

Uniwersytet Jagielloński
Collegium Medicum

Katarzyna Bobak-Powroźnik

**Tensegracja kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego
oraz stopy i stawu skokowego**

Praca doktorska

Promotor: prof. dr hab. n. med. Jolanta Jaworek

Promotor pomocniczy: dr hab. n. med. Anna Leja-Szpak

Pracę wykonano w Zakładzie Fizjologii Medycznej Instytutu Fizjoterapii
na Wydziale Nauk o Zdrowiu UJ CM

Kierownik jednostki: prof. dr hab. n. med. Jolanta Jaworek

Kraków, 2021

Podziękowania

Na powstanie i ostateczny kształt mojej rozprawy doktorskiej miało wpływ wiele osób, którym chciałabym w tym miejscu serdecznie podziękować.

Szanownej Pani Promotor Prof. dr hab. Jolancie Jaworek

Dziękuję za nieocenioną pomoc udzieloną w trakcie przygotowywana niniejszej dysertacji, przekazaną wiedzę, cenne rady, cierpliwość, wyrozumiałość oraz motywację do krytycznego spojrzenia na problematykę badawczą. Szczególnie dziękuję żywe zainteresowanie postępem pracy, pomoc w jasnym formułowaniu myśli naukowej oraz inspirację do zgłębiania zagadnień naukowych.

Szanownej Pani Promotor pomocniczej dr hab. Annie Lei-Szpak

Dziękuję za ofiarowany mi czas oraz celne wskazówki i uwagi nadające ostateczny kształt tej pracy.

Pacjentom Gabinetu fizjoterapii „Pani Stópka”

Dziękuję za zaangażowanie oraz ogromną życzliwość podczas prowadzenia badań, a także ciągłą inspirację do zgłębiania wiedzy.

Mojemu Mężowi

Dziękuję za miłość, troskę, wyrozumiałość, cierpliwość i nieustanne wsparcie, a także nigdy niegasnącą wiarę we mnie.

Moim Rodzicom

Dziękuję za miłość oraz stworzenie warunków do spełniania marzeń zawodowych.

Spis treści

Streszczenie	6
Wykaz skrótów	12
1. Wprowadzenie	13
2. Powięź	14
2.1. Rodzaje powięzi.....	14
2.2. Budowa powięzi	15
2.2.1. Fibroblasty	15
2.2.2. Macierz pozakomórkowa.....	16
2.3. Właściwości powięzi	19
2.4. Funkcje powięzi	20
3. Łańcuchy mięśniowo-powięziowe	22
3.1. Modele łańcuchów powięziowych.....	24
4. Tensegracja	32
4.1. Pojęcie tensegracji	32
4.2. Biotensegracja.....	33
4.3. Mikrotensegracja	34
4.4. Makrotensegracja.....	35
5. Anatomia funkcjonalna dolnego odcinka kręgosłupa i miednicy	38
5.1. Obręcz miedniczna	38
5.1.1. Budowa i ustawienie fizjologiczne obręczy miednicznej.....	38
5.1.2. Funkcja obręczy miednicznej	42
5.1.3. Asymetrie ustawienia obręczy miednicznej.....	43
5.2. Odcinek lędźwiowy kręgosłupa.....	45
5.2.1. Budowa i ustawienie fizjologiczne odcinka lędźwiowego kręgosłupa	45
5.2.2. Znaczenie fizjologiczne odcinka lędźwiowego kręgosłupa.....	51
5.2.3. Zniekształcenie naturalnych krzywizn kręgosłupa w odcinku lędźwiowym.....	51
6. Stopa i staw skokowy jako kompleks anatomiczno-funkcjonalny	53
6.1. Anatomia stawu skokowo-goleniowego	53
6.2. Anatomia stopy – sklepienie stopy i jej stabilizatory	55
6.2.1. Sklepienie stopy	56
6.2.2. Rozkład obciążeń.....	63
6.3. Funkcje stopy	64

6.4. Płaskostopie	65
6.4.1. Rodzaje płaskostopia	65
7. Cel pracy, pytania i hipotezy badawcze	68
7.1. Cel pracy	68
7.2. Pytania badawcze.....	68
7.3. Hipotezy badawcze	69
8. Materiał i metody	70
8.1. Organizacja i przebieg badań.....	70
8.2. Charakterystyka badanej grupy	70
8.3. Metody, techniki i narzędzia badawcze	76
8.3.1. Badanie podmiotowe	76
8.3.2. Badanie przedmiotowe	76
8.3.2.1. Test Thomayera (palce-podłoga)	77
8.3.2.2. Test Schöbera	77
8.3.2.3. Test Trendelenburga.....	80
8.3.2.4. Stopień pochylenia miednicy.....	81
8.3.2.4. Głębokość lordozy lędźwiowej.....	82
8.3.2.5. Test wyprzedzania (Standing Flexion Test):.....	83
8.3.2.5. Test wyprzedzania Piedellu.....	85
8.3.2.6. Test wyprzedzania Gilleta.....	86
8.3.2.7. Test Obera	87
8.3.2.8. Symetria ustawienia kolców biodrowych.....	88
8.3.2.9. Nacisk wywierany przez stopy na podłoże.....	89
8.3.2.10. Rzut środka ciężkości	90
8.3.2.11. Ustawienie stawu skokowego	92
8.3.2.12. Ustawienie stopy.....	93
9. Analiza wyników	95
9.1. Dane empiryczne – podstawowe statystyki opisowe. Odniesienie do norm	95
9.1.1. Ruchomość odcinka lędźwiowego.....	96
9.1.2. Wydolność mięśni miedniczo – krętarzowych	98
9.1.3. Położenie środka ciężkości	101
9.1.4. Ustawienie miednicy względem kręgosłupa.....	103
9.1.5. Ciśnienie wywierane przez stopę na podłoże	107
9.1.6. Ustawienie stopy i stawu skokowego	110

9.2. Zależności między zmiennymi. Weryfikacja problemów badawczych	121
9.2.1. Ustawienie miednicy – wyniki różnych testów diagnostycznych	121
9.2.1.1. Test wyprzedzenia (standing flexion test).....	122
9.2.1.2. Test wyprzedzenia Piedellu.....	124
9.2.1.3. Test Gilleta	126
9.2.1.4. Test Obera	127
9.2.2. Ustawienie miednicy a ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa.....	128
9.2.3. Ustawienie miednicy a wydolność mięśni miedniczno – krętarzowych	130
9.2.4. Ustawienie miednicy a ustawienie stopy i stawu skokowego	134
9.2.5. Ustawienie miednicy a ciśnienie wywierane przez stopę na podłoże	137
9.2.6. Wydolność mięśni miedniczno-krętarzowych a położenie środka ciężkości ciała	139
9.2.6.1. Test Trendelenburga a położenie środka ciężkości ciała	139
9.2.6.2. Test Trendelenburga a kierunek przesunięcia środka ciężkości ciała	141
9.2.6.3. Pochylenie miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej a procentowe odsunięcie środka ciężkości ciała od położenia idealnego	143
9.2.7. Wydolność mięśni miedniczno-krętarzowych a wysklepienie łuków stopy.....	145
9.2.7.1. Test Trendelenburga a wysklepienie łuków stopy	145
9.2.7.2. Test Trendelenburga a ustawienie stawu skokowego	151
9.2.7.3. Pochylenie miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej a wysklepienie łuków stopy.....	153
10. Dyskusja.....	155
11. Wnioski.....	168
12. Piśmiennictwo.....	170
13. Spis tabel, wykresów i rycin	185
13.1. Spis tabel.....	185
13.2. Spis wykresów	187
13.3. Spis rycin	191
Aneks.....	196

Streszczenie

Wstęp: W ostatnich latach pojawiło się wiele prac dotyczących roli powięzi w prawidłowym funkcjonowaniu organizmu. Ponadto, popularne staje się pojęcie tensegracji, które pomaga wyjaśnić powiązania między oddalonymi od siebie rejonami ciała oraz strukturami, które nie posiadają ze sobą bezpośredniego połączenia nerwowego. Przyjęto, że wiele funkcji organizmu ludzkiego zależy od sprawności układu struktur mięśniowo-powięziowych. Mechanika ciała ludzkiego nie jest jeszcze ostatecznie wyjaśniona, niemniej obserwacja układu ruchu uwzględniająca zjawisko tensegracji prowadzić może do opracowania holistycznej strategii terapeutycznej zwiększającej skuteczność leczenia miejscowego.

