects with and without low back pain. 2008; 24.
223. Parraca J., Olivares P., Carbonell-Baeza A., Aparicio V., Adsuar J., Gusi N.: Test-Retest reliability of Biodex Balance SD on physically active old people. *Journal of Human Sport and Exercise*. 2011; 6.
224. <https://www.procarebv.nl/wp-content/uploads/2016/11/biodex-balance-system-handleiding.pdf>. Accessed 27.10.2024 .
225. Davies G.J.: A Compendium of isokinetic usage and clinical rehabilitation techniques. S & S Publishers. 1992.
226. Diamond L.E., Wrigley T.V., Hinman R.S., Hodges P.W., O'Donnell J., Takla A., Bennell K.L.: Isometric and isokinetic hip strength and agonist/antagonist ratios in symptomatic femoroacetabular impingement. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2016; 19(9): 696-701.
227. Gautrey C.N., Watson T., Mitchell A.: The effect of velocity on load range during isokinetic hip abduction and adduction exercise. *International Journal of Sports Medicine*. 2013; 34(7): 623-630.
228. Almeida G.P.L., das Neves Rodrigues H.L., de Freitas B.W., de Paula Lima P.O.: Reliability and Validity of the Hip Stability Isometric Test (HipSIT): A New Method to Assess Hip Posterolateral Muscle Strength. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2017; 47(12): 906-913.
229. Watała C.: Biostatystyka - wykorzystanie metod statystycznych w pracy badawczej w naukach biomedycznych. Alfa Medica Press. 2022.
230. Wulff H.R., Gotzsche P. C.: Racjonalna diagnoza i leczenie. Wprowadzenie do medycyny wiarygodnej czyli Evidence-Based Medicine. AKTIS. 2005.

231. Guirelli A.R., Carvalho C.A., Dos Santos J.M., Ramiro Felicio L.: Relationship between the strength of the hip and knee stabilizer muscles and the Y balance test performance in adolescent volleyball athletes. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2021; 61(10): 1326-1332.
232. Carter N.D., Khan K.M., Mallinson A., Janssen P.A., Heinonen A., Petit M.A., McKay H.A.: Knee extension strength is a significant determinant of static and dynamic balance as well as quality of life in older community-dwelling women with osteoporosis. *Gerontology*. 2002; 48(6): 360-368.
233. Lord S.R., Clark R.D., Webster I.W.: Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *Gerontology*. 1991; 46(3): 69-76.
234. Moreland J.D., Richardson J.A., Goldsmith C.H., Clase, C.M.: Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004; 52(7): 1121-1129.
235. Bani H. E., Phu S., Vogrin S., Duque, G.: Appendicular and mid-thigh lean mass are associated with muscle strength, physical performance, and dynamic balance in older persons at high risk of falls. *Gait & Posture*. 2022; 93: 90-95.
236. Si B., Zhu H., Wei X., Li S., Wu X.: The mechanism of static postural control in the impact of lower limb muscle strength asymmetry on gait performance in the elderly. *PeerJ*. 2024; 12.
237. Šarabon N., Kozinc Ž.: Effects of Resistance Exercise on Balance Ability: Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Life*. 2020; 10(11).
238. Sadeghi H., Jehu D.A., Daneshjoo A., Shakoore E., Razeghi M., Amani A., Hakim M.N., Yusof A.: Effects of 8 Weeks of Balance Training, Virtual Reality Training, and Combined Exercise on Lower Limb Muscle Strength, Balance, and Functional Mobility Among Older Men: A Randomized Controlled Trial. *Sports Health*. 2021; 13(6): 606-612.
239. Muehlbauer T., Gollhofer A., Granacher U.: Associations Between Measures of Balance and Lower-Extremity Muscle Strength/Power in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*. 2015; 45(12): 1671-1692.
240. Rodríguez-Perea Á., Reyes-Ferrada W., Jerez-Mayorga D., Chiroso Ríos L., Van den Tillar R., Chiroso Ríos I., Martínez-García D.: Core training and performance: a systematic review with meta-analysis. *Biology of Sport*. 2023; 40(4): 975-992.
241. Bugalska A., Hadamus A., Wójtowicz S., Daniluk A., Wiaderna K., Grabowicz M.: Influence of force-time parameters of hip abductors on maintaining balance in frontal plane in young healthy females. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2022; 24(1): 3-8.
242. Antoniadou E., Kalivioti X., Stolakis K., Koloniari A., Megas P., Tyllianakis M., Panagiotopoulos E.: Reliability and validity of the mCTSIB dynamic platform test to assess balance

in a population of older women living in the community. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*. 2020; 20(2): 185-193.

243. Dawson N., Dzurino D., Karleskint M., Tucker J.: Examining the reliability, correlation, and validity of commonly used assessment tools to measure balance. *Health Science Reports*. 2018; 1(12).

244. Amor-Dorado J.C., Barreira-Fernandez M.P., Llorca J., and Gonzalez-Gay M.A.: Oculographic, Clinical Test of Sensory Integration and Balance and Computerized Dynamic Posturography Findings in Patients With Psoriatic Arthritis. *Otology & Neurotology*. 2017; 38(3): 448-453.

245. Watson S., Trudelle-Jackson E.: Test-Retest Reliability and Minimal Detectable Change of the Instrumented Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance in Healthy, Older Adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2021; 44(4): 183-188.

246. Freeman L., Gera G., Horak F.B., Blackinton M.T., Besch M., King L.: Instrumented Test of Sensory Integration for Balance: A Validation Study. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2018; 41(2): 77-84.

247. Horn L.B., Rice T., Stoskus J.L., Lambert K.H., Dannenbaum E., Scherer M.R.: Measurement Characteristics and Clinical Utility of the Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (CTSIB) and Modified CTSIB in Individuals With Vestibular Dysfunction. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2015; 96(9): 1747-1748.

248. Peller A., Garib R., Garbe E., Komforti D., Joffe C., Magras A., Trapuzzano A., Stock M.S., Dawson N.T.: Validity and reliability of the NIH Toolbox® Standing Balance Test As compared to the Biodex Balance System SD. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2023; 39(4): 827-833.

249. Buatois S., Gueguen R., Gauchard G.C., Benetos A., Perrin P.P.: Posturography and risk of recurrent falls in healthy non-institutionalized persons aged over 65. *Gerontology*. 2006; 52(6): 345-352.

250. Kuo A.D., Speers R.A., Peterka R.J., Horak F.B.: Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Experimental Brain Research*. 1998; 122(2): 185-195.

251. Bednarczuk G., Wiszomirska I., Rutkowska I., Skowroński W.: Role of vision in static balance in persons with and without visual impairments. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2021; 57(4): 593-599.

252. Park T.S., Shin M.J., Shin Y.B., Kim S.H.: A new balance assessment tool for quantifying balance impairment in patients with motor incomplete spinal cord injury: Pilot study. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 2023; 46(6): 941-949.

253. Bednarczuk G., Rutkowska I.: Factors of balance determining the risk of falls in physically active women aged over 50 years. *PeerJ*. 2022; 10.
254. Prometti P., Olivares A., Gaia G., Bonometti G., Comini L., Scalvini S.: Biodex Fall Risk Assessment in the Elderly With Ataxia: A New Age-Dependent Derived Index in Rehabilitation: An Observational Study. *Medicine*. 2016; 95(10).
255. Aoki H., Demura S., Hirai H.: Laterality of Static and Dynamic Balance Abilities during One-leg Standing. *American Journal of Sports Science and Medicine*. 2018; 6: 11-14.
256. Alonso A.C., Brech G.C., Bourquin A.M., Greve J.M.: The influence of lower-limb dominance on postural balance. *Sao Paulo Med J*. 2011; 129(6): 410-413.
257. Promsri A., Haid T., Federolf P.: How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance?. *Human Movement Science*. 2018; 58: 165-174.
258. Bigoni M., Turati M., Gandolla M., Augusti C., Pedrocchi A., La Torre A., Piatti M., Gaddi D.: Balance in young male soccer players: dominant versus non-dominant leg. *Sport Sciences for Health*. 2017; 13.
259. Paillard T., Noé F.: Does monopodal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review. *Human Movement Science*. 2020; 74.
260. Kiyota T., Fujiwara K.: Dominant side in single-leg stance stability during floor oscillations at various frequencies. *Journal of Physiological Anthropology*. 2014; 33(1): 25.
261. Promsri A., Haid T., Werner I., Federolf P.: Leg Dominance Effects on Postural Control When Performing Challenging Balance Exercises. *Brain Sciences*. 2020; 10(3).
262. Noguchi T., Demura S., Nakagawa T.: Postural stability during one-leg stance on an unstable moving platform and its relationship with each leg. *Perceptual and Motor Skills*. 2013; 116(2): 555-563.
263. Cha J.H., Kim J.J., Ye J.G., Lee S.J., Hong J.M., Choi H.K., Choi H.S., Shin W.S.: Static balance according to hip joint angle of unsupported leg during one-leg standing. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2017; 29(5): 931-935.
264. Huynh B., Tacker R., Hung Y.J.: Active ankle position sense and single-leg balance in runners versus non-runners. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2021; 37(12): 1429-1437.
265. Springer B.A., Marin R., Cyhan T., Roberts H., Gill N.W.: Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2007; 30(1): 8-15.
266. Hart S., Gabbard C.: Examining the stabilising characteristics of footedness. *Laterality*. 1997; 2(1): 17-26.

267. Hadamus A., Gulatowska M., Ferenc A., Shahnazaryan K., Brzuszkiewicz-Kuźmicka G., Błażkiewicz M.: Influence of leg dominance on the symmetry in body balance measurements. *Physical Activity Review*. 2025; 13(1): 88-96.
268. Promsri A., Longo A., Haid T., Doix A.M., Federolf P.: Leg Dominance as a Risk Factor for Lower-Limb Injuries in Downhill Skiers-A Pilot Study into Possible Mechanisms. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2019; 16(18).
269. Komi P.V.: Relationship between Muscle Tension, EMG and Velocity of Contraction under Concentric and Eccentric Work. *International Series on Sport Sciences*. 1973.
270. Duncan P.W., Chandler J.M., Cavanaugh D.K., Johnson K.R., Buehler A.G.: Mode and speed specificity of eccentric and concentric exercise training. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1989; 11(2): 70-75.
271. Tomberlin J.P., Basford J.R., Schwen E.E., Orte P.A., Scott S.C., Laughman R.K., Ilstrup D.M.: Comparative study of isokinetic eccentric and concentric quadriceps training. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* . 1991; 14(1): 31-36.
272. Douglas J., Pearson S., Ross A., McGuigan M.: Eccentric Exercise: Physiological Characteristics and Acute Responses. *Sports Medicine*. 2017; 47(4): 663-675.
273. Cress N.M., Peters K.S., Chandler J.M.: Eccentric and concentric force-velocity relationships of the quadriceps feimoris muscle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1992; 16(2): 82-86.
274. Asmussen E.: Positive and negative muscular work. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1953; 28(4): 364-382.
275. Kim M.K., Yoo K.T.: Effect of isotonic and isokinetic exercise on muscle activity and balance of the ankle joint. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2015; 27(2): 415-420.
276. Griffin J.W.: Differences in elbow flexion torque measured concentrically, eccentrically, and isometrically. *Physical Therapy*. 1987; 67(8): 1205-1208.
277. Hageman P.A., Leibowitz J.M., Blanke D.: Age and gender effects on postural control measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1995; 76(10): 961-965.
278. Gerodimos V., Karatrantou K., Paschalis V., Zafeiridis A., Katsareli E., Bilios P., Kellis S.: Reliability of concentric and eccentric strength of hip abductor and adductor muscles in young soccer players. *Biology of Sport*. 2015; 32(4): 351-356.
279. Baroni B., Stocchero C., Cavalheiro R., Ritzel C., Vaz M.: The effect of contraction type on muscle strength, work and fatigue in maximal isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science*. 2011; 19: 215-220.

280. Knuttgen H.G., Petersen F.B., Klausen K.: Oxygen uptake and heart rate responses to exercise performed with concentric and eccentric muscle contractions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1971; 3(1): 1-5.
281. Henriksson J., Knuttgen H.G., Bonde-Petersen F.: Perceived exertion during exercise with concentric and eccentric muscle contractions. *Ergonomics*. 1972; 15(5): 537-544.
282. LaStayo P.C., Woolf J.M., Lewek M.D., Snyder-Mackler L., Reich T., Lindstedt S.L.: Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2003; 33(10): 557-571.
283. Nuzzo J.L., Pinto M.D., Nosaka K.: Overview of muscle fatigue differences between maximal eccentric and concentric resistance exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2023; 33(10): 1901-1915.
284. Friden J., Lieber R.L.: Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1992; 24(5): 521-530.
285. Lieber R.L., Fridén J.: Mechanisms of muscle injury after eccentric contraction. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 1999; 2(3): 253-265.
286. Crameri R., Aagaard P., Qvortrup K., Langberg H., Olesen J., Kjær M.: Myofibre damage in human skeletal muscle: effects of electrical stimulation versus voluntary contraction. *The Journal of physiology*. 2007; 583(1): 365-380.
287. Lauritzen F., Paulsen G., Raastad T., Bergersen L.H., Owe S.G.: Gross ultrastructural changes and necrotic fiber segments in elbow flexor muscles after maximal voluntary eccentric action in humans. *Journal of Applied Physiology*. 2009; 107(6): 1923-1934.
288. Hoppeler H., Herzog W.: Eccentric exercise: many questions unanswered. *Journal of Applied Physiology*. 2014; 116(11): 1405-1406.
289. Greenberger H.B., Paterno M.V.: Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1995; 22(5): 202-206.
290. Boccia G., D'Emanuele S., Brustio P.R., Beratto L., Tarperi C., Casale R., Sciarra T., Rainoldi A.: Strength Asymmetries Are Muscle-Specific and Metric-Dependent. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2022; 19(14).
291. Kotte S.H.P., Viveen J., Koenraadt K.L.M., Eygendaal D.: Normative values of isometric elbow strength in healthy adults: a systematic review. *Shoulder Elbow*. 2018; 10(3): 207-215.
292. Holmes J.R., Alderink G.J.: Isokinetic strength characteristics of the quadriceps femoris and hamstring muscles in high school students. *Physical Therapy*. 1984; 64(6): 914-918.