Material i metody: Badaniem zostało objętych 120 osób (60 kobiet i 60 mężczyzn), w wieku 35-55 lat spełniających określone kryteria włączenia. Badani zostali podzieleni na dwie grupy: grupę badaną oraz grupę kontrolną. Grupę badaną stanowiły osoby z asymetrią ustawienia obręczy miednicznej zdiagnozowaną na podstawie odpowiednich testów funkcjonalnych, zaś grupę kontrolną stanowiły osoby z symetrycznie ustawioną miednicą. Badanie składało się z 2 części: badania podmiotowego oraz badania przedmiotowego. Do pierwszej części badania wykorzystano metryczkę zawierającą dane charakteryzujące każdego pacjenta, zaś badanie przedmiotowe wykonano w oparciu o autorską kartę badania. Karta ta zawierała wyniki testów fizjoterapeutycznych, których celem była ocena parametrów kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego oraz stopy i stawu skokowego. Analizę statystyczną wykonano z użyciem programu Statistica. Jako poziom istotności przyjęto $\alpha=0.05$ dla testów dwustronnych. Projekt badawczy uzyskał zgodę Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Jagiellońskiego, zawartą w opinii o numerze 1072.6120.5.2019 z dnia 31 stycznia 2019 roku.

Wyniki: Badania wykazały, że kąt alpha stopy lewej osób z asymetrią miednicy był istotnie mniejszy od kąta alpha stopy lewej ($M = 7,2^\circ$; $SD = 5,98^\circ$) w porównaniu do badanych osób z symetrycznym ustawieniem miednicy ($M = 10^\circ$; $SD = 6,48^\circ$). Kąt alpha stopy prawej osób z asymetrią miednicy okazał się istotnie mniejszy ($M = 3,8^\circ$; $SD = 4,7^\circ$) w porównaniu do tego kąta stwierdzonego u badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy ($M = 7,1^\circ$;

SD = 7,89°). Kąt gamma stopy prawej osób z symetrycznym ustawieniem miednicy charakteryzował się istotnie mniejszą wartością (M = 15,2° ; SD = 2,38°) w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy (M = 16,4°; SD = 3,19°). U osób z symetrycznie ustawioną miednicą częściej stwierdzono koślawość stopy lewej (34%) w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy (26,5%). Przeprowadzone badania nie wykazały jednak istotnego związku między ustawieniem miednicy a ustawieniem stawu skokowego ($\chi^2_{(1)} = 0,67$; n.i.; $\chi^2_{(1)} = 0,004$; n.i.). Osoby z asymetrią miednicy prezentowały istotnie większy procentowy nacisk na przodostopie stopy lewej (M = 43,5%; SD = 8,37%) w stosunku do osób z symetrycznym ustawieniem miednicy (M = 39,8%; SD = 8,06%). Z kolei osoby z asymetrią miednicy wykazywały istotnie niższy procentowy nacisk na tyłostopie w stopie lewej (M = 56,5%; SD = 8,37%) w porównaniu do badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy (M = 60,2%; SD = 8,06%). U badanych z asymetrycznie ustawioną miednicą nacisk wywierany na przodostopie stopy prawej był istotnie większy (M = 46,5%; SD = 9,31%) w porównaniu do osób z symetrycznie ustawioną miednicą (M = 41,2%; SD = 8,61%). Osoby z symetrycznie ustawioną miednicą w istotnie wyższym stopniu wywierały nacisk na tyłostopie stopy prawej (M = 58,8%; SD = 8,61%) w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy (M = 53,5%; SD = 9,31%). Wykazano tendencję większego odsunięcia środka ciężkości ciała od położenia idealnego w grupie osób z negatywnym wynikiem testu Trendelenburga (M = 11,5%; SD = 6,44%) w stosunku do osób z pozytywnym wynikiem tego testu (M = 9,2%; SD = 6,44%). Wykazano dodatni, słaby związek ($r_{(49)} = 0,31$; $p < 0,05$) między głębokością lordozy lędźwiowej a odsunięciem środka ciężkości ciała od idealnego położenia tego środka w tej grupie badanych a także ujemną, słabą korelację ($r_{(102)} = - 0,30$; $p < 0,01$) między stopniem pochylenia miednicy a kątem Clarka stopy lewej. Stwierdzono również dodatni, słaby, potencjalny związek ($r_{(102)} = 0,18$; $p = 0,07$) między stopniem pochylenia miednicy a kątem gamma stopy prawej.

Wnioski: Istnieje zależność między ustawieniem miednicy a wybranymi parametrami ustawienia stopy (kąt alpha, kąt gamma). Nie wykazano natomiast istotnego statystycznie związku między ustawieniem miednicy a ustawieniem stawu skokowego. Jednakże ustawienie miednicy wpływa na nacisk wywierany przez stopę na podłoże. Asymetria miednicy oddziałuje również na ustawienie stopy oraz jej wysklepienie. Wydolność mięśni miedniczno-krętarzowych koreluje z położeniem środka ciężkości ciała na poziomie

tendencji statystycznej. Nie wykazano natomiast istotnego statystycznie związku między wydolnością mięśni miedniczno-krętarzowych a wysklepieniem łuków stopy.

Słowa kluczowe: tensegracja, kompleks lędźwiowo-miedniczno-biodrowy, parametry biomechaniczne stopy i stawu skokowego

Summary

Introduction: Recent years bring increased interest on the role of fascia in the functioning of human body. In addition, the phenomenon of tensegration became popular, helping to explain the relation between distant body regions and structures that do not have a direct nervous connection with each other. It is well known that many functions organism depend on the efficiency of the myofascial structures. The mechanics of the human body is not yet fully understood, but the observation of the locomotor system taking into account the phenomenon of tensegration may lead to the development of a holistic therapeutic strategy increasing the effectiveness of local treatment.

Material and methods: The study has covered 120 people (60 women and 60 men), aged 35-55 years, meeting specific inclusion criteria. The subjects were divided into two groups: the test group and the control group. The test group consisted of people with an asymmetric position of the pelvic girdle, diagnosed on the basis of appropriate functional tests, into the control group people with a symmetrically positioned pelvis were employed. The study consisted of 2 parts: a personal questionnaire and a physical examination. Personal questionnaire was the birth certificate respondent's particulars, and the physical examination included the author's test sheet. It was based on a number of physiotherapeutic tests aimed at assessing the parameters of the lumbar-pelvic-iliac complex as well as these of the foot and ankle joint. Statistical analysis was performed using the Statistica program. The significance level was assumed to be $\alpha = 0.05$ for two-sided tests. The research project was approved by the Bioethics Committee of the Jagiellonian University, contained in the opinion number 1072.6120.5.2019 of January 31, 2019.

Results: Alpha angle of the left foot: persons with pelvic asymmetry showed a significantly lower alpha angle of the left foot ($M = 7.2^\circ$; $SD = 5.98^\circ$) compared to those with a symmetrical positioning of the pelvis ($M = 10^\circ$; $SD = 6.48^\circ$). Right foot alpha angle: persons with pelvic asymmetry presented a significantly lower alpha angle of the right foot ($M = 3.8^\circ$; $SD = 4.7^\circ$) compared to those with a symmetrical positioning of the pelvis ($M = 7.1^\circ$; $SD = 7.89^\circ$); Right foot gamma angle: persons with a symmetrical position of the pelvis were characterized by a significantly smaller gamma angle of the right foot ($M = 15.2^\circ$; $SD = 2.38^\circ$) compared to those with pelvic asymmetry ($M = 16.4^\circ$; $SD = 3.19^\circ$). People with

a symmetrically positioned pelvis more often showed valgus of the left foot (34%) compared to those with pelvic asymmetry (26.5%). However, the performed test did not evidence a significant relationship between the position of the pelvis and the position of the ankle joint ($\chi^2(1) = 0.67$; n.i. ; $\chi^2(1) = 0.004$; n.i.). Pressure on the forefoot - left foot people with pelvic asymmetry demonstrated a significantly higher percentage of pressure on the left forefoot (M = 43.5%; SD = 8.37%) compared to people with a symmetrical position of the pelvis (M = 39.8%; SD = 8.06%).

Pressure on the hindfoot - left foot: persons with pelvic asymmetry showed a significantly lower percent of pressure on the rearfoot of the left foot (M = 56.5%; SD = 8.37%) compared to those with a symmetrical positioning of the pelvis (M = 60.2%; SD = 8.06%). Pressure on the forefoot - right foot: subjects with an asymmetrically positioned pelvis were characterized by significantly greater pressure exerted on the forefoot of the right foot (M = 46.5%; SD = 9.31%) compared to people with a symmetrically positioned pelvis (M = 41.2%; SD = 8, 61%); Pressure on the hindfoot - right foot: people with a symmetrically positioned pelvis exerted a significantly higher pressure on the hindfoot (M = 58.8%; SD = 8.61%) compared to those with pelvic asymmetry (M = 53.5%; SD = 9.31%). There was a tendency for of a greater shift of the center of gravity in the group of people with a negative Trendelenburg test result (M = 11.5%; SD = 6.44%) compared to those with a positive result (M = 9.2%; SD = 6.44 %). A positive, weak relationship ($r(49) = 0.31$; $p < 0.05$) was found between the depth of lumbar lordosis and the shift of the center of gravity from the ideal in this group of subjects; negative, weak correlation ($r(102) = -0.30$; $p < 0.01$) between the degree of pelvic inclination and the Clark's angle of the left foot and a positive, weak, potential relationship ($r(102) = 0.18$; $p = 0,07$) between the degree of pelvic inclination and the gamma angle of the right foot.

Conclusions: There was a correlation between the pelvic position and the selected foot positioning parameters (alpha angle, gamma angle). However, no statistically significant relationship was found between the position of the pelvis and the position of the ankle joint. The position of the pelvis varied influenced the pressure exerted by the foot on the ground. Pelvic asymmetry also affected the position of the foot and its arches. The efficiency of the pelvic-trochanteric muscles correlated with the position of the center of gravity at the level

of the statistical trend. However, no statistically significant correlation was found between the efficiency of the pelvic-trochanteric muscles and the arches of the foot.

Key words: tensegration, lumbar-pelvic-iliac complex, biomechanical parameters of the foot and ankle

Wykaz skrótów

Ryc.	Rycina
k.	Kość
m.	Mięsień
w.	Więzadło
BMI	wskaźnik masy ciała
ASIS	kolec biodrowy przedni górny
PSIS	kolec biodrowy tylny górny
C	odcinek szyjny kręgosłupa
Th	odcinek piersiowy kręgosłupa
L	odcinek lędźwiowy kręgosłupa
S	odcinek krzyżowy kręgosłupa
KD	kończyna dolna
M	Średnia
SD	odchylenie standardowe
N	liczba osób
χ^2	wynik testu chi kwadrat
p	poziom istotności
t	wynik testu t-Studenta
df	stopień swobody
r	współczynnik korelacji Pearsona

1. Wprowadzenie

Od kilku lat coraz większą uwagę cieszy się problematyka struktur powięziowych i ich rola w organizmie. Specjaliści wielu dyscyplin medycyny, a szczególnie fizjoterapeuci dostrzegają jej niebagatelną rolę w prawidłowym funkcjonowaniu organizmu. Równie popularne staje się zjawisko tensegracji, które z kolei pomaga wyjaśnić powiązania pomiędzy oddalonymi od siebie rejonami ciała oraz strukturami, które nie posiadają ze sobą bezpośredniego powiązania nerwowego. Okazuje się, iż wiele funkcji organizmu ludzkiego zależy właśnie od sprawności struktur mięśniowo-powięziowych. Wzdłuż nich przenoszone są bowiem siły napięcia oraz przeciążenia z jednej części ciała na drugą, nawet bardzo odległą jego strukturę. Koncepcja tensegracji pozwala zatem w nowy sposób rozpatrywać liczne problemy kliniczne, wskazując iż układ powięziowo-mięśniowo-szkieletowy należy oceniać holistycznie a nie skupiać się wyłącznie na leczeniu miejsca dysfunkcji lub występowania bólu. Mechanika ciała ludzkiego nie jest jeszcze ostatecznie wyjaśniona, niemniej obserwacja układu ruchu uwzględniająca aspekty tensegracji prowadzić może do opracowania holistycznej strategii terapeutycznej zwiększającej skuteczność leczenia miejscowego.

Dysertacja niniejsza podejmuje temat tensegracji kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego oraz stopy i stawu skokowego. Mimo, iż regiony te stanowią kluczowe ogniwa łańcucha kinematycznego organizmu ludzkiego w dostępnej literaturze nie znalazłam doniesień, które podejmowałyby tematykę współzależności regionalnej tych obszarów w kontekście występowania płaskostopia. Stanowi ono jedno z najczęściej występujących dysfunkcji stopy. Ponadto, poznanie związku między symetrią obręczy miednicznej a wysklepieniem stopy może pomóc w zaplanowaniu nowatorskich strategii rehabilitacyjnych, które nie będą się skupiać na lokalnym usprawnianiu określonych struktur, np. stopy, ale obejmować nawet odległe części ciała w tym obręcz miedniczną i kręgosłup.

2. Powięź

Powięź wg najnowszej definicji *“jest powłoką, arkuszem bądź dowolną liczbą dających się oddzielić skupisk tkanki łącznej, znajdujących się pod skórą i mających na celu umocowanie, osłonięcie i oddzielenie mięśni oraz innych narządów wewnętrznych”* [1]. Jest ona miękkotkankową częścią tkanki łącznej, wypełniającą całe ciało, tworząc nieprzerwaną, trójwymiarową macierz wsparcia strukturalnego (Ryc. 1-3). Przenika ona oraz otacza narządy wewnętrzne, mięśnie, kości oraz struktury nerwowe [2].

2.1. Rodzaje powięzi

Powięź powierzchowna: warstwa powierzchowna jest często opisywana jako włóknista część tkanki łącznej. Jest ona nazywana także warstwą otoczkową lub tłuszczową. Leży ona bezpośrednio pod warstwą tkanki tłuszczowej zlokalizowanej pod skórą. Powięź powierzchowna jest włóknista, ale przy tym bardzo elastyczna. Zawiera ona znaczącą ilość tkanki tłuszczowej i separuje skórę od mięśni, umożliwiając właściwy ślizg pomiędzy tymi strukturami. Jest ona zaangażowana w termoregulację, krążenie krwi oraz przepływ limfy. Powięź powierzchowna jest połączona z powięzią głęboką [2].

Powięź głęboka: jest gęstą, pozbawioną komórek tłuszczowych, dobrze zorganizowaną warstwą włóknistą pokrywającą całe ciało. Jej rozwarstwiająca się warstwa wewnętrzna, tworzy oddzielne kieszonki, wokół każdego z mięśni nazywane namięsną, oraz okrywające całe grupy mięśni szerokie, płaskie pasma nazywane rozciągami. Dzięki temu wszystkie mięśnie są od siebie rozdzielone, a jednocześnie zachowują wzajemne połączenie [3]. Namięсна obejmuje pojedyncze mięśnie lub ich głowy oraz przedłuża się w pochewki ścięgna oraz ościęgna. Jest ona zbudowana z tych samych włókien co powięź głęboka, jednak jest znacznie od niej cieńsza. Jest to spowodowane koniecznością dostosowania się kształtu namięskiej do zmian zachodzących w okolicy omięsnej tudzież śródmięsnej w odpowiedzi na zachowanie włókienek mięśniowych. Stanowi ona bowiem ciągłość z omięsną, która odizolowuje pęczki włókien mięśniowych od siebie, oraz pozostaje w ciągłości ze śródmięsną, która izoluje od siebie włókienka mięśniowe [4]. Omięsna tworzy ciągłość ze

ścięgnami. Powięź głęboka jest szczególnie ważna, gdyż to właśnie w niej ma miejsce przeniesienie siły mięśniowo-powięziowej. Następuje ono w mięśniach sąsiadujących, nawet będących antagonistami. Szacuje się, iż blisko 30% całkowitego napięcia powięziowego jest przekazywane w ten sposób [2]. Zależność ta, sprzyja wzajemnym reakcjom mięśniowo-powięziowym, umożliwia lepszą regulację napięcia i rozciągnięcia, a także wyjaśnia dlaczego skurcze mięśni odczuwane są nawet w odległych obszarach ciała [3].

Powieź oponowa: otacza struktury układu nerwowego [2].

Powieź trzewna: otacza narządy wewnętrzne klatki piersiowej oraz jamy brzusznej. Służy umocowaniu narządów w ich jamach oraz zapewnia narządom możliwość fizjologicznego ruchu [2].

2.2. Budowa powięzi

Podstawowymi elementami składowymi powięzi są komórki (głównie fibroblasty) oraz macierz pozakomórkowa, która składa się z włókien oraz wodnistej istoty podstawowej [2].