293. Burnie J., Brodie D.A.: Isokinetic measurement in preadolescent males. *International Journal of Sports Medicine*. 1986; 7(4): 205-209.
294. Masuda K., Kikuhara N., Takahashi H., Yamanaka K.: The relationship between muscle cross-sectional area and strength in various isokinetic movements among soccer players. *Journal of Sports Sciences*. 2003; 21(10): 851-858.
295. Abdelmohsen A.M.: Leg Dominance Effect on Isokinetic Muscle Strength of Hip Joint. *Journal of Chiropractic Medicine*. 2019; 18(1): 27-32.
296. Kellis S., Gerodimos V., Kellis E., Manou V.: Bilateral isokinetic concentric and eccentric strength profiles of. *Isokinetics and Exercise Science*. 2001; 9.
297. Siqueira C.M., Pelegrini F.R., Fontana M.F., Greve J.M.: Isokinetic dynamometry of knee flexors and extensors: comparative study among non-athletes, jumper athletes and runner athletes. *Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo*. 2002; 57(1): 19-24.
298. Hunter S.K., Thompson M.W., Adams R.D.: Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance, and muscle group in women. *The journals of gerontology*. 2000; 55(6): 264-273.
299. Neumann D.A., Soderberg G.L., Cook T.M.: Comparison of maximal isometric hip abductor muscle torques between hip sides. *Physical Therapy*. 1988; 68(4): 496-502.
300. Jacobs C., Uhl T.L., Seeley M., Sterling W., Goodrich L.: Strength and fatigability of the dominant and nondominant hip abductors. *Journal of Athletic Training*. 2005 40(3): 203-206.
301. Owoye O.B.A., Mulenga D., Kim J., Breitbach A., Neme J.R.: Normative Hamstrings and Quadriceps Isometric Strength Values and Hamstrings-Quadriceps Asymmetry in Healthy Collegiate Soccer and Basketball Players. *International Journal of Exercise Science*. 2024; 17(4): 768-778.
302. Knapik J.J., Wright J.E., Mawdsley R.H., Braun J.: Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. *Physical Therapy*. 1983; 63(6): 938-947.
303. Horstmann T., Maschmann J., Mayer F., Heitkamp H.C., Handel M., Dickhuth H.H.: The influence of age on isokinetic torque of the upper and lower leg musculature in sedentary men. *International Journal of Sports Medicine*. 1999; 20(6): 362-367.
304. Reeves N.D., Maganaris C.N., Longo S., Narici M.V.: Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. *Experimental Physiology*. 2009; 94(7): 825-833.
305. Yamauchi, J., and Koyama, K.: 'Relation between the ankle joint angle and the maximum isometric force of the toe flexor muscles', *Journal of Biomechanics*. 2019; 85: 1-5.

306. Westing S.H., Seger J.Y.: Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females. *International Journal of Sports Medicine*. 1989; 10(3): 175-180.
307. Colliander E.B., Tesch P.A.: Bilateral eccentric and concentric torque of quadriceps and hamstring muscles in females and males. *European Journal of Applied Physiology*. 1989; 59(3): 227-232.
308. Anderson D.E., Madigan M.L., Nussbaum M.A.: Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. *Journal of Biomechanics*. 2007; 40(14): 3105-3113.
309. Becker R., Awiszus F.: Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle Nerve*. 2001; 24(5): 667-672.
310. Hahn D.: Lower extremity extension force and electromyography properties as a function of knee angle and their relation to joint torques: implications for strength diagnostics. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011; 25(6): 1622-1631.
311. Pietrosimone B.G., Hammill R.R., Saliba E.N., Hertel J., Ingersoll C.D.: Joint angle and contraction mode influence quadriceps motor neuron pool excitability. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2008. 87(2): 100-108.
312. Sosnoff J.J., Voudrie S.J., Ebersole K.T.: The effect of knee joint angle on torque control. *Journal of Motor Behavior*. 2010; 42(1): 5-10.
313. Garcia S.C., Dueweke J.J., Mendias C.L.: Optimal Joint Positions for Manual Isometric Muscle Testing. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2016; 25(4).
314. Gravel D., Richards C.L., Fillion M.: Angle dependency in strength measurements of the ankle plantar flexors. *European Journal of Applied Physiology*. 1990; 61(3-4): 182-187.
315. Pincivero D.M., Salfetnikov Y., Campy R.M., Coelho A.J.: Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *Journal of Biomechanics*. 2004; 37(11): 1689-1697.
316. Welsh P., Howitt S., Howarth, S.J.: The influence of hip joint angle on the ratio between adduction and abduction torque in experienced, recreational male ice hockey players. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2020; 15(1): 22-33.
317. Stotz A., Maghames E., Mason J., Groll, A., Zech A.: Maximum isometric torque at individually-adjusted joint angles exceeds eccentric and concentric torque in lower extremity joint actions. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2022; 14(1): 13.

318. Długosz-Boś M., Filar-Mierzwa K., Stawarz R., Ścisłowska-Czarnecka A., Jankowicz-Szymańska A., Bac A.: Effect of Three Months Pilates Training on Balance and Fall Risk in Older Women. *Int J Environ Res Public Health*. 2021; 18(7).
319. Chaikere N., Saengsirisuwan V., Chinsongkram B., and Boonsinsukh R.: Interaction of age and foam types used in Clinical Test for Sensory Interaction and Balance (CTSIB). *Gait & Posture*. 2015; 41(1): 313-315.
320. Eldemir K., Eldemir S., Ozkul C., Guclu-Gunduz A.: The immediate efficacy of the spinomed orthosis and biofeedback posture orthosis on balance and gait in older people with thoracic hyperkyphosis. *Gait & Posture*. 2024; 111: 136-142.
321. Aleksander-Szymanowicz P., Filar-Mierzwa K., Skiba A.: Effect of dance movement therapy on balance in adults with Down Syndrome. A pilot study. *Journal of Intellectual Disabilities*. 2023.
322. Bozkurt H.N., Yıldırım M., Çelik A., Yıldız S.: Predictors of static and dynamic balance control in kidney transplant recipients. *Wien Klin Wochenschr*. 2023.
323. Moran R.N., Meek J., Allen J., Robinson J.: Sex differences and normative data for the m-CTSIB and sensory integration on baseline concussion assessment in collegiate athletes. *Brain Injury*. 2020; 34(1): 20-25.
324. Wang H., Ji Z., Jiang G., Liu W., Jiao X.: Correlation among proprioception, muscle strength, and balance. *The Journal of Physical Therapy Science*. 2016; 28(12): 3468-3472.
325. López-Valenciano A., Ayala F., De Ste Croix M., Barbado D., Vera-Garcia F.J.: Different neuromuscular parameters influence dynamic balance in male and female football players. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2019; 27(3): 962-970.
326. Lanza M.B., Arbuco B., Ryan A.S., Shipper A.G., Gray V.L., Addison O.: Systematic Review of the Importance of Hip Muscle Strength, Activation, and Structure in Balance and Mobility Tasks. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy*. 2022; 103(8): 1651-1662.
327. Galvão T.P., Magalhães M., Orsini Neves PhD M.D., de Sá Ferreira P.T.: Lower-limb muscle strength, static and dynamic postural stabilities, risk of falling and fear of falling in polio survivors and healthy subjects. *Physiother Theory Pract*. 2020; 36(8): 899-906.
328. Sadowska D., Osiński W., Gumny M.: Muscle Strength of Lower Limbs as a Predictor of Postural Stability and Fear of Falling in Physically Active and Inactive Older Men and Women. *Topics in Geriatric Rehabilitation*. 2018; 34(2).
329. Vongsirinavarat M., Mathiyakom W., Kraiwong R., Hiengkaew V.: Fear of Falling, Lower Extremity Strength, and Physical and Balance Performance in Older Adults with Diabetes Mellitus. *Journal of Diabetes Research*. 2020.

330. Aydoğ E., Aydoğ S.T., Cakci A., Doral M.N.: Dynamic postural stability in blind athletes using the biodex stability system. *International Journal of Sports Medicine*. 2006; 27(5): 415-418.
331. Addison O., Inacio M., Bair W.N., Beamer B.A., Ryan A.S., Rogers M.W.: Role of Hip Abductor Muscle Composition and Torque in Protective Stepping for Lateral Balance Recovery in Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2017; 98(6): 1223-1228.
332. Davis L.A., Allen S.P., Hamilton L.D., Grabowski A.M., Enoka R.M.: Differences in postural sway among healthy adults are associated with the ability to perform steady contractions with leg muscles. *Experimental Brain Research*. 2020; 238(2): 487-497.
333. van Dieën J.H., van Leeuwen M., Faber G.S.: Learning to balance on one leg: motor strategy and sensory weighting. *Journal of Neurophysiology*. 2015; 114(5): 2967-2982.
334. Mirshams Shahshahani P., Ashton-Miller J.A.: On the importance of the hip abductors during a clinical one legged balance test: A theoretical study. *PLoS One*. 2020; 15(11).
335. Prior S., Mitchell T., Whiteley R., O'Sullivan P., Williams B.K., Racinais S., Farooq A.: The influence of changes in trunk and pelvic posture during single leg standing on hip and thigh muscle activation in a pain free population. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2014; 6(1): 13.
336. McLeish R.D., Charnley J.: Abduction forces in the one-legged stance. *Journal of Biomechanics*. 1970; 3(2): 191-209.
337. Jonsson E., Seiger A., Hirschfeld H.: One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness?. *Clinical Biomechanics*. 2004; 19(7): 688-694.
338. Gao F., Ren Y., Roth E.J., Harvey R., Zhang L.Q.: Effects of repeated ankle stretching on calf muscle-tendon and ankle biomechanical properties in stroke survivors. *Clinical Biomechanics*. 2011; 26(5): 516-522.
339. Chang S.H., Mercer V.S., Giuliani C.A., Sloane P.D.: Relationship between hip abductor rate of force development and mediolateral stability in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005; 86(9): 1843-1850.
340. Porto J.M., Freire R.C., Bocarde L., Fernandes J.A., Marques N.R., Rodrigues N.C., de Abreu D.C.C.: Contribution of hip abductor-adductor muscles on static and dynamic balance of community-dwelling older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*. 2019; 31(5): 621-627.
341. Francis P., Gray K., Perrem, N.: The Relationship Between Concentric Hip Abductor Strength and the Performance of the Y-Balance Test (YBT)'. *International Journal of Athletic Therapy & Training*. 2017; 23.

342. Lacroix A., Hortobágyi T., Beurskens R., Granacher U.: Effects of Supervised vs. Unsupervised Training Programs on Balance and Muscle Strength in Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* 2017. 47(11): 2341-2361.
343. Ambegaonkar J.P., Mettinger L.M., Caswell S.V., Burt A., Cortes N.: Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy.* 2014; 9(5): 604-616.
344. Olchowik G., Tomaszewski M., Olejarz P., Warchol J., Róžańska-Boczula M., Maciejewski R.: The human balance system and gender. *Acta of Bioengineering and Biomechanics.* 2015; 17(1): 69-74.
345. Cruz-Gómez N.S., Plascencia G., Villanueva-Padrón L.A., Jáuregui-Renaud K.: Influence of Obesity and Gender on the Postural Stability during Upright Stance. *Obesity Facts.* 2011; 4(3): 212-217.
346. Ghram A., Abidi S., Abdessamie A., Weiss K., Dammak M., Jribi S., Yahia A., Ghroubi S., Elleuch M.H., Knechtle B.: Impact of Gender, Change of Base of Support, and Visual Deprivation on Postural Balance Control in Young, Healthy Subjects. *International Journal of Sport Studies for Health.* 2021; 4: 28-37.
347. Greve J., Alonso A., Bordini A.C., Camanho G.L.: Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics.* 2007; 62(6): 717-720.
348. Sell T.C., Lovalekar M.T., Nagai T., Wirt M.D., Abt J.P., Lephart S.M.: Gender differences in static and dynamic postural stability of soldiers in the Army's 101st airborne division (air assault). *Journal of sport rehabilitation.* 2018; 27(2): 126-131.
349. Błaszczyk J.W., Beck M., Sadowska D.: Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: Vision and gender effects. *Acta Neurobiologiae Experimentalis.* 2014; 74(4): 433-442.
350. Menegoni F., Galli M., Tacchini E., Vismara L., Cavigiol, M., Capodaglio, P.: Gender-specific effect of obesity on balance. *Obesity.* 2009; 17(10): 1951-1956.
351. Bryant E., Trew M., Bruce A., Kuisma R., Smith A.: Gender differences in balance performance at the time of retirement. *Clinical Biomechanics.* 2005; 20(3): 330-335.
352. Era P., Schroll M., Ytting H., Gause-Nilsson I., Heikkinen E., Steen B.: Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study. *The Journals of Gerontology.* 1996; 51(2): 53-63.
353. Sonn U., Svatešson U., Grimby G.: Functional balance tests in 76-year-olds in relation to performance, activities of daily living and platform test. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine.* 1995; 27(4): 231-241.

354. Raiva, V., Wannasetta, W., Gulsatitporn, S., and Aksaranugraha, S.: 'Age and gender effects on postural stability and static balance in Thai community dwelling adults', *Journal of the Medical Association of Thailand= Chotmaihet Thangphaet*, 2004, 87, pp. S112-116
355. Masui T., Hasegawa Y., Matsuyama Y., Sakano S., Kawasaki M., Suzuki S.: Gender differences in platform measures of balance in rural community-dwelling elders. *Archives of gerontology and geriatrics*. 2005; 41(2): 201-209.
356. Bannon H.M., Hakansson N.A., Jakobsen M.D., Sundstrup E., Jorgensen M.J.: The effects of a fatiguing lifting task on postural sway among males and females. *Human movement science*. 2018; 59: 193-200.
357. Puszczalowska-Lizis E., Bujas P., Jandzis S., Omorczyk J., Zak M.: Inter-gender differences of balance indicators in persons 60–90 years of age. *Clinical interventions in aging*. 2018: 903-912.
358. Røgind H., Lykkegaard J., Bliddal H., Danneskiold-Samsøe B.: Postural sway in normal subjects aged 20–70 years. *Clinical physiology and functional imaging*. 2003; 23(3): 171-176.
359. Ekdahl C., Jarnlo G.B., Andersson S.I.: Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1989; 21(4): 187-195.
360. Ageberg E., Zätterström R., Fridén T., Moritz U.: Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, aged 15–44 years. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2001; 11(1): 47-53.
361. Ambrose A.F., Paul G., Hausdorff J.M.: Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. *Maturitas*. 2013; 75(1): 51-61.
362. Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C., and Negri E.: Risk Factors for Falls in Community-dwelling Older People: A Systematic Review and Meta-analysis. *Epidemiology*. 2010; 21(5).
363. Panzer V.P., Bandinelli S., Hallett M.: Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1995; 76(2): 151-157.
364. Kim J.W., Eom G.M., Kim C.S., Kim D.H., Lee J.H., Park B.K., Hong J.: Sex differences in the postural sway characteristics of young and elderly subjects during quiet natural standing. *Geriatrics & gerontology international*. 2010; 10(2): 191-198.
365. Wolfson L., Whipple R., Derby C.A., Amerman P., Nashner L.: Gender differences in the balance of healthy elderly as demonstrated by dynamic posturography. *Journal of gerontology*. 1994; 49(4): M160-M167.