2.2.1. Fibroblasty

Fibroblasty są to najliczniejsze komórki występujące w powięzi. Wytwarzają one oraz utrzymują macierz pozakomórkową, produkują węglowodany złożone wchodzące w skład istoty podstawowej, oraz syntetyzują i przebudowują kolagen w zależności od napięcia pomiędzy komórką a macierzą pozakomórkową. W sytuacji gdy napięcie poza granicami komórki jest niskie, produkcja kolagenu jest niewielka, jednakże pod wpływem zwiększonego napięcia tkanek fibroblasty intensyfikują produkcję kolagenu [2]. Są one komórkami kierunkowrażliwymi, co oznacza, iż organizują się w zależności od kierunku pociągania występującej poniżej macierzy pozakomórkowej. Na podstawie otrzymywanych impulsów mechanicznych (tj. nacisk, wibracje) stymulują one syntezę kolagenu w miejscach

przeciążonych oraz wydzielają kolagenazę (enzym rozkładający włókna kolagenowe), tam gdzie kolagenu jest zbyt dużo [5].

2.2.2. Macierz pozakomórkowa

Macierz pozakomórkowa: jest to „ogół substancji pozakomórkowej w obrębie tkanki łącznej” [2]. Stanowi makromolekularną sieć, która otacza komórki w poszczególnych tkankach. Jej złożony skład obejmuje glikoproteiny, które zanurzone są w uwodnionym polisacharydowym żelu. Główny składnik macierzy stanowią białka kolagenowe, które dzielą się na dwie klasy: włóknikowe oraz niewłóknikowe. Do pierwszej grupy zaliczyć możemy kolagen typu I, zaś do drugiej m.in. kolageny błon podstawnych, kolageny mikrofibrylarne oraz multipleksyny. W grupie białek niekolagenowych z kolei wyróżnić można m.in. elastynę, fibronektynę, laminę, fibrylinę oraz glikoproteiny, które są zasocjowane z mikrofibrylami [6].

Włóknista część macierzy międzykomórkowej tworzy swoiste rusztowanie, na którym opiera się całe ciało i które zapewnia mechaniczne połączenia między poszczególnymi komórkami (Ryc. 1-3). Ta część macierzy jest w większości zbudowana z kolagenu, który występuje w organizmie w około 30 rodzajach. Jego włókna tworzą potrójnie splecioną helisę, która nadaje powięzi niewiarygodną wytrzymałość na rozciąganie, gdyż pozwala ona na plastyczną oraz elastyczną deformację. Ponadto kolagen działa zgodnie z prawem Wolffa, które zakłada, iż kość przystosowuje się do regularnych obciążeń i wraz z upływem czasu staje się coraz silniejsza [2].

Poza kolagenem, we włóknistej części macierzy pozakomórkowej występuje elastyna, która dzięki dużej zdolności do rozciągania nadaje tkance łącznej dodatkową sprężystość [2]. Kolejnym białkiem włóknistym macierzy jest retikulina, która występuje od okresu zarodkowego i stopniowo ulega przekształceniu się w dojrzały kolagen [7].

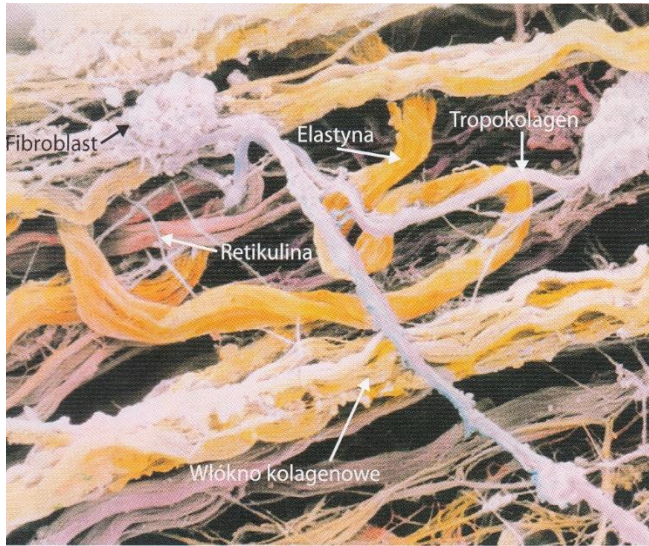
Płynnym komponentem macierzy pozakomórkowej jest bezkształtna, przezroczysta i galaretowata istota podstawowa. Stanowi ona ciekłe, lepkie środowisko, w którym zachodzi w obrębie całego organizmu wymiana składników pomiędzy komórkami a ich otoczeniem

oraz wymiana składników między krwią, limfą oraz komórkami. Wypełnia ona przestrzenie między komórkami oraz otacza włókna powięziowe gwarantując im odpowiedni poślizg [2].

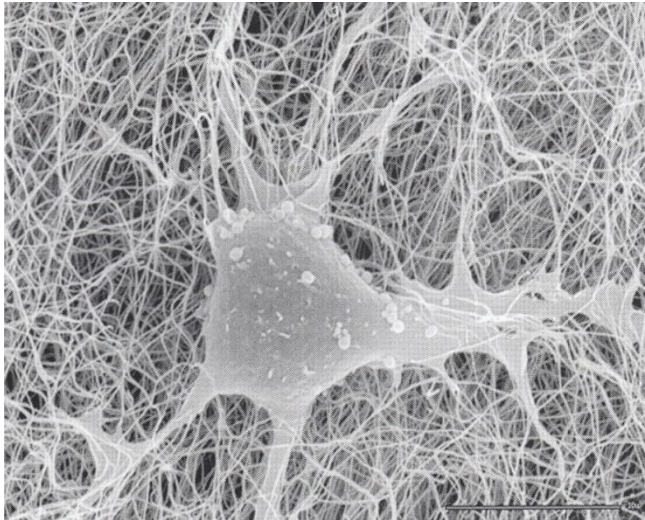
Hydrofilne proteoglikany to białka, które służą przyciąganiu wody oraz stanowią warstwę ochronną dla kolagenowej struktury macierzy pozakomórkowej. Są one złożone z kombinacji mniejszych molekuł w postaci glikozaminoglikanów. Ich główną rolą jest magazynowanie wody, dzięki czemu macierz pozakomórkowa jest odporna na działanie sił kompresyjnych. Szczególnie ważnym glikozaminoglikanem jest kwas hialuronowy, którego najważniejszą cechą jest lubrykowanie kolagenu oraz elastyny [2].

Receptory komórkowe: Istota podstawowa wnika do środka komórek dzięki półprzepuszczalnej błonie komórkowej, która zawiera wysoko wyspecjalizowane receptory zlokalizowane na jej powierzchni. Są to glikoproteiny, których zadaniem jest rozpoznawanie substancji znajdujących się wokół komórki. Szczególnie istotne dla budowy powięzi są białka adhezyjne integryny. Istotą ich działania jest reagowanie na bodźce mechaniczne (rozciąganie oraz wibrację). Stymulacja integryn powoduje uruchomienie procesu przenoszenia sygnałów mechanicznych ze środowiska do komórki i zmiany elektrochemiczne na poziomie komórkowym [2].

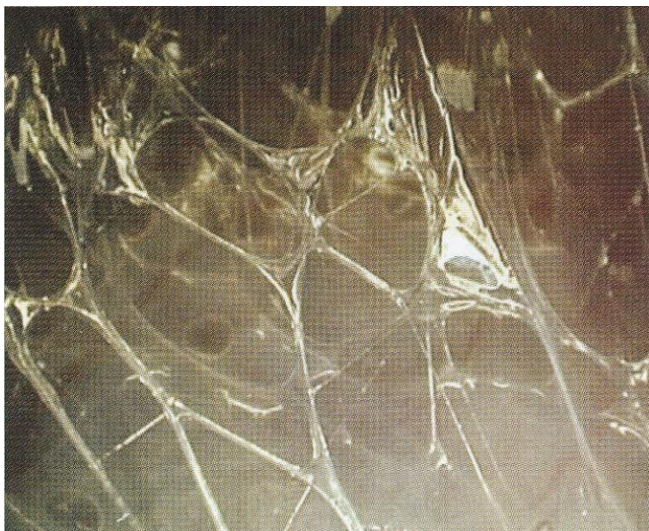
Początkowo macierz pozakomórkowa była postrzegana, jako statyczne rusztowanie, które utrzymuje właściwą strukturę tkanki oraz miejsce, w którym zakotwiczone są dojrzewające komórki. Obecne badania wskazują, iż jest to struktura bardzo dynamiczna, bowiem jej składniki są niezwykle elastyczne i ulegają ciągłemu przemieszczaniu oraz odkształceniom. Oddziałują one wzajemnie ze sobą, z jednej strony utrzymując zwartą, mocną oraz elastyczną strukturę tkanki, z drugiej zaś kontrolują funkcjonowanie komórek poprzez regulowanie oddziaływań komórka - macierz, modulowanie sygnałów zewnątrzkomórkowych oraz magazynowanie różnych substancji (np. cytokin, czynników wzrostu) [8]. Ponadto macierz pozakomórkowa stanowi swoistą sieć komunikacyjną wewnątrz organizmu, transmitując za pomocą sieci powięziowej sygnały mechaniczne w postaci naprężenia lub wibracji w obrębie całego ciała [9].