366. Chen H.Y., Chen H.Y., Chen B.H., Lou S.Z., Chen L.Y., Lin C.L.: Effect of age on postural performance and control strategies during changes in visual input and dual-tasking stances. *Heliyon*. 2023; 9(8).
367. Cahalan T., Johnson M., Liu S., Chao E.: Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1989; 246: 136-145.
368. Cooper R., Hardy R., Aihie Sayer A., Ben-Shlomo Y., Birnie K., Cooper C., Craig L., Deary I.J., Demakakos P., Gallacher J.: Age and gender differences in physical capability levels from mid-life onwards: the harmonisation and meta-analysis of data from eight UK cohort studies. *PloS one*. 2011; 6(11).
369. Frontera W.R., Hughes V.A., Lutz K.J., Evans W.J.: A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45-to 78-yr-old men and women. *Journal of applied physiology*. 1991; 71(2): 644-650.
370. Šarabon N., Kozinc Ž., Marković G.: Effects of age, sex and task on postural sway during quiet stance. *Gait & Posture*. 2022; 92: 60-64.
371. Olchowik, G., Czwalik, A., and Kowalczyk, B.: 'The Changes in Postural Stability of Women in Early Old Age', *The Journal of nutrition, health and aging*, 2020, 24, (7), pp. 739-744
372. Borah D., Singh U., Wadhwa S., Bhattacharjee M.: Postural Stability: Effect of Age. *Indian Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007.
373. Kejonen P., Kauranen K., Vanharanta H.: The relationship between anthropometric factors and body-balancing movements in postural balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003; 84(1): 17-22.
374. Yadav A., Yadav M., Verma R., Kumari M., Arora S.: Effect of obesity on balance: A literature review. *International Journal of Health Sciences*. 2022: 3261-3279.
375. Frändin K., Sonn U., Svantesson U., Grimby G.: Functional balance tests in 76-year-olds in relation to performance, activities of daily living and platform tests. *The start of Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1995; 27(4): 231-241.
376. Kim J., Kwon Y., Chung H.-Y., Kim C.-S., Eom G.-M., Jun J.-H., Park B.K.: Relationship between body factors and postural sway during natural standing. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. 2012; 13: 963-968.
377. Roman-Liu D.: Age-related changes in the range and velocity of postural sway. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2018; 77: 68-80.
378. Era P., Sainio P., Koskinen S., Haavisto P., Vaara M., Aromaa A.: Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology*. 2006; 52(4): 204-213.

379. Bzdúšková Abrahámová D., Hlavacka F.: Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiological research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca*. 2007; 57: 957-964.
380. Yin L., Qin J., Chen Y., Xie J., Hong C., Huang J., Xu Y., Liu Z., Tao J.: Impact of Body Mass Index on Static Postural Control in Adults With and Without Diabetes: A Cross-Sectional Study. *Front Endocrinol*. 2021; 12.
381. Hue O., Simoneau M., Marcotte J., Berrigan F., Doré J., Marceau P., Marceau S., Tremblay A., Teasdale, N.: Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*. 2007; 26(1): 32-38.
382. Dutil M., Handrigan G.A., Corbeil P., Cantin V., Simoneau M., Teasdale N., Hue O.: The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. *Age*. 2013; 35(3): 883-890.
383. Son S.M.: Influence of Obesity on Postural Stability in Young Adults. *Osong Public Health and Research Perspectives*. 2016; 7(6): 378-381.
384. Kim E., Seol E.M., Lee H.J.: The Association of Body Mass Index on Falls Risk and Mortality in Hospitalized Patients of Different Old-Age Categories Requiring Nutritional Support. *Clinical Nutrition Research*. 2024; 13(2): 96-107.
385. Eglseder D., Hoedl M., Schoberer D.: Malnutrition risk and hospital-acquired falls in older adults: A cross-sectional, multicenter study. *Geriatrics & gerontology international*. 2020; 20(4): 348-353.
386. Adly N.N., Abd-El-Gawad W.M., Abou-Hashem R.M.: Relationship between malnutrition and different fall risk assessment tools in a geriatric in-patient unit. *Aging clinical and experimental research*. 2020; 32(7): 1279-1287.
387. Young Y., Myers A.H., Provenzano G.: Factors associated with time to first hip fracture. *Journal of aging and health*. 2001; 13(4): 511-526.
388. Marijančić V., Grubić Kezele T., Peharec, S., Dragaš-Zubalj N., Pavičić Žeželj S., Starčević-Klasan G.: Relationship between Physical Activity and Sedentary Behavior, Spinal Curvatures, Endurance and Balance of the Trunk Muscles-Extended Physical Health Analysis in Young Adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2023; 20(20).
389. Fathima D., Lobo J., Angioi M., Błach W., Rydzik Ł., Ambroży T., Malliaropoulos N.: Sedentary Lifestyle, Heart Rate Variability, and the Influence on Spine Posture in Adults: A Systematic Review Study. *Applied Sciences*. 2024; 14.
390. Pirôpo U., Costa S., Ribeiro Í., Vidal Freire I., Schettino L., Passos R., Machado M., Casotti C., Pereira R.: Influence of Physically Active or Sedentary Lifestyle on Postural Control of Community-dwelling Old Adults. *Exercise Medicine*. 2021; 5: 1.

391. Pizzigalli L., Ahmaidi S., Rainoldi A.: Effects of sedentary condition and longterm physical activity on postural balance and strength responses in elderly subjects. *Sport Sciences for Health*. 2014; 10: 135-141.
392. Gökdemir K., Cigerci A.E., Suveren Erdoğan C., Sever O.: The comparison of dynamic and static balance performance of sedentary and different branches athletes. *World Applied Sciences Journal*. 2012; 17: 1079-1082.
393. Maheu M., Behtani L., Nooristani M., Jemel B., Delcenserie A., Champoux F.: Influence of dance training on challenging postural control task. *Gait & Posture*. 2019; 69: 31-35.
394. Rodacki A., Cepeda C., Lodovico A., Ugrinowitsch C.: The Effects of a Dance-Based Program on the Postural Control in Older Women. *Topics in Geriatric Rehabilitation*. 2017; 33: 244-249.
395. Jouira G., Alexe C.I., Zinelabidine K., Rebai H., Mocanu G.D., Cojocaru A.M., Dragomir L., Čaušević D., Sahli S.: The Impact of Aerobic Dance Intervention on Postural Balance in Children: A Randomized Controlled Trial Children. 2024; 11(5).
396. Ben Waer F., Alexe D.I., Lahiani M., Sanchez-Gomez R., Chaari F., Alexe C.I., Tohanean D.I., Rebai H., Iconomescu T.M., Talaghir L.G., Sahli, S.: Pilates versus Zumba training effects on postural control under conflicting sensory conditions in postmenopausal women. *Experimental Gerontology*. 2024; 188.
397. Lahiani M., Ben Waer F., Chaari F., Rebai H., Sahli S.: Effect of 12-week-Zumba training on postural balance, lower limb strength, mood and quality of life in postmenopausal women. *Experimental aging research*. 2024; 50(2): 171-189.
398. Paillard T.: Relationship between muscle function, muscle typology and postural performance according to different postural conditions in young and older adults. *Frontiers in Physiology*. 2017; 8: 585.
399. Zouita S., Zouhal H., Ferchichi H., Paillard T., Dziri C., Hackney A.C., Laher I., Granacher U., Ben Moussa Zouita A.: Effects of Combined Balance and Strength Training on Measures of Balance and Muscle Strength in Older Women With a History of Falls. *Front Physiol*. 2020; 11: 619016.
400. Kim H.K., Chou L.S.: Lower limb muscle activation in response to balance-perturbed tasks during walking in older adults: A systematic review. *Gait & Posture*. 2022; 93: 166-176.
401. Glass S.C., Wisneski K.A.: Effect of Instability Training on Compensatory Muscle Activation during Perturbation Challenge in Young Adults. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*. 2023; 8(3).

402. Chen Z., Han J., Waddington G., Adams R., Witchalls J.: Somatosensory perception sensitivity in voluntary postural sway movements: Age, gender and sway effect magnitudes. *Experimental Gerontology*. 2019; 122: 53-59.

Spis tabel

Tab. 1. Parametry antropometryczne grupy badanej.	85
Tab. 2. Zbieżność zmiennych numerycznych, charakteryzujących grupę badaną, z rozkładem normalnym.	97
Tab. 3. Podsumowanie statystyk opisowych dla SW i ST.....	98
Tab. 4. Podsumowanie statystyk opisowych dla parametrów równowagi otrzymanych w teście stabilności postawy obunóż.	100
Tab. 5. Podsumowanie statystyk opisowych dla parametrów równowagi w teście stabilności postawy jedenonóż.	102
Tab. 6. Wyniki parametrów siłowych i czasowych mięśni odwodźcicieli w badaniu izokinetycznym przy prędkości 60°/s w pracy koncentrycznej i ekscentrycznej.	104
Tab. 7. Wyniki parametrów siłowych i czasowych mięśni odwodźcicieli w badaniu izokinetycznym przy prędkości 180°/s w pracy koncentrycznej i ekscentrycznej.	106
Tab. 8. Podsumowanie statystyk opisowych dla parametrów siłowych i czasowych otrzymanych w badaniu izometrycznym, w badanej grupie.....	109
Tab. 9. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych.	114
Tab. 10. Wyniki wieloczynnikowego modelu regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych.	115
Tab. 11. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych.....	116
Tab. 12. Wyniki wieloczynnikowego modelu regresji liniowej dla indeksu stabilności na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych	117
Tab. 13. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych.....	118
Tab. 14. Wyniki wieloczynnikowego modelu regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych.....	119
Tab. 15. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych.	120
Tab. 16. Wyniki wieloczynnikowego modelu regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych	121
Tab. 17. Zbieżność indeksu wychyleń oraz indeksu stabilności z rozkładem normalnym w teście CTSIB.	207
Tab. 18. Zbieżność parametrów równowagi testu PST obunóż z rozkładem normalnym.	207
Tab. 19. Zbieżność z rozkładem normalnym dla parametrów równowagi testu PST_BI.	208

Tab. 20. Zbieżność z rozkładem normalnym dla parametrów siłowych i czasowych uzyskanych w badaniu izokinetycznym przy prędkości 60°/s.	209
Tab. 21. Zbieżność z rozkładem normalnym dla parametrów siłowych i czasowych uzyskanych w badaniu izokinetycznym przy prędkości 180°/s.	210
Tab. 22. Zbieżność z rozkładem normalnym dla parametrów siłowych i czasowych otrzymanych w badaniu izometrycznym, w badanej grupie.	211
Tab. 23. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście CTSBI a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 60°/s.	212
Tab. 24. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście CTSBI a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 180°/s.	213
Tab. 25. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście CTSBI a parametrami siłowymi i czasowymi przy skurczu izometrycznym.	214
Tab. 26. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PST a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 60°/s.	215
Tab. 27. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PST a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 180°/s.	216
Tab. 28. Korelacje między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PTS_BI a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 60°/s.	217
Tab. 29. Korelacje między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PTS_BI a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 180°/s.	219
Tab. 30. Korelacje między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PTS_BI a parametrami w badaniu izometrycznym.	221
Tab. 31. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych.....	222
Tab. 32. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych dla prędkości 60°/s.	223
Tab. 33. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych dla prędkości 180°/s.	224
Tab. 34. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych dla skurczu izometrycznego.....	225
Tab. 35. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; charakterystyka grupy	225
Tab. 36. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; przy prędkości 60°/s	226

Tab. 37. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych przy prędkości 180°/s	227
Tab. 38. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych i skurczu izometrycznym	228
Tab. 39. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych.....	228
Tab. 40. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; przy prędkości 60°/s.....	229
Tab. 41. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; przy prędkości 180°/s.....	229
Tab. 42. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; i skurczu izometrycznym.	230
Tab. 43. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych.	232
Tab. 44. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych przy prędkości 60°/s	233
Tab. 45. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych przy prędkości 180°/s	234
Tab. 46. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; i skurczu izometrycznym.....	235

Spis rycin

Ryc. 1. Schemat przedstawiający kontrolę postawy ciała..	24
Ryc. 2. Budowa ogólna mięśnia szkieletowego (poprzecznie prążkowanego).	47
Ryc. 3. Budowa sarkomeru.....	48
Ryc. 4. Uogólniony obraz typów architektury mięśni	53
Ryc. 5. Rozkład wieku w badanej grupie	84
Ryc. 6. Rozkład BMI w badanej grupie.....	85
Ryc. 7. Rodzaje aktywności uprawianych wśród badanych osób	86
Ryc. 8. Platforma posturograficzna Biodex Balance System	89
Ryc. 9. Urządzenie Humac Norm.	91
Ryc. 10. Ułożenie osoby badanej w pozycji wyjściowej do wykonania pomiarów	92
Ryc. 11. Rozkład indeksu wychyleń (A) i stabilności (B).....	99
Ryc. 12. Rozkład parametrów równowagi otrzymanych w teście stabilności postawy obunóż.....	100
Ryc. 13. Rozkład sumarycznego wskaźnika wychyleń (A), wskaźnika wychyleń AP (B) oraz wskaźnika wychyleń ML (C).....	103
Ryc. 14. Rozkład maksymalnych momentów sił (A), pracy na powtórzenie (B) oraz średniej mocy mięśnia (C).	107
Ryc. 15. Rozkład czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły (A), czasu zaniku siły (B), czasu potrzebnego na zmianę kierunku ruchu (C).	108
Ryc. 16. Rozkład parametrów siłowych (A) i parametrów czasowych (B) badania izometrycznego	110

Załączniki

Załącznik 1

Data badania _____

Imię i nazwisko _____

Wzrost [mm] _____

mail _____

Masa ciała [kg] _____

Data urodzenia _____

Noga dominująca **P** | **L**

1. Ile razy w tygodniu podejmuje Pan/Pani aktywność ruchową 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7

2. Jaki jest to rodzaj aktywności? _____

3. Czy teruje Pan/Pani jakąś dyscyplinę wyczynowo? _____

4. Czy uwzględnia Pan/Pani rozgrzewkę przed aktywnością sportową? TAK | NIE

5. Czy kiedykolwiek doznała Pan/Pani urazu w obrębie KKD (staw biodrowy, kolanowy lub skokowy)? _____

Kiedy? _____

6. Czy był/a Pan / Pani poddawana operacjom w obrębie KKD? _____

Kiedy? _____

7. Czy odczuwa Pan/Pani dolegliwości bólowe (jeśli tak to zaznacz odpowiednie):

- stawu biodrowego

- odcinek lędźwiowego

- stawów krzyżowo biodrowych

- KKD (stawy kolanowe, skokowe, ból uogólniony)

8. Kiedy odczuwa Pan/ Pani dolegliwości bólowe (jeśli tak to zaznacz odpowiednie)

W SPOCZYNKU | W TRAKCIE AKTYWNOŚCI DNIA CODZIENNEGO | W TRAKCIE AKTYWNOŚCI SPORTOWEJ | PO AKTYWNOŚCI RUCHOWEJ | W NOCY | STAŁE

9. Czy aktualnie odczuwa Pan/ Pani dolegliwości bólowe mięśni ? TAK | NIE

10. Czy aktualnie toczą się u Pana/Pani aktywne (bolesne) procesy zwyrodnieniowe w obrębie kończyn dolnych i/kręgosłupa? TAK | NIE

11. Czy ma Pan/ Pani zaburzenia równowagi pochodzenia neurologicznego lub przedsionkowego (np. zaburzenia słuchu oraz przebyte stany zapalne ucha środkowego)? TAK | NIE

12. Czy ma Pan/ Pani choroby neurologiczne? TAK | NIE

13. Czy ma Pan/ Pani zaawansowane choroby kardiologiczne oraz reumatologiczne? TAK | NIE

14. Czy ma Pan/ Pani zaburzenia integracji sensorycznej (np. choroba lokomocyjna, niechęć do chodzenia po nierównym podłożu z uwagi na zachwiania równowagi, nadmierne zwracanie uwagi na dźwięki w tle, unikanie jazdy windą)? TAK | NIE

NR: _____

Praca doktorska: „Wpływ siły wybranych mięśni kończyn dolnych na utrzymanie równowagi w płaszczyźnie czołowej.”

ŚWIADOMA ZGODA NA UDZIAŁ W BADANIU

Ja niżej podpisany(a).....
Oświadczam, że przeczytałam/am informacje dotyczące opisanego badania oraz otrzymałam/am wyczerpujące, satysfakcjonujące mnie odpowiedzi na zadane pytania. Wyrażam dobrowolnie zgodę na udział w tym badaniu i jestem świadomy/świadoma faktu, iż w każdej chwili mogę wycofać zgodę na udział w dalszej części badania bez podania przyczyny. Przez podpisanie zgody na udział w badaniu nie zrzekam się żadnych należnych mi praw.

Zostałam/zostałem poinformowany/na, że administratorem danych będzie placówka, w której prowadzone jest badanie oraz o tym, że mam prawo wglądu do moich danych i ich poprawiania. Zaświadczam także, iż dane zostały oddane dobrowolnie.

Wyrażam zgodę na przetwarzanie danych w tym badaniu zgodnie z obowiązującym w Polsce prawem (Rozporządzenie Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2016/679 z dnia 27 kwietnia 2016 r. w sprawie ochrony osób fizycznych w związku z przetwarzaniem danych osobowych i w sprawie swobodnego przepływu takich danych oraz uchylenia dyrektywy 95/46/WE). Zgadzam się na przekazanie moich anonimowych danych do innych krajów, zarówno w obrębie Europy jak i poza nią.

Przez podpisanie tego dokumentu potwierdzam również, że zostałam/am poinformowany/na o sposobie przetwarzania danych z badania oraz że dane te są zbierane jedynie w celu naukowej analizy badania.

Zostałam poinformowany/na, iż w przypadku wycofania zgody na udział w badaniu zgromadzone do tej pory dane mogą zostać wykorzystane i przetwarzane jako część bazy danych badania. /otrzymam kopię niniejszego formularza opatrzoną podpisem i datą.

Osoba badana:

.....

Imię i nazwisko (drukowanymi literami)

Podpis

data złożenia podpisu

Oświadczam, że omówiłem/omówiłam przedstawione badanie z pacjentem/pacjentką używając zrozumiałych, możliwie prostych sformułowań oraz udzieliłem/udzieliłam informacji dotyczących natury i znaczenia badania.

Osoba uzyskująca zgodę na badanie

.....

Imię i nazwisko (drukowanymi literami)

Podpis

data złożenia podpisu

Formularz Świadomej Zgody na badanie wersja nr 1 z dnia 14.10.2015

Zgodnie z art. 13 ogólnego rozporządzenia o ochronie danych osobowych z dnia 27 kwietnia 2016 r. informuję, iż:

1. Administratorem Pani/Pana danych osobowych jest Warszawski Uniwersytet Medyczny (WUM) przy ul. Żwirki i Wigury 61, w Warszawie (kod pocztowy: 02 - 091).
2. Inspektorem Ochrony Danych w WUM jest Stanisław Dąbkowski, nr tel.: =48 22 57 20 320, adres email: iod@wum.edu .pl,
3. Celem zbierania danych jest przeprowadzenie badania naukowego, na które Pani/Pan wyraża zgodę.
4. Przysługuje Pani/Panu prawo dostępu do treści swoich danych, oraz ich sprostowania, usunięcia, ograniczenia przetwarzania, prawo do przenoszenia danych, prawo do wniesienia sprzeciwu i prawo do cofnięcia zgody w dowolnym momencie oraz prawo wniesienia skargi do Urzędu Ochrony Danych Osobowych, gdy uzasadnione jest, że Pani/Pana dane osobowe przetwarzane są przez administratora niezgodnie z ogólnym rozporządzeniem o ochronie danych osobowych z dnia 27 kwietnia 2016 r.
5. Podanie danych jest dobrowolne, lecz niezbędne do przeprowadzenia procesu badania. Dane udostępnione przez Panią/Pana nie będą podlegały udostępnianiu podmiotom trzecim. Odbiorcami danych będą tylko instytucje upoważnione z mocy prawa.
6. Dane udostępnione przez Panią/Pana nie będą podlegały profilowaniu.
7. Administrator danych nie ma zamiaru przekazywać danych osobowych do państwa trzeciego lub organizacji międzynarodowej.
8. Dane osobowe będą przechowywane przez okres niezbędny do przeprowadzenia celu w jakim zostały pozyskane.

INFORMACJA DLA PACJENTA

Praca doktorska: „Wpływ siły wybranych mięśni kończyn dolnych na utrzymanie równowagi w płaszczyźnie czołowej.”

Szanowna Pani/ Szanowny Panie

Badania w ramach powyższego tematu mają na celu określenie zależności pomiędzy siłą mięśni odwodźcicieli stawu biodrowego a możliwością utrzymania równowagi w płaszczyźnie czołowej.

Co w praktyce oznacza przeprowadzenie badania równowagi oraz odwiedzenia i przywiedzenia w stawie biodrowym, w którym ocenie zostaną poddane parametry siłowe i czasowe mięśni odwodźcicieli i przywodźcicieli stawu biodrowego, w warunkach izokinetiki i izometrii.

Badanie zostanie przeprowadzone w Zakładzie Rehabilitacji Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego. Rozpocznie się ono od wypełnienia przez pacjenta ankiety zawierającej informacje metryczkowe, pytania weryfikujące stan zdrowia i aktywność fizyczną. Następnie wykonane zostanie badanie równowagi na platformie Biodex. Drugą częścią testu będzie badanie izokinetyczne, poprzedzone 10 minutową rozgrzewką oraz 4 testami skoków. Badanie izokinetiki zostanie przeprowadzone za pomocą systemu Humac Norm, badającego mięśnie w warunkach izokinetiki. Badany będzie poproszony o wykonanie określonej liczby ruchów przywiedzenia i odwiedzenia w stawie biodrowym dla 2 różnych prędkości kątowych.. Trzecia część będzie oceną izometrii, przeprowadzona również przy pomocy systemu Humac Norm.

Badanie będzie trwało ok 60 minut i zostanie przeprowadzone w oddzielnym pomieszczeniu bez osób postronnych. Wszystkie zastosowane metody badawcze są bezpieczne, nie ma przeciwwskazań do ich wykonywania i nie grożą w żaden sposób Pani/Pana zdrowi lub życiu. Wszelkie dane dotyczące Pani/Pana osoby będą znane wyłącznie członkom zespołu badawczego i będą traktowane jako poufne.

Wynik badania mogą zostać Pani/Panu udostępnione w postaci raportu.

Kontakt z osobą odpowiedzialną za projekt można uzyskać pod nr telefonu: 511184803 oraz mailowo: aneta.bugalska@wum.edu.pl

.....
Podpis osoby udzielającej informacji

Załącznik 4

Zmodyfikowany kwestionariusz WFQ-R

Kwestionariusz Waterloo		
Pytania pozwalające określić dominację kończyny dolnej	PRAWA	LEWA
Jeśli zostałbyś/zostałabyś poproszony/a o kopnięcie piłki do celu, której nogi użyłbyś/użyłabyś do wykonania kopnięcia?		
Gdybyś musiał w pozycji stojącej, podnieść kulki stopami i umieścić je w pudełku, której stopy użyłbyś do ich podniesienia?		
Kiedy przesuwasz jakiś przedmiot stopą po podłodze, której stopy używasz?		
Której stopy użyłbyś/użyłabyś, gdybyś musiał/a ugasić mały ogień stojąc?		
Gdybyś zostałbyś/zostałabyś poproszony/na aby stanąć na jednej nodze, którą nogę wybierzesz?		
Której stopy użyłbyś/użyłabyś do wygładzenia piasku stojąc?		
Gdybyś musiał stanąć na krześle, którą stopę umieściłbyś/umieściłabyś jako pierwszą na krześle?		
Której stopy użyłbyś do zdeptania owada w pozycji stojącej?		
Gdybyś miał/miała utrzymać równowagę na jednej nodze na torach kolejowych, której nogi być użył/użyła? (może wybrała?)		
Gdybyś miał/miała skoczyć na jedną nogę, którą nogę wybierzesz?		
Której stopy użyłbyś/użyłabyś, by wcisnąć łopatę w ziemię podczas kopania?		
Podczas swobodnego stania ludzie początkowo przenoszą ciężar ciała na jedną nogę, pozostawiając drugą odciążeniu. Którą nogę wybierasz jako pierwszą do obciążenia? (na którą nogę przenosisz ciężar ciała w pierwszej kolejności?)		
Jesteś prawo czy leworęczny/leworęczna?		
Pytania włączenia/wylączenia	TAK	NIE
Czy kiedykolwiek miałeś/miałaś uszkodzone lub/i rekonstruowane więzadło krzyżowe przednie?		
Czy w ciągu ostatnich 3 lat przeszedł Pan/Pani jakąkolwiek operację nogi i/lub dolnej części pleców? Jeśli tak, to jaka to była operacja i kiedy?		
Czy w tym momencie odczuwasz ból dolnej części pleców, bioder, kostki lub stopy?		
Czy zażywasz leki, które mogą wpłynąć na Twoją równowagę?		
Czy cierpisz na chorobę, która może mieć wpływ na Twoją równowagę i/lub koordynację?		
Czy w przeszłości przechodziłeś/łaś jakiś specjalny trening, który stymuluje korzystanie z określonej nogi w określonej sytuacji lub aktywności (w wyniku uprawianego sportu i/lub związanego z pracą)?		
Czy istnieje przyczyna, która zmieniła twoje preferencje dotyczące nóg np. uraz?		



**Komisja Bioetyczna
przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym**

Tel.: 022/ 57 - 20 -303

Fax: 022/ 57 - 20 -165

ul. Żwirki i Wigury nr 61

02-091 Warszawa

e-mail: komisja.bioetyczna@wum.edu.pl

www.komisja-bioetyczna.wum.edu.pl

KB/217/2020

Komisja Bioetyczna przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym
w dniu 22 lipca 2020 r. po zapoznaniu się z wnioskiem:

Dr hab. n.med. Dariusz Białoszewski
Zakład Rehabilitacji,
ul. Księcia Trojdena 2C, 02-109 B Warszawa

dotyczącym: wyrażenia opinii w sprawie badania pt.: „Ocena wpływu wybranych metod specjalnych fizjoterapii na biomechanikę ruchu i postawy ciała osób zdrowych.”

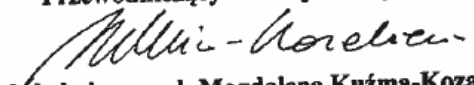
**wyraża następującą
opinię**

- stwierdza, że jest ono dopuszczalne i zgodne z zasadami naukowo-etycznymi*.
- ~~stwierdza, że jest ono niedopuszczalne i niezgodne z zasadami naukowo-etycznymi.*~~

Uwagi Komisji – verte

Komisja działa na podstawie art.29 ustawy z dnia 5.12.1996r. o zawodzie lekarza /Dz.U.nr 28/97 poz.152 wraz z późn.zm./, zarządzenia MZiOŚ z dn.11.05.1999r. w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych /Dz.U.nr 47 poz.480/, Ustawy prawo farmaceutyczne z dnia 6 września 2001r. (Dz.U.Nr 126, poz. 1381 z późn. zm.) oraz Zarządzenie nr 56/2007 z dnia 15 października 2007r. w sprawie działania Komisji Bioetycznej przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym /Regulamin Komisji Bioetycznej przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym/.
Komisja działa zgodnie z zasadami GCP .