*Ryc. 1. Powięź w fotomikrografii
Źródło: [16].*



*Ryc. 2. Syncytium (zespolina)
utworzona przez tkankę łączną
Źródło: [16].*



Ryc. 3. Układ fraktalny powięzi
Źródło: [16].

2.3. Właściwości powięzi

Z fizyczno-chemicznego punktu widzenia powięź jest koloidem, a więc substancją, w której cząsteczki materiału stałego zawieszono są w cieczy. Jest ona zarówno włóknem jak i cieczą i wykazuje właściwości substancji stałej i ciekłej jednocześnie. Powięź jako koloid wykazuje lepkoelastyczność. Polega ona na tym, iż w momencie poddawania powięzi naciskowi staje się ona zarówno lepka jak i elastyczna. Elastyczność gwarantuje powrót substancji stałej do jej oryginalnego kształtu po zadziałaniu na nią siły zewnętrznej. Lepkość z kolei jest miarą oporu przepływającej cieczy. Materiały o wysokiej lepkości rzadko powracają do swojego pierwotnego kształtu [2]. Przeprowadzone badania wykazały, iż podgrzewanie powięzi zmniejsza jej lepkość, dzięki czemu jest ona bardziej płynna i bardziej przesuwalna [10]. Kolejną właściwością powięzi jest zdolność do pełzania. Jest to zdolność powięzi do powolnej deformacji pod wpływem obciążenia. Jeżeli obciążenie nie przekracza bariery fizjologicznej wytrzymałości, powięź stopniowo przystosowuje się do niego, natomiast gdy obciążenie zostanie usunięte, powięź powoli powraca do swojego właściwego kształtu. Jednak kiedy obciążenie będzie zbyt duże lub będzie ono występować zbyt często lub zbyt długo powięź może ulec uszkodzeniu [2].

2.4. Funkcje powięzi

Rolę powięzi można zamknąć a angielskim akronimie “4P”: **packaging, protection, posture, passageway** [11, 12].

1. Packaging (opakowanie)

Główną funkcją powięzi jest otaczanie poszczególnych komórek naszego ciała, tkanek oraz narządów dla zapewnienia im odpowiedniego kształtu oraz właściwego ułożenia względem sąsiadujących struktur. Wielowarstwowość sieci powięziowej pozwala tkankom na pełną swobodę ruchu, zaś dzięki izolacji każdego z mięśni mogą one pracować niezależnie. Powieź wypełnia oraz scala cały organizm, tworząc siatkę tensegracyjnych włókien [11, 12].

2. Protection (ochrona)

Powieź stanowi swoisty mechanizm podpierający dla poszczególnych narządów, zapewniając właściwe ich funkcjonowanie [11, 12].

3. Passageway (droga przewodząca)

W powięziach umiejscowione są drogi dla naczyń krwionośnych i limfatycznych oraz nerwów. Z powięzi wychodzą bowiem szlaki związane z tworzeniem substancji odżywczych oraz wydalaniem [11]. W ten sposób powieź odgrywa istotną rolę we wszystkich procesach przemiany materii. Z uwagi na fakt, iż struktury łącznotkankowe nadają kształt narządom oraz tworzą pęcherzyki zawierające hormony i enzymy, napięcia powięziowe mogą mieć wpływ zarówno na funkcjonowanie narządów jak i przemianę materii. Homeostaza organizmu zależy również od stanu tkanki łącznej [12].

4. Posture (postawa)

Powieź bierze także udział w utrzymywaniu postawy ciała, poprzez przekazywanie napięć między poszczególnymi mięśniami [11]. Proprioceptory są zlokalizowane w strukturach mięśniowo-powieziowych, wrzeciona mięśniowe znajdują się w mięśniach, a receptory buławkowate Golgiego w ścięgnach. Ponadto ciała Paciniego występujące

w więzadłach i torebkach stawowych odpowiadają za posturalny tonus i są niezbędne do odpowiedniej kontroli ruchu. W powięziach są zlokalizowane liczne wolne zakończenia nerwowe oraz receptory bólowe [12]. Istnieją przypuszczenia, iż układ powięziowy ma zdolność do zapamiętania wzorców ruchowych oraz urazów części powięziowej [13, 14].

3. Łańcuchy mięśniowo-powięziowe

Przeprowadzone w ostatnich latach badania na temat mięśni oraz powięzi dowodzą, iż w zamyśle kinezyjologicznym nie należy ich postrzegać *stricte* wedle porządku anatomicznego. Coraz większego znaczenia nabiera analizowanie nie tylko pojedynczych aktonów, ale raczej całych grup mięśniowych, które współpracują ze sobą poprzez ciągłość mięśniowo-powięziową. Wbrew atlasom anatomicznym, w których poszczególne elementy ciała są rozdzielone, należy pamiętać, iż stanowią one anatomiczną całość. *„Więzadła i ścięgna nie przyczepiają się do kości tylko są kontynuacją okostnej, która następnie przechodzi w ścięgno lub więzadło. Mięśnie stanowią wypełnienie opakowania zewnętrznego i w odpowiedzi na stymulację nerwową zmieniają swoją długość. Otoczone one są powięzią tworzącą poszczególne przegrody mięśniowe. Komórki mięśniowe są włożone w szuflady powięzi, z którą są połączone, dlatego nie powinniśmy analizować mięśni jako izolowanych jednostek ruchowych ale raczej patrzeć na układ mięśniowo-powięziowy jako całość- nierozzerwalną sieć”* [15].

Pojęcie taśm (łańcuchów) mięśniowo-powięziowych stanowi opisowe pojęcie całego systemu, wskazując jednocześnie na powiązaną i nierozdzieloną naturę tkanki mięśniowej oraz towarzyszącej jej powięzi zbudowanej z tkanki łącznej a także zaspakajając współczesną potrzebę globalnego postrzegania struktury i funkcji ciała ludzkiego [16].

Istnieje wiele różnorodnych modeli łańcuchów mięśniowo-powięziowych. Niektóre z nich mają pewne cechy wspólne, inne są bardzo specyficzne. Występujące w nich różnice wynikają z odmiennych założeń teoretycznych oraz innego terapeutycznego punktu widzenia. Niezależnie od przyjętego modelu zauważyć można prawidłowość, iż mięśnie tworzą łańcuchy, które układając się jedno na drugich formują pętle, a te z kolei harmonijnie przechodzą z jednej płaszczyzny w kolejną [12].

Łańcuchy mięśniowo-powięziowe stanowią funkcjonalny układ, w którym żadne z połączeń nie jest przypadkowe ani hierarchiczne. Szczególną rolę w każdym łańcuchu ogrywa kręgosłup, który służy jako miejsce przyczepu wszystkich połączeń powięziowych. Przypomina on maszt statku, do którego przymocowane są liny. Liny stabilizują maszt, który z kolei utrzymuje żagle. Jeśli liny są dobrze napięte, a maszt prawidłowo osadzony, żagle będą dobrze funkcjonować. Ludzki tułów składa się z kilku warstw powięzi, które są

połączone z kręgosłupem i wzajemnie się równoważą. Wyróżnia się 3 brzuszne i 3 grzbietowe warstwy mięśniowo-powięziowe:

- warstwa zewnętrzna: po stronie grzbietowej utworzona jest przez mięsień najszerszy grzbietu oraz mięsień czworoboczny, zaś po stronie brzusznej mięśnie piersiowe oraz mięsień zębaty przedni;
- warstwa środkowa: utworzona jest po stronie grzbietowej przez mięśnie przykręgosłupowe oraz obydwie mięśnie zębate tylne, a po stronie brzusznej tworzą ją mięsień długi szyi, mięśnie międzyżebrowe, mięśnie brzucha oraz mięśnie lędźwiowe;
- warstwa wewnętrzna: po stronie grzbietowej składa się z więzadła karkowego oraz aparatu więzadłowego łuków kręgów, zaś po stronie brzusznej z błony surowiczej narządów i ścięgna centralnego [12].