Przewodniczący Komisji Bioetycznej


Prof. dr hab. n.med. Magdalena Kuźma-Kozakiewicz

*niepotrzebne skreślić

Załącznik 6

Tab. 17. Zbieżność indeksu wychyleń oraz indeksu stabilności z rozkładem normalnym w teście CTSIB.

Zmienna	W	p	S	K	Normalność
Indeks wychyleń (SW)					
Oczy otwarte, stabilne podłoże (SWOOs)	0,80	< 0,001	2,62	14,83	Nie
Oczy zamknięte, stabilne podłoże (SWOZs)	0,92	< 0,001	1,29	6,14	Nie
Oczy otwarte, niestabilne podłoże (SWOOns)	0,95	0,002	0,73	3,09	Tak
Oczy zamknięte, niestabilne podłoże (SWOZns)	0,98	0,261	0,41	3,06	Tak
Indeks stabilności (ST)					
Oczy otwarte, stabilne podłoże (STOOs)	0,94	0,001	0,74	2,98	Tak
Oczy zamknięte, stabilne podłoże (STOZs)	0,97	0,012	0,58	3,00	Tak
Oczy otwarte, niestabilne podłoże (STOOns)	0,92	< 0,001	1,07	4,03	Nie
Oczy zamknięte, niestabilne podłoże (STOZns)	0,92	< 0,001	1,09	4,16	Nie

W - statystyka testowa testu Shapiro-Wilka, p - wartość p w teście Shapiro-Wilka, S - współczynnik skośności, K - kurtoza.

Tab. 18. Zbieżność parametrów równowagi testu PST obunóż z rozkładem normalnym.

Zmienna	W	p	S	K	Normalność
Wskaźnik wychyleń OV					
Oczy otwarte (OvPSToo)	0,73	< 0,001	2,10	7,00	Nie
Oczy zamknięte (OvPSToz)	0,96	0,008	0,59	3,04	Tak
Wskaźnik wychyleń AP					
Oczy otwarte (APPSToo)	0,82	< 0,001	1,71	5,93	Nie
Oczy zamknięte (APPSToz)	0,96	0,004	0,75	3,69	Tak
Wskaźnik wychyleń ML					
Oczy otwarte (MLPSToo)	0,69	< 0,001	2,35	9,23	Nie
Oczy zamknięte (MLPSToz)	0,87	< 0,001	1,56	6,23	Nie

W - statystyka testowa testu Shapiro-Wilka, p - wartość p w teście Shapiro-Wilka, S - współczynnik skośności, K - kurtoza.

Tab. 19. Zbieżność z rozkładem normalnym dla parametrów równowagi testu PST_BI.

Zmienna	W	p	S	K	Normalność
Wskaźnik wychyleń OV					
Oczy otwarte, noga lewa (OvPST_biooL)	0,93	< 0,001	0,82	2,99	Tak
Oczy otwarte, noga prawa (OvPST_biooP)	0,86	< 0,001	1,10	3,21	Nie
Oczy zamknięte, noga lewa (OvPST_biozL)	0,94	< 0,001	1,00	4,59	Nie
Oczy zamknięte, noga prawa (OvPST_biozP)	0,96	0,004	0,63	3,27	Tak
Wskaźnik wychyleń OV - niestabilne podłoże					
Oczy otwarte, noga lewa (OvPST_biooLns)	0,88	< 0,001	1,44	5,69	Nie
Oczy otwarte, noga prawa (OvPST_biooPns)	0,86	< 0,001	1,21	3,61	Nie
Wskaźnik wychyleń AP					
Oczy otwarte, noga lewa (AlPST_biooL)	0,89	< 0,001	0,97	3,10	Tak
Oczy otwarte, noga prawa (AlPST_biooP)	0,82	< 0,001	1,30	3,67	Nie
Oczy zamknięte, noga lewa (AlPST_biozL)	0,91	< 0,001	1,25	5,06	Nie
Oczy zamknięte, noga prawa (AlPST_biozP)	0,91	< 0,001	0,95	3,47	Tak
Wskaźnik wychyleń AP - niestabilne podłoże					
Oczy otwarte, noga lewa (AlPST_biooLns)	0,82	< 0,001	1,79	7,23	Nie
Oczy otwarte, noga prawa (AlPST_biooPns)	0,80	< 0,001	1,67	5,33	Nie
Wskaźnik wychyleń ML					
Oczy otwarte, noga lewa (MlPST_biooL)	0,87	< 0,001	1,25	4,32	Nie
Oczy otwarte, noga prawa (MlPST_biooP)	0,86	< 0,001	1,41	5,15	Nie
Oczy zamknięte, noga lewa (MlPST_biozL)	0,97	0,056	0,36	3,19	Tak
Oczy zamknięte, noga prawa (MlPST_biozP)	0,95	0,001	0,63	4,25	Nie
Wskaźnik wychyleń ML - niestabilne podłoże					
Oczy otwarte, noga lewa (MlPST_biooLns)	0,84	< 0,001	1,36	4,22	Nie
Oczy otwarte, noga prawa (MlPST_biooPns)	0,73	< 0,001	2,46	9,80	Nie

W - statystyka testowa testu Shapiro-Wilka, p - wartość p w teście Shapiro-Wilka, S - współczynnik skośności, K - kurtোza.

Załącznik 7

Tab. 20. Zbieżność z rozkładem normalnym dla parametrów siłowych i czasowych uzyskanych w badaniu izokinetycznym przy prędkości 60°/s.

Zmienna	W	p	S	K	Normalność
Skurcz koncentryczny, strona prawa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,94	< 0,001	0,92	3,74	Tak
Maksymalny moment siły %BW	0,96	0,004	0,85	4,85	Nie
Praca na powtórzenie [Nm]	0,91	< 0,001	0,90	2,89	Tak
Praca na powtórzenie %BW	0,95	0,001	0,78	3,27	Tak
Średnia moc mięśnia [W]	0,92	< 0,001	0,81	2,82	Tak
Średnia moc mięśnia %BW	0,95	0,001	0,80	3,54	Tak
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,45	< 0,001	6,38	53,60	Nie
Czas zaniku siły [s]	0,99	0,376	0,13	2,48	Tak
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,59	< 0,001	3,12	16,92	Nie
Skurcz koncentryczny, strona lewa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,97	0,015	0,45	2,52	Tak
Maksymalny moment siły %BW	0,96	0,008	0,67	3,22	Tak
Praca na powtórzenie [Nm]	0,95	0,001	0,75	3,09	Tak
Praca na powtórzenie %BW	0,96	0,006	0,62	3,53	Tak
Średnia moc mięśnia [W]	0,96	0,007	0,35	2,30	Tak
Średnia moc mięśnia %BW	0,97	0,036	0,52	3,06	Tak
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,77	< 0,001	1,52	4,80	Nie
Czas zaniku siły [s]	0,94	< 0,001	0,90	5,03	Nie
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,53	< 0,001	2,38	8,63	Nie
Skurcz ekscentryczny, strona prawa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,93	< 0,001	1,19	5,38	Nie
Maksymalny moment siły %BW	0,94	< 0,001	1,03	5,51	Nie
Praca na powtórzenie [Nm]	0,98	0,269	0,32	2,70	Tak
Praca na powtórzenie %BW	0,99	0,846	-0,01	2,62	Tak
Średnia moc mięśnia [W]	0,94	< 0,001	1,06	5,02	Nie
Średnia moc mięśnia %BW	0,95	0,002	0,91	5,62	Nie
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,95	0,001	0,86	5,32	Nie
Czas zaniku siły [s]	0,75	< 0,001	1,69	5,00	Nie
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,42	< 0,001	5,90	44,94	Nie
Skurcz ekscentryczny, strona lewa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,95	0,001	0,69	2,83	Tak
Maksymalny moment siły %BW	0,95	0,001	0,85	3,88	Tak
Praca na powtórzenie [Nm]	0,98	0,248	0,31	2,72	Tak
Praca na powtórzenie %BW	0,99	0,864	-0,02	2,72	Tak
Średnia moc mięśnia [W]	0,97	0,019	0,62	3,07	Tak
Średnia moc mięśnia %BW	0,97	0,061	0,47	2,77	Tak
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,93	< 0,001	1,12	7,04	Nie
Czas zaniku siły [s]	0,67	< 0,001	2,80	12,87	Nie
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,38	< 0,001	6,03	44,44	Nie

W - statystyka testowa testu Shapiro-Wilka, p - wartość p w teście Shapiro-Wilka, S - współczynnik skośności, K - kurtioza.

Tab. 21. Zbieżność z rozkładem normalnym dla parametrów siłowych i czasowych uzyskanych w badaniu izokinetycznym przy prędkości 180°/s.

Zmienna	W	p	S	K	Normalność
Skurcz koncentryczny, strona prawa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,86	< 0,001	1,90	8,70	Nie
Maksymalny moment siły %BW	0,86	< 0,001	2,02	10,86	Nie
Praca na powtórzenie [Nm]	0,80	< 0,001	2,10	9,42	Nie
Praca na powtórzenie %BW	0,76	< 0,001	2,52	13,90	Nie
Średnia moc mięśnia [W]	0,79	< 0,001	2,39	11,06	Nie
Średnia moc mięśnia %BW	0,79	< 0,001	2,65	14,56	Nie
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,28	< 0,001	7,13	60,86	Nie
Czas zaniku siły [s]	0,98	0,073	0,36	3,57	Tak
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,65	< 0,001	2,93	12,84	Nie
Skurcz koncentryczny, strona lewa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,95	0,001	0,96	4,74	Nie
Maksymalny moment siły %BW	0,94	< 0,001	1,14	5,47	Nie
Praca na powtórzenie [Nm]	0,90	< 0,001	0,76	3,15	Tak
Praca na powtórzenie %BW	0,92	< 0,001	1,02	6,63	Nie
Średnia moc mięśnia [W]	0,95	0,001	0,78	3,56	Tak
Średnia moc mięśnia %BW	0,95	0,001	0,83	4,73	Nie
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,43	< 0,001	3,79	19,49	Nie
Czas zaniku siły [s]	0,87	< 0,001	1,80	8,95	Nie
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,56	< 0,001	5,12	39,06	Nie
Skurcz ekscentryczny, strona prawa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,94	< 0,001	0,90	3,87	Tak
Maksymalny moment siły %BW	0,97	0,041	0,52	3,32	Tak
Praca na powtórzenie [Nm]	0,95	0,001	0,77	3,69	Tak
Praca na powtórzenie %BW	0,98	0,144	0,28	3,31	Tak
Średnia moc mięśnia [W]	0,94	< 0,001	0,79	2,90	Tak
Średnia moc mięśnia %BW	0,98	0,295	0,26	2,89	Tak
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,81	< 0,001	2,06	8,69	Nie
Czas zaniku siły [s]	0,95	0,001	0,00	5,10	Nie
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,18	< 0,001	8,99	85,25	Nie
Skurcz ekscentryczny, strona lewa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,94	< 0,001	0,97	4,10	Nie
Maksymalny moment siły %BW	0,97	0,012	0,59	3,07	Tak
Praca na powtórzenie [Nm]	0,92	< 0,001	1,23	6,09	Nie
Praca na powtórzenie %BW	0,16	< 0,001	9,37	90,47	Nie
Średnia moc mięśnia [W]	0,85	< 0,001	1,88	8,10	Nie
Średnia moc mięśnia %BW	0,91	< 0,001	1,41	6,66	Nie
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,81	< 0,001	1,71	5,56	Nie
Czas zaniku siły [s]	0,93	< 0,001	0,35	6,38	Nie
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,43	< 0,001	4,64	27,28	Nie

W - statystyka testowa testu Shapiro-Wilka, p - wartość p w teście Shapiro-Wilka, S - współczynnik skośności, K - kurtোza.

Tab. 22. Zbieżność z rozkładem normalnym dla parametrów siłowych i czasowych otrzymanych w badaniu izometrycznym, w badanej grupie.

Zmienna	W	p	S	K	Normalność
Skurcz izometryczny, strona prawa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,97	0,060	0,46	2,69	Tak
Maksymalny moment sił %BW	0,99	0,371	0,40	3,23	Tak
Średni moment siły [Nm]	0,97	0,039	0,48	2,71	Tak
Średni moment siły %BW	0,98	0,096	0,55	3,48	Tak
Nachylenie szczytowego momentu siły [Nm/s]	0,49	< 0,001	3,62	16,32	Nie
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	0,51	< 0,001	3,57	16,10	Nie
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły [s]	0,73	< 0,001	2,35	8,85	Nie
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,96	0,006	0,55	2,58	Tak
Skurcz izometryczny, strona lewa					
Maksymalny moment siły [Nm]	0,95	0,002	0,83	4,00	Nie
Maksymalny moment sił %BW	0,95	0,002	0,86	3,91	Tak
Średni moment siły [Nm]	0,96	0,009	0,64	2,98	Tak
Średni moment siły %BW	0,96	0,003	0,71	3,05	Tak
Nachylenie szczytowego momentu siły [Nm/s]	0,57	< 0,001	3,17	13,41	Nie
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	0,63	< 0,001	2,94	12,59	Nie
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły [s]	0,71	< 0,001	2,65	11,51	Nie
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,96	0,004	0,43	2,21	Tak

W - statystyka testowa testu Shapiro-Wilka, p - wartość p w teście Shapiro-Wilka, S - współczynnik skośności, K - kurtoza.

Załącznik 8

Tab. 23. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście CTSBI a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości $60^\circ/\text{s}$.

Zmienna	SW				ST			
	Stabilne podłoże		Niestabilne podłoże		Stabilne podłoże		Niestabilne podłoże	
	OO	OZ	OO	OZ	OO	OZ	OO	OZ
Skurcz koncentryczny, strona prawa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-0,21	-	-0,25	-0,21	-0,26	-0,21
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-0,21	-0,21	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-0,20	-	-0,28	-0,26	-0,29	-0,23
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-0,27	-0,28	-0,24	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-0,23	-0,23	-	-0,32	-0,29	-0,32	-0,24
Średnia moc mięśnia %BW	-0,20	-0,22	-0,22	-	-0,29	-0,29	-0,24	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-0,26	-0,21	-	-	-	-	-0,25	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Skurcz koncentryczny, strona lewa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-0,22	-	-0,33	-0,28	-0,23	-0,21
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-0,27	-0,20	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-0,21	-	-0,23	-	-0,20	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-0,20	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-0,27	-0,21	-0,29	-0,22	-0,21	-0,22
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-0,23	-	-0,26	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-0,29	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Skurcz ekscentryczny, strona prawa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-0,21	-0,23	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-0,22	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-0,34	-0,26	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-0,22	-0,30	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-0,22	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-0,22	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	0,20	-	-	-	0,28
Skurcz ekscentryczny, strona lewa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-0,21	-0,24	-0,39	-0,27	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-0,26	-0,33	-0,21	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-0,34	-0,27	-0,22	-0,21
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-0,22	-0,30	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-0,23	-	-0,25	-0,24	-0,47	-0,29	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-0,21	-	-	-0,24	-0,40	-0,22	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,20	-	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	0,22	-	-	-	-	-	-

OO - oczy otwarte, OZ - oczy zamknięte. Przedstawiono współczynnik korelacji Spearmana rho tylko w przypadkach, gdy korelacja charakteryzowała istotnością statystyczną ($p < 0,05$). W tabeli podano współczynnik korelacji Rs.

Tab. 24. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście CTSBI a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 180°/s.

Zmienna	SW				ST			
	Stabilne podłoże		Niestabilne podłoże		Stabilne podłoże		Niestabilne podłoże	
	OO	OZ	OO	OZ	OO	OZ	OO	OZ
Skurcz koncentryczny, strona prawa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-0,22	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Skurcz koncentryczny, strona lewa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-0,24	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-0,23	-0,31
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Skurcz ekscentryczny, strona prawa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-0,25	-0,21	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-0,24	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-0,25	-0,24	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-0,27	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	0,27	0,28	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	0,20	0,25	-	-	-	0,29
Skurcz ekscentryczny, strona lewa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-0,37	-0,20	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-0,28	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-0,24	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-0,26	-0,36	-0,21	-	-0,21
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-0,27	-0,31	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,23	0,27	0,22	0,29	0,25	0,25	-	0,28
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-0,23
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	0,32	0,30	0,29	-	0,24	-	-
Skurcz izometryczny, strona prawa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-0,20	-0,31	-0,31	-0,23	-0,25	-0,27
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-0,33	-0,21	-	-	-
Średni moment siły [Nm]	-	-	-	-0,30	-0,28	-0,22	-0,24	-0,27
Średni moment siły %BW	-	-	-	-0,30	-	-	-	-
Nachylenie szczytowego momentu siły [Nm/s]	-0,20	-	-	-0,23	-0,26	-0,22	-	-
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	-	-	-	-0,24	-0,24	-0,21	-	-
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły [s]	0,24	0,25	-	-	-	-	0,21	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Skurcz izometryczny, strona lewa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-0,23	-0,29	-0,36	-0,34	-0,27	-0,27
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-0,30	-0,29	-0,25	-	-
Średni moment siły [Nm]	-	-	-0,21	-0,28	-0,34	-0,32	-0,25	-0,25
Średni moment siły %BW	-	-	-	-0,28	-0,26	-0,22	-	-
Nachylenie szczytowego momentu siły [Nm/s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-

OO - oczy otwarte, OZ - oczy zamknięte. Przedstawiono współczynnik korelacji Spearmana rho tylko w przypadkach, gdy korelacja charakteryzowała istotnością statystyczną ($p < 0,05$). W tabeli podano współczynnik korelacji Rs.

Tab. 25. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście CTSBI a parametrami siłowymi i czasowymi przy skurczu izometrycznym.

Zmienna	SW				ST			
	Stabilne podłoże		Niestabilne podłoże		Stabilne podłoże		Niestabilne podłoże	
	OO	OZ	OO	OZ	OO	OZ	OO	OZ
Skurcz izometryczny, strona prawa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-0,20	-0,31	-0,31	-0,23	-0,25	-0,27
Maksymalny moment sił %BW	-	-	-	-0,33	-0,21	-	-	-
Średni moment siły [Nm]	-	-	-	-0,30	-0,28	-0,22	-0,24	-0,27
Średni moment siły %BW	-	-	-	-0,30	-	-	-	-
Nachylenie szczytowego momentu siły [Nm/s]	-0,20	-	-	-0,23	-0,26	-0,22	-	-
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	-	-	-	-0,24	-0,24	-0,21	-	-
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły [s]	0,24	0,25	-	-	-	-	0,21	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Skurcz izometryczny, strona lewa								
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-0,23	-0,29	-0,36	-0,34	-0,27	-0,27
Maksymalny moment sił %BW	-	-	-	-0,30	-0,29	-0,25	-	-
Średni moment siły [Nm]	-	-	-0,21	-0,28	-0,34	-0,32	-0,25	-0,25
Średni moment siły %BW	-	-	-	-0,28	-0,26	-0,22	-	-
Nachylenie szczytowego momentu siły [Nm/s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Nachylenie szczytowego momentu siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-

OO - oczy otwarte, OZ - oczy zamknięte. Przedstawiono współczynnik korelacji Spearmana rho tylko w przypadkach, gdy korelacja charakteryzowała istotnością statystyczną ($p < 0,05$). W tabeli podano współczynnik korelacji Rs.

Tab. 26. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PST a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości $60^\circ/\text{s}$.

Zmienna	Oczy otwarte			Oczy zamknięte		
	Wskaźnik wychyleń OV	Wskaźnik wychyleń AP	Wskaźnik wychyleń ML	Wskaźnik wychyleń OV	Wskaźnik wychyleń AP	Wskaźnik wychyleń ML
Skurcz koncentryczny, strona prawa						
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	0,24	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-
Skurcz koncentryczny, strona lewa						
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	0,21	0,21	-	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-
Skurcz ekscentryczny, strona prawa						
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	0,23	0,25	-	-	0,23	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,23	0,26	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	0,29	0,23	-
Skurcz ekscentryczny, strona lewa						
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	0,21	0,21	-	-	0,24	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	0,23	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	0,25	0,26	-

Przedstawiono współczynnik korelacji Spearmana rho tylko w przypadkach, gdy korelacja charakteryzowała istotnością statystyczną ($p < 0,05$). W tabeli podano współczynnik korelacji Rs.

Tab. 27. Korelacje o współczynniku istotności $p < 0,05$ między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PST a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości $180^\circ/s$.

Zmienna	Oczy otwarte			Oczy zamknięte		
	Wskaźnik wychyleń OV	Wskaźnik wychyleń AP	Wskaźnik wychyleń ML	Wskaźnik wychyleń OV	Wskaźnik wychyleń AP	Wskaźnik wychyleń ML
Skurcz koncentryczny, strona prawa						
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	0,22	0,27	-
Maksymalny moment siły %BW	-0,22	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	0,24	0,26	0,24
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	0,21	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	0,22	0,26	0,20
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	0,20	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	0,26	0,25	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-0,24	-
Skurcz koncentryczny, strona lewa						
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	0,21	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	0,21	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	0,22	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-0,22	-0,24	-
Skurcz ekscentryczny, strona prawa						
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	0,21	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-0,22	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	0,21	0,21	-	0,26	0,30	0,21
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	0,26	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-
Skurcz ekscentryczny, strona lewa						
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	0,23	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	0,21	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	0,29	0,28	-

Przedstawiono współczynnik korelacji Spearmana rho tylko w przypadkach, gdy korelacja charakteryzowała istotnością statystyczną ($p < 0,05$). W tabeli podano współczynnik korelacji Rs.

Tab. 28. Korelacje między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PTS_BI a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 60°/s, dla skurczu koncentrycznego (A) i ekscentrycznego (B).

A

Zmienna	Oczy otwarte						Oczy zamknięte						Oczy otwarte, niestabilne podłoże					
	Lewa noga			Prawa noga			Lewa noga			Prawa noga			Lewa noga			Prawa noga		
	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML
Skurcz koncentryczny, strona prawa																		
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	0,22	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,34	-0,26	-0,25	-	-	-0,27	-	-0,28
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,29	-0,25	-	-	-	-0,25	-	-0,23
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	0,22	-	-	-	-	-	-	-	-0,32	-0,27	-	-	-	-	-	-0,22
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	0,26	-	-	-	-	-	-	-	-0,27	-0,24	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,34
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-0,26	-0,23	-0,25	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,26	0,29	-	-	-
Skurcz koncentryczny, strona lewa																		
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,22
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,26	-	-0,32	-	-	-0,21	-	-0,24
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,2	-0,21	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	0,21	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,21
Czas zaniku siły [s]	-	-	-0,25	-0,31	-0,29	-0,31	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,31 -0,24
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	0,23	0,26	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Zmienna	Oczy otwarte				Oczy zamknięte				Oczy otwarte, niestabilne podłoże			
	Lewa noga		Prawa noga		Lewa noga		Prawa noga		Lewa noga		Prawa noga	
	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML
Skurcz ekscentryczny, strona prawa												
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,24	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,23	-	0,2
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-0,21	-	-	-	-0,26	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-0,21	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,31	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,22	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-0,27	-0,22	-0,28	-	-	-	-	-	-0,26	-0,23
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-0,29	-0,29	-0,25	0,24	-	0,22	-	-	-	0,23
Skurcz ekscentryczny, stronalewa												
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	0,23	-	-	-	-	-	-	0,21	-	0,27
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,28	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,23	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,22	-	0,21
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-0,24	-0,29	-0,27	-0,28	-	-	-	-	-0,28	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-0,22	-	0,25	0,21	0,23	-	-

Przedstawiono współczynnik korelacji Spearmana rho w przypadkach, gdy korelacja charakteryzowała istotnością statystyczną ($p < 0,05$). W tabeli podano współczynnik korelacji Rs.

Tab. 29. Korelacje między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PTS_BI a parametrami siłowymi i czasowymi przy prędkości 180°/s, dla skurczu koncentrycznego (A) i ekscentrycznego (B).

A

Zmienna	Oczy otwarte						Oczy zamknięte						Oczy otwarte, niestabilne podłoże					
	Lewa noga			Prawa noga			Lewa noga			Prawa noga			Lewa noga			Prawa noga		
	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML
Skurcz koncentryczny, strona prawa																		
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,21	-0,21
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,25	-	-0,24	-	-	-	-	-0,3	-0,24
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,22	-0,2	-	-	-	-	-	-0,25	-0,22
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,25	-	-0,21	-	-	-	-	-0,27	-0,21
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,22	-0,21
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,22	-	-	-	-	-	-	-0,23
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-0,25	-0,23	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,24	-	-	0,22	0,23	-	0,24	0,25	-
Skurcz koncentryczny, strona lewa																		
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,23	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-0,24	-	-	-	-	-	-0,28	-	-	-	-	-0,29	-0,23
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-0,21	-0,25	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,22	-0,23
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,30	-	-	-	-	-0,23	-0,21
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,21	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,22	-0,23
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,24
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,29	-	-	-	-	-	-

B

Zmienna	Oczy otwarte						Oczy zamknięte						Oczy otwarte, niestabilne podłoże					
	Lewa noga			Prawa noga			Lewa noga			Prawa noga			Lewa noga			Prawa noga		
	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML
Skurcz ekscentryczny, strona prawa																		
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,21	-	-	-	-	0,21
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-0,22	-0,23	-	-	-	-	-	-	-0,28	-	-	-	-0,25	-	-0,25
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-0,20	-0,23	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,26	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,28	-0,25	-0,22	-0,25	-	-	-	-	-0,20
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-0,23	-0,22	-0,24	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Skurcz ekscentryczny, stronalewa																		
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,21	-	-	-	-	0,20
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-0,21	-	-	-	-	-	-	-0,29	-	-	-	-0,23	-	-0,33
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,23	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,20	0,23	-	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-0,23	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,32	-	-0,37
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,22	-	-	-	-	-	-	-	-

Przedstawiono współczynnik korelacji Spearmana rho w przypadkach, gdy korelacja charakteryzowała istotnością statystyczną ($p < 0,05$). W tabeli podano współczynnik korelacji Rs.

Tab. 30. Korelacje między parametrami równowagi otrzymanymi w teście PTS_BI a parametrami w badaniu izometrycznym.

Zmienna	Oczy otwarte						Oczy zamknięte						Oczy otwarte, niestabilne podłoże					
	Lewa noga			Prawa noga			Lewa noga			Prawa noga			Lewa noga			Prawa noga		
	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML	Ov	AP	ML
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa																		
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	0,22	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,22	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,21	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-0,27	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,20	-
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa																		
Maksymalny moment siły [Nm]	-	-	0,28	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksymalny moment siły %BW	-	-	0,31	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie [Nm]	-	-	0,26	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Praca na powtórzenie %BW	-	-	0,27	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia [W]	-	-	-	-	-	-	-0,24	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Średnia moc mięśnia %BW	-	-	-	-	-	-	-0,24	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Czas zaniku siły [s]	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,21	-	-	-
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-	-	-	-	-	-	0,26	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Przedstawiono współczynnik korelacji Spearmana rho w przypadkach, gdy korelacja charakteryzowała istotnością statystyczną ($p < 0,05$). W tabeli podano współczynnik korelacji Rs.