Brzuszne i grzbietowe warstwy mięśniowo-powięziowe równoważą kręgosłup poprzez odpowiednią modyfikację napięcia mięśniowego. W sytuacji gdy z jednej strony występuje hipertonia - druga strona ulega rozluźnieniu. Odbywa się to dzięki współpracy mięśni agonistycznych z antagonistycznymi. Struktury mięśniowo-powięziowe jednej strony muszą dopasować się do napięć występujących po drugiej stronie. Utrzymanie stabilności ułatwiają również krzywizny kręgosłupa. Kręgi na skutek obciążenia spowodują określone ustawienie kręgosłupa, które umożliwi naturalnym krzywiznom przeciwdziałanie sile nacisku. Co więcej, poszczególne odcinki kręgosłupa poruszają się wokół kręgów, które wg Littlejohna stanowią punkty obrotowe. Najczęściej są to C2, C5, Th4, Th9, L3, L5/S1. Właściwie funkcjonujący układ mięśniowo-powięziowy wymaga stabilnego podparcia, które zapewniają mu m.in. liczne mięśnie. Dzięki temu powstają łańcuchy mięśniowo-powięziowe [12].

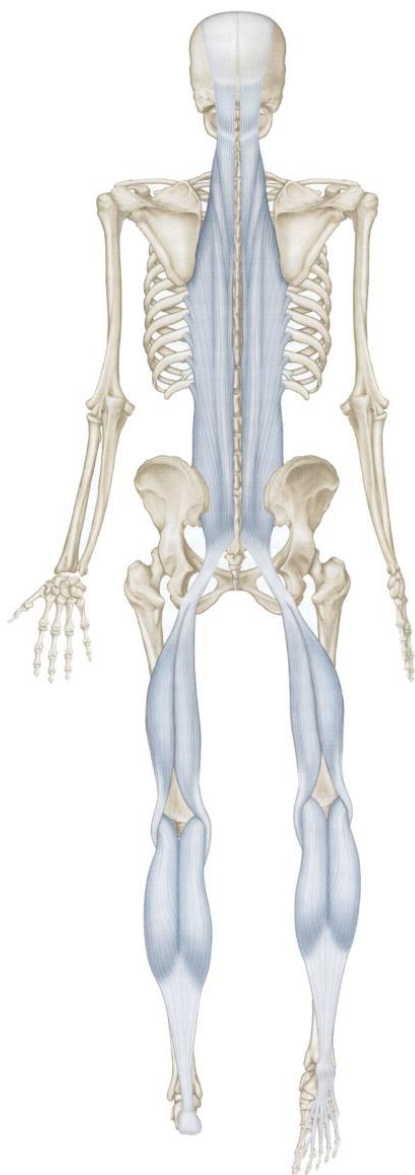
Układ mięśni w kształcie lemniskaty, również warunkuje utrzymanie stabilności oraz umożliwia harmonijne wykonywanie ruchów we wszystkich płaszczyznach. W języku niemieckim lemniskata „jest układem przypominającym kształtem leżącą ósemkę”. W ten sposób powstają łańcuchy w kształcie pętli, w których większość mięśni przebiega diagonalnie lub ma wachlarzowaty układ zarówno w płaszczyźnie strzałkowej, jak

i czołowej. Wspomniane punkty obrotowe Littlejohna oraz stawy kończyn zlokalizowane są mniej więcej na punktach skrzyżowania lemniskaty bądź w środku danej pętli. Takie ułożenie mięśni umożliwia płynne wykonywanie ruchów we wszystkich płaszczyznach jednocześnie w sposób ekonomiczny pod względem wydatku energetycznego. Dzięki temu możliwe staje się przekształcenie energii potencjalnej w kinetyczną oraz wykorzystanie elastyczności aparatu ruchu. Układ mięśni w postaci lemniskat zapewnia ciągłość łańcuchów mięśniowo-powięziowych między poszczególnymi odcinkami kręgosłupa, a także łączy lewą i prawą stronę. Zasada ta obowiązuje również w przypadku kończyn [12].

Model taśm anatomicznych przedstawiony za pomocą map mięśniowo-powięziowych ilustruje holistyczną anatomię funkcjonalną, opartą na mięśniowo-powięziowych wzorach przenoszenia sił oraz zasad tensegracji, a także wzorców kompensacyjnych. Są one zorganizowane wokół linii [2]. Do dnia dzisiejszego powstały liczne prace opisujące powiązania mięśniowo – powięziowe, ale autorzy jednak w różny sposób ustosunkowują się do przebiegu tych powiązań [15].

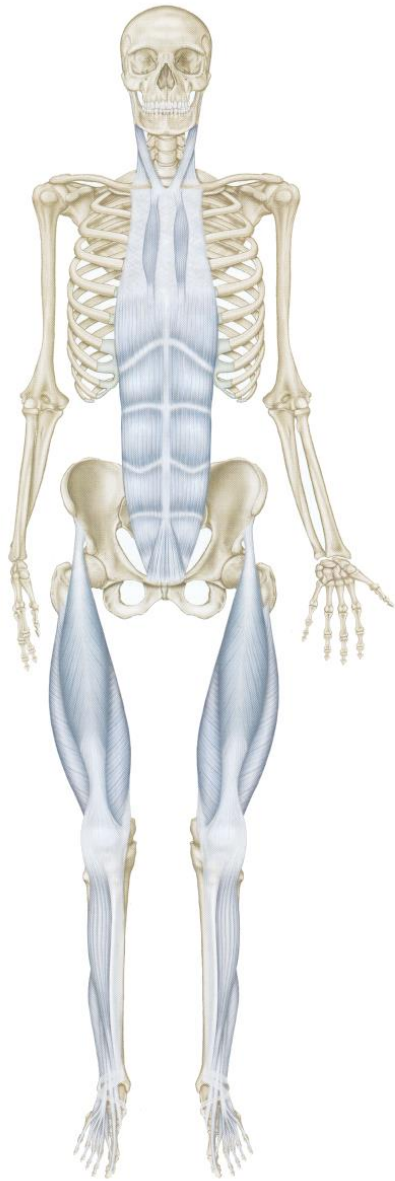
3.1. Modele łańcuchów powięziowych

W literaturze możemy odnaleźć rozmaite łańcuchy mięśniowo-powięziowe i odmienne ich przebiegi [12, 15, 17, 18]. Obecnie najbardziej powszechny jest model stworzony przez T. Myersa, który obejmuje 13 map mięśniowo-powięziowych całego ciała, odpowiadających zarówno wzorcom mięśniowo-powięziowej transmisji sił jak i zasadom tensegracji. Wg Myersa łańcuch mięśniowo-powięziowy jest warunkowany przez 4 kryteria. Po pierwsze przebieg taśmy mięśniowo-powięziowej powinien być ciągły i biec w jednym kierunku. Przenoszenie sił powinno odbywać się wzdłuż linii prostej lub subtelnie od niej odbiegać. Po drugie, każda taśma mięśniowo-powięziowa składa się, jak sama nazwa wskazuje, z mięśni i powięzi, a także kości i stawów zlokalizowanych w jej obrębie. Kolejnym istotnym punktem jest miejsce przyczepu mięśni. Biorąc pod uwagę fakt, iż jedno miejsce przyczepu może służyć wielu mięśniom należy uwzględnić możliwość przenoszenia informacji przez powięź w różnych kierunkach. Co więcej Myers wprowadza pojęcie mięśni „ekspresowych”, które wpływają na pracę wielu stawów oraz mięśni „lokalnych”, które są jednostawowe [16]. Na wyodrębnione przez Myers’a taśmy składają się:



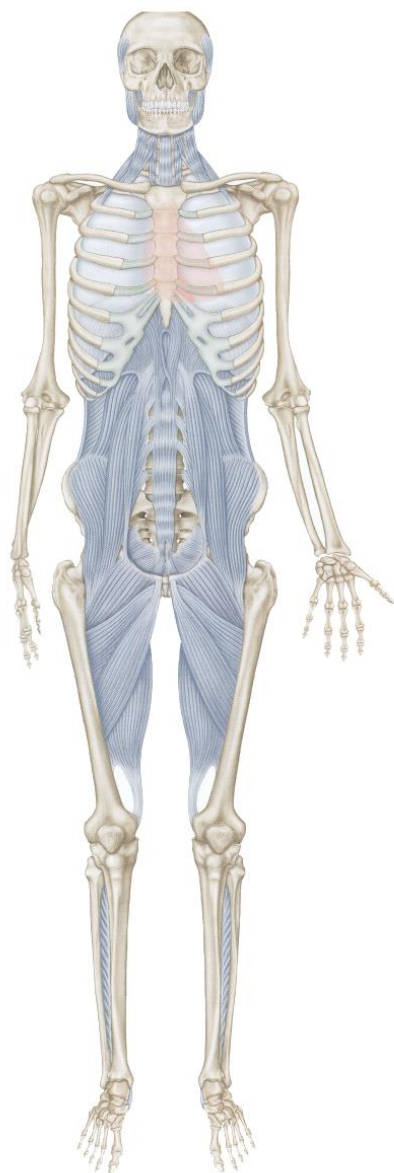
Taśma powierzchowna tylna, która łączy i ochrania całą tylną powierzchnię ciała, rozciągając się od podeszwowej części stopy, aż do szczytu głowy (Ryc. 4). Obejmuje ona powięź podeszwową oraz krótkie zginacze palców, ścięgno Achillesa, mięsień brzuchaty łydki, grupę mięśni kulszowo-goleniowych, powięź krzyżowo-lędźwiową, mięsień prostownik grzbietu, czepiec ścięgnisty oraz rozciągno naczeczne. Funkcja posturalna tej taśmy polega na utrzymaniu ciała w pozycji pełnego wyprostu, zapobiegając w ten sposób przyjmowania pozycji zgięciowej. Warunkuje ona zatem ruchy w płaszczyźnie strzałkowej wyprostu oraz przeprostu. Jedynym wyjątkiem od funkcji prostującej tej taśmy jest jej czynność w obrębie stawów kolanowych polegająca na ich zginaniu [16].

*Ryc. 4. Taśma powierzchowna tylna
Źródło: [16].*



Taśma powierzchowna przednia spaja z kolei całą przednią powierzchnię ciała od grzbietowej części stóp do bocznych części czaszki (Ryc. 5). Składa się ona z krótkich i długich prostowników palców, mięśnia piszczelowego przedniego, mięśni przedniego przedziału podudzia, mięśnia czworogłowego uda, mięśnia prostego brzucha, powięzi mostkowej, mięśnia mostkowo-obojęzyczkowo-sutkowego oraz powięzi czaszki. Jej funkcja posturalna polega na równoważeniu napięcia taśmy powierzchownej tylnej oraz zapewnieniu elastycznego wsparcia dla tych części ciała, które są zlokalizowane do przodu względem linii środka ciężkości. Warunkuje ona zatem ochronę narządów wewnętrznych jamy brzusznej. Jej struktury pozwalają na wykonywanie kompleksowych czynności ruchowych na poziomie odcinka szyjnego, ruchu zgięcia tułowia oraz stawów kończyn dolnych z wyjątkiem stawów kolanowych, w których umożliwiają wyprost [16].

Ryc. 5. Taśma powierzchowna przednia
Źródło: [16].



Ryc. 6. Taśma głęboka przednia
Źródło: [16].

Taśma głęboka przednia stanowi mięśniowo-powięziowy rdzeń ciała (Ryc. 6). Rozpoczyna się ona głęboko w podeszwowej części stopy, następnie przechodzi za kośćmi podudzia i za stawem kolanowym do wewnętrznej części ud. Kolejno biegnie w okolicy stawu biodrowego i dna miednicy, a następnie odcinka lędźwiowego, klatki piersiowej, wokół i przez narządy wewnętrzne, docierając do wewnętrznych części mózgowiaszki oraz trzewioczaszki. Jest ona utworzona przez mięśnie nadgnykowe i podgnykowe, powięź wewnątrzpiersiową, mięsień poprzeczny klatki piersiowej, przeponę, powięź przedkręgową, mięśnie pochyłe, osierdzie, śródpiersie, opłucną ścienną, mięsień długi szyi i długi głowy, mięsień lędźwiowy, biodrowy, grzebieniowy, mięsień przywodziciel długi i krótki, przednią powięź krzyżową, dźwigacz odbytu, mięsień przywodziciel wielki i mały, powięź mięśnia podkolanowego, torebkę stawową stawu kolanowego, mięsień piszczelowy tylny oraz długie zginacze palców. Taśma ta spełnia ważną rolę w podparciu ciała: unosi łuk podłużny przyśrodkowy, stabilizuje kończyny dolne, odciąża odcinek lędźwiowy kręgosłupa nadając kształt okolicy biodrowo-miedniczo-lędźwiowej. Dodatkowo stabilizuje klatkę piersiową umożliwiając jej ruchy oddechowe. Taśma ta warunkuje stabilizację oraz wykonywanie niewielkich zmian postawy

centralnych struktur ciała, dzięki czemu możliwa jest efektywniejsza praca bardziej powierzchniowych struktur i taśm [16].



Ryc. 7. Taśma boczna
Źródło: [16].

Taśma boczna obejmuje obie części ciała, rozpoczynając się na przyśrodkowej i bocznej stronie śródstopia (Ryc. 7). Kolejno przebiega przez boczną część podudzia i uda, przechodzi przez tułów pod obręczą barkową na wzór sznurówki, dochodząc do czaszki w okolicy ucha. Składa się ona z mięśni strzałkowych, odwodzicieli stawu biodrowego, pasma biodrowo-piszczelowego, mięśnia naprężacza powięzi szerokiej, pośladkowego wielkiego, mięśni skośnych brzucha, międzyżebrowych zewnętrznych i wewnętrznych, mięśnia płatowatego głowy oraz mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowatego. Jej funkcja strukturalna polega przede wszystkim na utrzymaniu równowagi przód-tył, a przy pracy obustronnej na zapewnieniu także równowagi lewo-prawo. Taśma ta uczestniczy również w przekazywaniu sił między innymi taśmami powierzchniowymi, wszystkimi taśmami kończyn górnych oraz taśmą spiralną. Co więcej, taśma ta w skoordynowany sposób stabilizuje tułów i kończyny dolne w czasie wykonywania czynności ruchowych. Umożliwia ona ruchy boczne ciała – skłony boczne tułowia, odwiedzenia stawu biodrowego oraz ewersję stopy [16].



Ryc. 8. Taśma spiralna
Źródło: [16].

Taśma spiralna oplata całe ciało na wzór podwójnej helisy, integrując poprzez górną część kręgosłupa każdą stronę czaszki z przeciwną obręczą barkową (Ryc. 8). Krzyżuje się kolejno wokół żeber na wysokości pępka i przechodzi na stawy biodrowe, a następnie wzdłuż przednio-bocznej części uda i podudzia kieruje się w stronę łuku podłużnego przyśrodkowego stopy. Przechodząc przez podeszwową część stopy biegnie następnie tylnio-boczną częścią kończyny dolnej w kierunku kości kulszowej i dalej przez struktury prostownika grzbietu dochodzi do czaszki. Obejmuje zatem mięsień płatowaty głowy i szyi, mięśnie równoległoboczne, mięsień zębaty przedni, mięśnie skośne brzucha zewnętrzne, kresę białą, mięśnie skośne brzucha wewnętrzne, naprężacz powięzi szerokiej, pasmo biodrowo-piszczelowe, mięsień piszczelowy przedni, mięsień strzałowy długi, mięsień dwugłowy uda, powięź krzyżowo-lędźwiową oraz prostownik grzbietu. Jej funkcja posturalna polega przede wszystkim na zespoleniu ciała podwójną helisą, co warunkuje utrzymanie właściwej równowagi we wszystkich płaszczyznach. Ten trakt mięśniowy łączy łuki stopy z kątem miednicy a także pozwala skutecznie kontrolować ruchy stawu kolanowego podczas chodu. Uczestniczy przede wszystkim w wykonywaniu ruchów spiralnych i rotacyjnych ciała, a poprzez

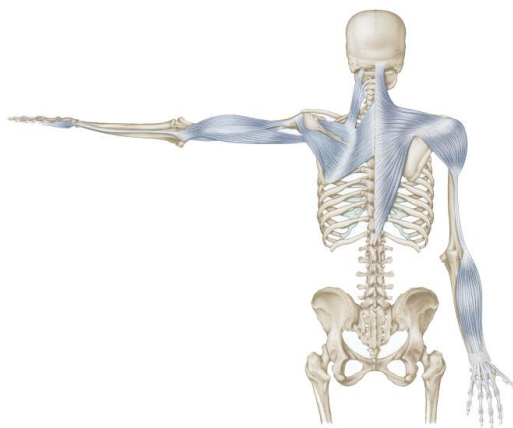
generowanie odpowiedniego napięcia zabezpiecza tułów oraz kończynę dolną przed upadkiem związanym z działaniem siły skrętnej [16].