Załącznik 9

Tab. 31. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych; charakterystyka grupy; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Płeć, mężczyzna	-0,60	-1,08 to -0,12	-0,51	0,015
Wiek [lata]	0,01	-0,01 to 0,04	0,13	0,208
Wzrost [cm]	-0,02	-0,04 to 0,01	-0,15	0,141
Masa ciała [kg]	0,00	-0,02 to 0,01	-0,06	0,590
BMI [kg/m ²]	0,02	-0,05 to 0,09	0,06	0,572
Noga dominująca, prawa	-0,02	-0,89 to 0,85	-0,02	0,961
Częstotliwość aktywności ruchowej [liczba na tydz.]	0,09	-0,07 to 0,26	0,12	0,260
Różnorodność aktywności*				
Bieganie	-0,04	-0,71 to 0,62	-0,04	0,894
Rekreacja	0,54	0,07 to 1,01	0,46	0,025
Fitness	0,38	-0,54 to 1,30	0,32	0,414
Pływanie	0,68	-0,09 to 1,46	0,58	0,084
Siłownia	-0,36	-0,98 to 0,25	-0,31	0,241
Rower	0,41	-0,32 to 1,13	0,35	0,265
Zajęcia ruchowe	-0,28	-0,90 to 0,33	-0,24	0,365
Piłka nożna	-0,94	-1,92 to 0,03	-0,80	0,058
Sporty walki	-0,64	-2,02 to 0,74	-0,54	0,361
Yoga	-0,14	-1,07 to 0,78	-0,12	0,761
Tenis/squash	-0,83	-3,19 to 1,54	-0,70	0,490
Czy robi rozgrzewkę	0,06	-0,49 to 0,61	0,05	0,824
Czy był uraz w KKD	-0,16	-0,70 to 0,38	-0,13	0,568
Operacje KKD	-0,36	-1,44 to 0,73	-0,30	0,515

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 32. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych dla prędkości 60°/s; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,25	0,016
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,19	0,061
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,03	-0,04 to -0,01	-0,25	0,015
Praca na powtórzenie %BW	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,23	0,023
Średnia moc mięśnia [W]	-0,03	-0,04 to -0,01	-0,32	0,002
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,03 to -0,01	-0,28	0,006
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-0,82	-1,96 to 0,32	-0,15	0,156
Czas zaniku siły [s]	0,69	-0,63 to 2,00	0,11	0,302
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,53	-22,18 to 23,23	0,00	0,963
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,27	0,007
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,21	0,043
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,17	0,091
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,12	0,228
Średnia moc mięśnia [W]	-0,03	-0,05 to -0,01	-0,27	0,007
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,23	0,025
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-0,27	-2,31 to 1,77	-0,03	0,792
Czas zaniku siły [s]	0,15	-0,85 to 1,16	0,03	0,762
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	1,64	-18,59 to 21,87	0,02	0,872
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,21	0,044
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,00	-0,15	0,158
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,27	0,008
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,22	0,028
Średnia moc mięśnia [W]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,20	0,053
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,14	0,187
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,46	-0,50 to 1,42	0,10	0,341
Czas zaniku siły [s]	-0,63	-2,37 to 1,10	-0,07	0,471
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	3,21	-0,43 to 6,85	0,18	0,083
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,33	0,001
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,26	0,010
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,28	0,006
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,23	0,026
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,03 to -0,01	-0,38	< 0,001
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,32	0,001
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,97	0,04 to 1,90	0,21	0,040
Czas zaniku siły [s]	0,40	-1,46 to 2,26	0,04	0,668
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	2,46	-0,98 to 5,90	0,15	0,158

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 33. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych dla prędkości 180°/s; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,13	0,193
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,01	-0,08	0,451
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,09 to 0,05	-0,07	0,496
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,07 to 0,04	-0,05	0,643
Średnia moc mięśnia [W]	-0,01	-0,05 to 0,02	-0,09	0,375
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	-0,03 to 0,02	-0,03	0,738
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	3,64	-0,38 to 7,66	0,18	0,076
Czas zaniku siły [s]	0,89	-1,96 to 3,74	0,06	0,538
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	4,28	-6,17 to 14,74	0,08	0,418
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,25	0,013
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,19	0,060
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,05	-0,14 to 0,05	-0,10	0,329
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,09 to 0,06	-0,04	0,704
Średnia moc mięśnia [W]	-0,03	-0,07 to 0,01	-0,13	0,200
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,05 to 0,02	-0,09	0,402
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-0,08	-3,87 to 3,71	0,00	0,967
Czas zaniku siły [s]	0,34	-1,67 to 2,35	0,03	0,737
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	6,67	-3,36 to 16,70	0,13	0,190
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,19	0,060
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,00	-0,12	0,242
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,01	-0,05 to 0,03	-0,04	0,685
Praca na powtórzenie %BW	0,00	-0,03 to 0,04	0,03	0,789
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,20	0,055
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,14	0,174
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	1,50	0,09 to 2,91	0,21	0,037
Czas zaniku siły [s]	-1,65	-6,12 to 2,82	-0,08	0,465
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-0,08	-1,40 to 1,24	-0,01	0,905
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to -0,01	-0,32	0,001
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,25	0,013
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,04	-0,08 to 0,00	-0,19	0,057
Praca na powtórzenie %BW	-0,02	-0,05 to 0,01	-0,14	0,176
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,30	0,003
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,26	0,009
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	1,11	-0,04 to 2,26	0,19	0,059
Czas zaniku siły [s]	-1,63	-6,17 to 2,91	-0,07	0,477
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	1,52	-1,30 to 4,34	0,11	0,289

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 34. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach otwartych dla skurczu izometrycznego; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,28	0,006
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,20	0,049
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,26	0,010
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,19	0,059
Średnia moc mięśnia [W]	0,00	0,00 to 0,00	-0,26	0,012
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	0,00 to 0,00	-0,24	0,018
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,13	-1,52 to 1,79	0,02	0,875
Czas zaniku siły [s]	0,09	-0,14 to 0,32	0,08	0,434
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to -0,01	-0,34	0,001
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,27	0,009
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,31	0,002
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,24	0,018
Średnia moc mięśnia [W]	0,00	0,00 to 0,00	-0,05	0,636
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	0,00 to 0,00	0,01	0,935
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-0,39	-1,50 to 0,72	-0,07	0,488
Czas zaniku siły [s]	-0,06	-0,28 to 0,15	-0,06	0,562

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 35. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; charakterystyka grupy; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Płeć, mężczyzna	-0,83	-1,48 to -0,18	-0,52	0,013
Wiek [lata]	0,05	0,02 to 0,07	0,32	0,001
Wzrost [cm]	-0,04	-0,08 to -0,01	-0,27	0,007
Masa ciała [kg]	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,09	0,404
BMI [kg/m ²]	0,05	-0,04 to 0,15	0,12	0,252
Noga dominująca, prawa	-0,13	-1,31 to 1,06	-0,08	0,831
Częstotliwość aktywności ruchowej [liczba na tydz.]	-0,02	-0,25 to 0,20	-0,02	0,852
Różnorodność aktywności*				
Bieganie	-0,76	-1,65 to 0,13	-0,47	0,092
Rekreacja	0,55	-0,10 to 1,20	0,34	0,096
Fitness	1,10	-0,14 to 2,34	0,68	0,081
Pływanie	0,38	-0,69 to 1,45	0,24	0,480
Siłownia	-1,17	-1,98 to -0,37	-0,73	0,005
Rower	0,43	-0,56 to 1,41	0,27	0,390
Zajęcia ruchowe	-0,29	-1,13 to 0,55	-0,18	0,492
Piłka nożna	-0,72	-2,06 to 0,62	-0,45	0,290
Sporty walki	-1,25	-3,11 to 0,62	-0,78	0,187
Yoga	0,28	-0,97 to 1,54	0,18	0,655
Tenis/squash	-0,51	-3,74 to 2,71	-0,32	0,752
Czy robi rozgrzewkę	-0,50	-1,24 to 0,24	-0,31	0,185
Czy był uraz w KKD	0,05	-0,69 to 0,78	0,03	0,900
Operacje KKD	0,94	-0,52 to 2,40	0,59	0,204

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 36. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; przy prędkości 60°/s; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,22	0,029
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,14	0,185
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,04	-0,07 to -0,01	-0,29	0,005
Praca na powtórzenie %BW	-0,03	-0,05 to -0,01	-0,27	0,009
Średnia moc mięśnia [W]	-0,04	-0,06 to -0,01	-0,31	0,002
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,25	0,012
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-1,12	-2,67 to 0,43	-0,15	0,154
Czas zaniku siły [s]	0,64	-1,15 to 2,43	0,07	0,482
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-8,42	-39,23 to 22,39	-0,06	0,589
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,24	0,021
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,13	0,210
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,03	-0,06 to 0,01	-0,16	0,117
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,04 to 0,02	-0,09	0,381
Średnia moc mięśnia [W]	-0,03	-0,05 to 0,00	-0,20	0,056
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,11	0,291
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-0,41	-3,18 to 2,36	-0,03	0,771
Czas zaniku siły [s]	0,08	-1,29 to 1,45	0,01	0,906
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	7,42	-20,04 to 34,88	0,06	0,593
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,12	0,256
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,01	-0,01	0,955
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,22	0,034
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,11	0,275
Średnia moc mięśnia [W]	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,12	0,236
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	-0,01 to 0,01	-0,02	0,850
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,00	-1,31 to 1,31	0,00	0,996
Czas zaniku siły [s]	-1,15	-3,50 to 1,21	-0,10	0,336
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	5,52	0,62 to 10,42	0,22	0,028
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,25	0,015
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,00	-0,15	0,140
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,05 to 0,00	-0,22	0,033
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,11	0,270
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,25	0,013
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,16	0,111
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,97	-0,30 to 2,24	0,15	0,132
Czas zaniku siły [s]	-0,34	-2,87 to 2,18	-0,03	0,789
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	1,51	-3,21 to 6,22	0,07	0,527

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 37. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych przy prędkości 180°/s; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,11	0,269
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,01	-0,03	0,802
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,03	-0,16 to 0,10	-0,05	0,630
Praca na powtórzenie %BW	0,00	-0,10 to 0,10	-0,01	0,955
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,07 to 0,04	-0,06	0,570
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	-0,04 to 0,05	0,01	0,899
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-1,62	-6,76 to 3,52	-0,06	0,533
Czas zaniku siły [s]	-0,22	-2,95 to 2,51	-0,02	0,873
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	2,03	-11,72 to 15,78	0,03	0,770
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,12	0,234
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,01	-0,02	0,826
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,08 to 0,04	-0,07	0,493
Praca na powtórzenie %BW	0,01	-0,04 to 0,05	0,03	0,791
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,05 to 0,01	-0,14	0,185
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	-0,03 to 0,02	-0,04	0,676
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,64	-1,32 to 2,59	0,07	0,520
Czas zaniku siły [s]	-3,38	-9,44 to 2,67	-0,11	0,270
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	0,42	-1,36 to 2,21	0,05	0,640
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,18	0,073
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,00	-0,09	0,381
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,07 to 0,04	-0,07	0,506
Praca na powtórzenie %BW	0,01	-0,03 to 0,05	0,03	0,746
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,04 to 0,01	-0,15	0,146
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,08	0,437
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,98	-0,60 to 2,56	0,13	0,221
Czas zaniku siły [s]	-6,65	-12,69 to -0,62	-0,22	0,031
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	2,93	-0,88 to 6,74	0,16	0,130

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 38. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla ST na stabilnym podłożu przy oczach zamkniętych i skurczu izometrycznym; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,24	0,020
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,14	0,175
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,23	0,023
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,14	0,171
Średnia moc mięśnia [W]	0,00	0,00 to 0,00	-0,16	0,120
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	0,00 to 0,00	-0,14	0,185
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	1,27	-0,97 to 3,50	0,12	0,263
Czas zaniku siły [s]	0,02	-0,29 to 0,33	0,02	0,879
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to -0,01	-0,32	0,001
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,23	0,026
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,28	0,005
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,01 to 0,00	-0,19	0,059
Średnia moc mięśnia [W]	0,00	0,00 to 0,00	-0,13	0,196
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	0,00 to 0,00	-0,10	0,324
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,65	-0,85 to 2,15	0,09	0,394
Czas zaniku siły [s]	-0,06	-0,36 to 0,23	-0,04	0,670

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 39. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; charakterystyka grupy; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Płeć, męczyzna	-0,75	-1,74 to 0,24	-0,31	0,134
Wiek [lata]	0,06	0,01 to 0,10	0,26	0,009
Wzrost [cm]	-0,07	-0,12 to -0,03	-0,31	0,002
Masa ciała [kg]	-0,05	-0,09 to -0,02	-0,31	0,002
BMI [kg/m ²]	-0,12	-0,26 to 0,01	-0,18	0,075
Noga dominująca, prawa	0,68	-1,08 to 2,43	0,28	0,447
Częstotliwość aktywności ruchowej [liczba na tydz.]	-0,06	-0,39 to 0,28	-0,03	0,736
Różnorodność aktywności*				
Bieganie	-0,95	-2,27 to 0,38	-0,40	0,160
Rekreacja	0,49	-0,48 to 1,47	0,21	0,317
Fitness	2,35	0,54 to 4,16	0,98	0,011
Pływanie	1,16	-0,42 to 2,73	0,48	0,148
Siłownia	-1,66	-2,86 to -0,46	-0,69	0,007
Rower	-0,47	-1,93 to 1,00	-0,19	0,531
Zajęcia ruchowe	0,40	-0,84 to 1,65	0,17	0,520
Piłka nożna	-1,30	-3,29 to 0,70	-0,54	0,200
Sporty walki	-0,27	-3,07 to 2,52	-0,11	0,846
Yoga	0,77	-1,10 to 2,63	0,32	0,417
Tenis/squash	0,07	-4,73 to 4,86	0,03	0,977
Czy robi rozgrzewkę	-0,43	-1,53 to 0,68	-0,18	0,445
Czy był uraz w KKD	-0,66	-1,74 to 0,43	-0,27	0,234
Operacje KKD	-0,31	-2,50 to 1,88	-0,13	0,780

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 40. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; przy prędkości 60°/s; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,03	-0,04 to -0,01	-0,28	0,006
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,15	0,136
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,06	-0,10 to -0,02	-0,30	0,003
Praca na powtórzenie %BW	-0,04	-0,08 to -0,01	-0,24	0,017
Średnia moc mięśnia [W]	-0,06	-0,09 to -0,02	-0,33	0,001
Średnia moc mięśnia %BW	-0,03	-0,06 to 0,00	-0,23	0,027
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-2,04	-4,33 to 0,25	-0,18	0,080
Czas zaniku siły [s]	1,84	-0,81 to 4,48	0,14	0,171
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	26,00	-19,59 to 71,60	0,12	0,260
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,24	0,019
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,09	0,362
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,06	-0,10 to -0,01	-0,24	0,021
Praca na powtórzenie %BW	-0,03	-0,07 to 0,01	-0,14	0,168
Średnia moc mięśnia [W]	-0,05	-0,09 to -0,01	-0,25	0,014
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,05 to 0,01	-0,14	0,170
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-2,26	-6,35 to 1,84	-0,11	0,277
Czas zaniku siły [s]	-0,40	-2,43 to 1,63	-0,04	0,698
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	3,54	-37,36 to 44,44	0,02	0,864
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,12	0,249
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,01	0,05	0,640
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,03	-0,06 to 0,00	-0,21	0,044
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,03 to 0,02	-0,04	0,673
Średnia moc mięśnia [W]	-0,01	-0,04 to 0,01	-0,10	0,334
Średnia moc mięśnia %BW	0,01	-0,01 to 0,02	0,07	0,507
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-0,01	-1,96 to 1,94	0,00	0,991
Czas zaniku siły [s]	-1,28	-4,79 to 2,23	-0,07	0,472
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	8,07	0,78 to 15,37	0,22	0,030
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to 0,00	-0,21	0,040
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,01	-0,06	0,580
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,04	-0,07 to 0,00	-0,22	0,031
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,03 to 0,02	-0,06	0,593
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,19	0,070
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	-0,02 to 0,01	-0,05	0,662
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-0,31	-2,22 to 1,60	-0,03	0,749
Czas zaniku siły [s]	-1,16	-4,91 to 2,59	-0,06	0,540
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-4,42	-11,39 to 2,55	-0,13	0,211

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta

Tab. 41. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; przy prędkości 180°/s; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,04 to 0,01	-0,14	0,165
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,02 to 0,02	-0,02	0,844
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,11	-0,24 to 0,03	-0,16	0,130
Praca na powtórzenie %BW	-0,04	-0,15 to 0,07	-0,08	0,456
Średnia moc mięśnia [W]	-0,06	-0,12 to 0,01	-0,18	0,084
Średnia moc mięśnia %BW	-0,02	-0,07 to 0,03	-0,09	0,359
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-3,08	-11,32 to 5,17	-0,08	0,461
Czas zaniku siły [s]	2,15	-3,61 to 7,90	0,08	0,460
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-3,57	-24,77 to 17,63	-0,03	0,739
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,04 to 0,01	-0,11	0,293
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,02 to 0,02	0,02	0,825
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,11	-0,30 to 0,08	-0,12	0,263
Praca na powtórzenie %BW	-0,03	-0,18 to 0,12	-0,04	0,724
Średnia moc mięśnia [W]	-0,06	-0,14 to 0,03	-0,13	0,202
Średnia moc mięśnia %BW	-0,01	-0,08 to 0,06	-0,03	0,738
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	-5,44	-13,02 to 2,15	-0,15	0,158
Czas zaniku siły [s]	-1,40	-5,45 to 2,65	-0,07	0,494
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-1,96	-22,42 to 18,50	-0,02	0,850
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,16	0,131
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,01	0,02	0,881
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,04	-0,12 to 0,05	-0,09	0,366
Praca na powtórzenie %BW	0,02	-0,04 to 0,09	0,08	0,461
Średnia moc mięśnia [W]	-0,03	-0,07 to 0,01	-0,17	0,105
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	-0,03 to 0,03	0,00	0,976
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,52	-2,40 to 3,43	0,04	0,726
Czas zaniku siły [s]	-1,83	-10,89 to 7,23	-0,04	0,690
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	-1,08	-3,73 to 1,58	-0,08	0,423
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,14	0,174
Maksymalny moment siły %BW	0,00	-0,01 to 0,01	0,02	0,871
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,05	-0,13 to 0,03	-0,14	0,182
Praca na powtórzenie %BW	0,01	-0,05 to 0,07	0,03	0,750
Średnia moc mięśnia [W]	-0,02	-0,06 to 0,01	-0,16	0,126
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	-0,03 to 0,02	-0,03	0,795
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	0,06	-2,31 to 2,43	0,01	0,957
Czas zaniku siły [s]	-7,22	-16,30 to 1,87	-0,16	0,118
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu [s]	1,15	-4,58 to 6,88	0,04	0,691

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 42. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach otwartych; i skurczu izometrycznym; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,27	0,008
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,10	0,311
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to -0,01	-0,26	0,011
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,10	0,326
Średnia moc mięśnia [W]	0,00	-0,01 to 0,00	-0,14	0,168
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	0,00 to 0,00	-0,11	0,267
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	2,30	-1,01 to 5,61	0,14	0,171
Czas zaniku siły [s]	-0,29	-0,75 to 0,16	-0,13	0,205
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Maksymalny moment siły [Nm]	-0,02	-0,03 to -0,01	-0,28	0,006
Maksymalny moment siły %BW	-0,01	-0,02 to 0,00	-0,13	0,203
Praca na powtórzenie [Nm]	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,25	0,014
Praca na powtórzenie %BW	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,11	0,293
Średnia moc mięśnia [W]	0,00	-0,01 to 0,00	-0,11	0,266
Średnia moc mięśnia %BW	0,00	0,00 to 0,00	-0,08	0,465
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły [s]	1,72	-0,50 to 3,94	0,16	0,127
Czas zaniku siły [s]	-0,25	-0,69 to 0,18	-0,12	0,252

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 43. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; charakterystyka grupy; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Charakterystyka grupy				
Płeć, mężczyzna	-0,92	-2,02 to 0,19	-0,34	0,104
Wiek [lata]	0,08	0,04 to 0,13	0,34	0,001
Wzrost [cm]	-0,08	-0,13 to -0,03	-0,30	0,003
Masa ciała [kg]	-0,06	-0,10 to -0,02	-0,32	0,002
BMI [kg/m ²]	-0,15	-0,30 to 0,00	-0,19	0,057
Noga dominująca, prawa	-0,55	-2,53 to 1,43	-0,21	0,581
Częstotliwość aktywności ruchowej [liczba na tydz.]	-0,31	-0,68 to 0,07	-0,17	0,105
Różnorodność aktywności*				
Bieganie	-1,70	-3,17 to -0,23	-0,63	0,024
Rekreacja	0,95	-0,13 to 2,04	0,36	0,084
Fitness	1,83	-0,24 to 3,90	0,68	0,083
Pływanie	0,60	-1,18 to 2,39	0,22	0,505
Siłownia	-1,86	-3,21 to -0,51	-0,69	0,007
Rower	-0,99	-2,64 to 0,65	-0,37	0,232
Zajęcia ruchowe	0,43	-0,97 to 1,83	0,16	0,540
Piłka nożna	-1,39	-3,63 to 0,85	-0,52	0,222
Sporty walki	-0,09	-3,23 to 3,06	-0,03	0,955
Yoga	0,01	-2,10 to 2,11	0,00	0,993
Tenis/squash	-2,14	-7,51 to 3,23	-0,80	0,431
Czy robi rozgrzewkę	-0,71	-1,95 to 0,52	-0,27	0,255
Czy był uraz w KKD	-0,55	-1,78 to 0,67	-0,21	0,372
Operacje KKD	-0,63	-3,09 to 1,83	-0,24	0,611

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 44. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych przy prędkości 60°/s; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły	-0,02	-0,05 to 0,00	-0,24	0,021
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,09	0,366
Praca na powtórzenie	-0,06	-0,11 to -0,02	-0,27	0,008
Praca na powtórzenie, w przeliczeniu na masę ciała	-0,04	-0,08 to 0,00	-0,20	0,054
Średnia moc mięśnia	-0,05	-0,09 to -0,01	-0,26	0,010
Średnia moc mięśnia, w przeliczeniu na masę ciała	-0,02	-0,06 to 0,01	-0,15	0,143
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-1,31	-3,91 to 1,29	-0,10	0,319
Czas zaniku siły	1,41	-1,58 to 4,40	0,10	0,352
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	10,07	-41,50 to 61,63	0,04	0,699
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,03	-0,05 to 0,00	-0,23	0,024
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,07	0,470
Praca na powtórzenie	-0,07	-0,12 to -0,02	-0,26	0,011
Praca na powtórzenie, w przeliczeniu na masę ciała	-0,03	-0,08 to 0,01	-0,16	0,131
Średnia moc mięśnia	-0,06	-0,10 to -0,01	-0,26	0,010
Średnia moc mięśnia, w przeliczeniu na masę ciała	-0,02	-0,06 to 0,01	-0,14	0,166
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-3,40	-7,98 to 1,18	-0,15	0,144
Czas zaniku siły	-0,16	-2,44 to 2,13	-0,01	0,892
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	-4,76	-50,73 to 41,22	-0,02	0,838
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,08	0,459
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	0,01	-0,01 to 0,02	0,10	0,317
Praca na powtórzenie	-0,03	-0,07 to 0,00	-0,18	0,081
Praca na powtórzenie, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,03 to 0,03	-0,01	0,915
Średnia moc mięśnia	-0,01	-0,04 to 0,02	-0,10	0,349
Średnia moc mięśnia, w przeliczeniu na masę ciała	0,01	-0,01 to 0,03	0,09	0,392
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-0,12	-2,31 to 2,07	-0,01	0,915
Czas zaniku siły	-1,16	-5,10 to 2,79	-0,06	0,563
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	11,42	3,34 to 19,49	0,28	0,006
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 60°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,01	-0,03 to 0,00	-0,18	0,073
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,01 to 0,01	-0,03	0,805
Praca na powtórzenie	-0,04	-0,07 to 0,00	-0,20	0,047
Praca na powtórzenie, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,03 to 0,02	-0,03	0,782
Średnia moc mięśnia	-0,02	-0,05 to 0,00	-0,18	0,083
Średnia moc mięśnia, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,02 to 0,01	-0,03	0,786
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-0,14	-2,29 to 2,01	-0,01	0,897
Czas zaniku siły	-1,83	-6,04 to 2,38	-0,09	0,390
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	-3,91	-11,77 to 3,95	-0,10	0,326

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 45. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych przy prędkości 180°/s; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły	-0,01	-0,04 to 0,02	-0,06	0,543
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	0,01	-0,01 to 0,03	0,07	0,494
Praca na powtórzenie	-0,06	-0,21 to 0,10	-0,07	0,478
Praca na powtórzenie, w przeliczeniu na masę ciała	0,01	-0,11 to 0,13	0,01	0,905
Średnia moc mięśnia	-0,03	-0,10 to 0,04	-0,09	0,368
Średnia moc mięśnia, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,06 to 0,05	-0,01	0,955
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-2,86	-12,14 to 6,42	-0,06	0,542
Czas zaniku siły	2,46	-4,01 to 8,93	0,08	0,452
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	-6,39	-30,21 to 17,42	-0,05	0,595
Skurcz koncentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,01	-0,04 to 0,02	-0,08	0,467
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	0,01	-0,01 to 0,03	0,07	0,493
Praca na powtórzenie	-0,10	-0,31 to 0,12	-0,09	0,369
Praca na powtórzenie, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,18 to 0,16	-0,02	0,883
Średnia moc mięśnia	-0,05	-0,14 to 0,05	-0,10	0,335
Średnia moc mięśnia, w przeliczeniu na masę ciała	0,01	-0,07 to 0,08	0,02	0,846
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-9,59	-17,98 to -1,21	-0,23	0,025
Czas zaniku siły	-1,25	-5,81 to 3,31	-0,06	0,588
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	-5,58	-28,55 to 17,39	-0,05	0,631
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona prawa				
Maksymalny moment siły	-0,02	-0,04 to 0,01	-0,15	0,152
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,01 to 0,02	0,04	0,707
Praca na powtórzenie	-0,08	-0,17 to 0,02	-0,16	0,114
Praca na powtórzenie, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,07 to 0,08	0,01	0,926
Średnia moc mięśnia	-0,05	-0,09 to 0,00	-0,22	0,030
Średnia moc mięśnia, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,04 to 0,03	-0,05	0,640
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	1,71	-1,55 to 4,97	0,11	0,300
Czas zaniku siły	-5,56	-15,69 to 4,56	-0,11	0,278
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	-0,33	-3,33 to 2,66	-0,02	0,825
Skurcz ekscentryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń przy prędkości 180°/s, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,01	-0,03 to 0,01	-0,13	0,193
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,01 to 0,01	0,03	0,802
Praca na powtórzenie	-0,07	-0,16 to 0,02	-0,16	0,116
Praca na powtórzenie, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,06 to 0,07	0,01	0,944
Średnia moc mięśnia	-0,04	-0,07 to 0,00	-0,21	0,042
Średnia moc mięśnia, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,04 to 0,02	-0,07	0,494
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	2,19	-0,44 to 4,81	0,17	0,102
-	-	-	-	-
Czas zaniku siły	10,61	-20,73 to -0,50	-0,21	0,040
Czas potrzebny na zmianę kierunku ruchu	0,58	-5,87 to 7,02	0,02	0,859

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

Tab. 46. Wyniki jednoczynnikowych modeli regresji liniowej dla indeksu stabilności na niestabilnym podłożu przy oczach zamkniętych; i skurczu izometrycznym; modele istotne oznaczono pogrubioną czcionką.

Zmienna	β	95% CI dla β	Std. β	p
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona prawa				
Maksymalny moment siły	-0,03	-0,04 to -0,01	-0,29	0,005
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,11	0,280
Średni moment siły	-0,03	-0,05 to -0,01	-0,28	0,006
Średni moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,11	0,281
Nachylenie szczytowego momentu siły	0,00	-0,01 to 0,00	-0,15	0,137
Nachylenie szczytowego momentu siły, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	0,00 to 0,00	-0,12	0,249
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły	1,92	-1,82 to 5,66	0,10	0,311
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-0,31	-0,82 to 0,21	-0,12	0,243
Skurcz izometryczny, średnia ze wszystkich powtórzeń, strona lewa				
Maksymalny moment siły	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,26	0,011
Maksymalny moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,11	0,294
Średni moment siły	-0,02	-0,04 to 0,00	-0,24	0,019
Średni moment siły, w przeliczeniu na masę ciała	-0,01	-0,02 to 0,01	-0,09	0,361
Nachylenie szczytowego momentu siły	0,00	-0,01 to 0,00	-0,14	0,175
Nachylenie szczytowego momentu siły, w przeliczeniu na masę ciała	0,00	-0,01 to 0,00	-0,10	0,315
Czas osiągnięcia połowy maksymalnego momentu siły	2,72	0,26 to 5,18	0,22	0,031
Czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły	-0,17	-0,67 to 0,32	-0,07	0,495

KKD - staw biodrowy, kolanowy lub skokowy, CI - przedział ufności, β - współczynnik beta, Std. β - standaryzowany współczynnik beta.