Taśmy kończyny górnej biorą udział w niezliczonych czynnościach manualnych:

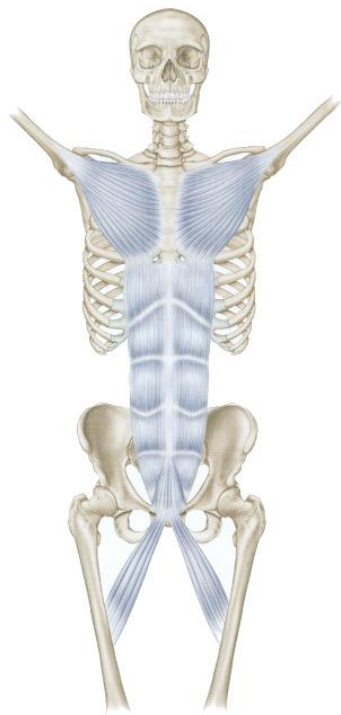
- przednia głęboka jest utworzona przez mięsień piersiowy mniejszy, mięsień dwugłowy ramienia, powięź piersiowo-obojęzkową, mięśnie kłębku oraz więzadło poboczne promieniowe;
- przednia powierzchowna jest to taśma w skład której wchodzi: mięsień piersiowy większy, mięsień najszerszy grzbietu, grupa mięśni zginaczy (Ryc. 9).
- tylna głęboka: taśma obejmuje mięśnie równoboczne, dźwigacz łopatki, mięśnie pierścienia rotatorów, mięsień trójgłowy ramienia, więzadło poboczne łokciowe oraz mięśnie kłębika;
- tylna powierzchowna taśma jest zbudowana z mięśnia czworobocznego, mięśnia naramiennego, przegrody bocznej międzymięśniowej oraz grupy mięśni prostowników (Ryc. 10) [16].



Ryc. 9. Taśma przednia głęboka i powierzchowna
Źródło: [16].



Ryc. 10. Taśma tylna głęboka i powierzchowna
Źródło: [16].



Ryc. 11. Taśma funkcjonalna przednia
Źródło: [16].



Ryc. 12. Taśma funkcjonalna tylna
Źródło: [16].

Taśmy funkcjonalne stanowią przedłużenie taśm kończyn górnych, przechodząc przez powierzchnię tułowia na kontrlateralną stronę miednicy i kończynę dolną. Są nazywane funkcjonalnymi, gdyż w przeciwieństwie do innych taśm, są rzadko angażowane do utrzymania pozycji stojącej, a zaczynają pracować przede wszystkim podczas czynności sportowych oraz innych aktywności, podczas których jedna ze stron ciała jest stabilizowana, równoważona lub wzmacniana pracą drugiej strony. Wyróżnia się 2 taśmy funkcjonalne:

- przednią składającą się z mięśnia przywodziciela długiego, pochewki bocznej mięśnia prostego brzucha oraz mięśnia piersiowego większego (Ryc. 11);
- tylną obejmującą ścięgno właściwe rzepki, mięsień obszerny boczny, mięsień pośladkowy wielki, powięź krzyżową oraz piersiowo-lędźwiową a także mięsień najszerszy grzbietu (Ryc. 12).

Taśmy te spełniają przede wszystkim funkcję stabilizującą postawę ciała we wszystkich pozycjach oraz umożliwiają zwiększenie siły i precyzji ruchów kończyn, za pomocą wydłużenia ramienia działającej siły poprzez połączenie pracującej kończyny w poprzek ciała z przeciwną kończyną drugiej obręczy [16].

4. Tensegracja

4.1. Pojęcie tensegracji

Prekursorem tensegracji w naukach biologicznych jest Donald E. Ingber. Prowadzone przez niego badania nad budową komórki pozwoliły dostrzec, iż działanie żywego organizmu ma dużo wspólnego z architekturą, gdzie tensegracja jest szeroko rozpowszechniona [19].

Pojęcie tensegracji po raz pierwszy pojawiło się w piśmiennictwie w latach 60 ubiegłego wieku. Wprowadził je amerykański architekt i teoretyk systemów Buckminster Fuller łącząc dwa angielskie słowa: tension (naprężenie) oraz integrity (spójność), co wskazuje, iż należy rozpatrywać ją jako spójność poprzez naprężenie, a mówiąc jeszcze prościej, jako integrację strukturalną [16].

Z architektonicznego punktu widzenia struktury tensegracyjne są zbiorem stabilnych rozpórek oraz współpołączonych naprężonych kabli, które pod wpływem siły zewnętrznej zmieniają swoje ułożenie, a następnie wracają do swojego pierwotnego położenia, w momencie kiedy owe siły przestają działać. *„Organizacja połączonych elementów, które tworzą strukturę ma możliwość rozprzestrzeniania i pochłaniania sił kompresji poprzez rozproszenie ich na ciągłość całej sieci”* [20]. Tensegracja obejmuje zatem struktury, których stabilizacja uzyskiwana jest poprzez wstępne naprężenie. Twórca tego pojęcia twierdził, iż *„tensegracja opisuje zasady związków strukturalnych, których kształt strukturalny jest gwarantowany przez skończenie zamknięte, całkowicie ciągle napięciowe zachowania systemu, a nie przez nieciągłe i wyłącznie lokalne wzorce kompresyjne poszczególnych elementów”* [21].

Ciało utrzymuje równowagę zarówno morfologiczną, jak i mechaniczną dzięki występowaniu zjawiska kompresji i napięcia. Model tensegracyjny zakłada, iż siły nie są lokalizowane ale przenoszone najkrótszą drogą. Wymusza to takie ustawienie elastycznych elementów struktur tensegracyjnych, aby maksymalnie przeciwdziałały one obciążeniom, dzięki czemu układ jest wytrzymały, pomimo małej ilości materiału. W modelu tensegracyjnym wyróżnia się dwa rodzaje elementów: kompresyjne oraz napięciowe. Elementy kompresyjne są zatopione w układach stałych napięć. Są one źródłem sił, których

wektor skierowany jest na zewnątrz. Elementy napięciowe z kolei mają wektor skierowany do środka. Siły te wzajemnie się równoważą, dzięki czemu cała konstrukcja pozostaje stabilna. Co więcej, takie rozłożenie sił przeciwdziała uszkodzeniom fragmentu konstrukcji, na które działa obciążenie. Jest ono bowiem równomiernie przenoszone nawet na odległe elementy wzdłuż linii napięcia. Wyjaśnia to dlaczego w układzie ruchu niektóre uszkodzenia nie powstają jako odpowiedź na lokalne przeciążenia, ale są wynikiem długotrwałych przeciążeń w innych, nawet odległych częściach ciała. Najczęściej miejscem, w którym dochodzi do uszkodzenia jest najsłabszy punkt konstrukcji [7]. W układzie tensegracyjnym wszystkie elementy sztywne są poddawane ścisnieniu poprzez napięcie pochodzące z elementów giętkich, które są rozpięte między nimi. Wynika z tego, iż sztywne elementy, które przenoszą obciążenie ściskające będą rozciągać elementy giętkie, a te z kolei z tego powodu będą ścisnąć elementy sztywne [22, 23].

4.2. Biotensegracja

Biotensegracja jest terminem stworzonym przez S. Levina jako zastosowanie zasad tensegracji w przypadku żywej materii i znajduje ona odzwierciedlenie na każdym poziomie organizacji organizmu: od pojedynczej komórki aż do kolumny kręgosłupa. Biotensegrację należy rozumieć jako strukturę żywej tkanki, utworzoną przez sieć elementów, które znajdują się w naprężeniu lub są poddawane kompresji. Taka organizacja zapewnia idealną równowagę pomiędzy poszczególnymi strukturami oraz zdolność przeciwstawiania się sile grawitacji. Model biotensegracyjny korzystając z kształtów geometrycznych, z rozpórkami i gumkami, podobnych do dwudziestościanów Platona, stanowi reprezentację dynamicznych sił wewnątrz stale zmieniającej się struktury. Zjawisko biotensegracji występuje na wszystkich poziomach organizacji ciała, począwszy od struktur komórkowych, aż do tkanek, narządów i układów. Struktura organizmu składa się z komórek i włókien tworzących trójwymiarowe mikroprzestrzenie. Stanowią one swoistego rodzaju architektoniczne cegielki o wielościennych, nieregularnych kształtach. Pozostają one w stałym naprężeniu oraz stanowią wspólną ciągłość. Są wydajne i dobrze zorganizowane, nie ma w nich bowiem żadnych pustych przestrzeni, bowiem mikroprzestrzenie, występujące pomiędzy włóknami są wypełnione bądź komórkami mającymi własny cytoszkielet, bądź

znajdującym się pod ciśnieniem płynem. Znajdująca się pod ciśnieniem zawartość wnętrza wakuoli komórkowych jest odpowiednikiem lokalnych miejsc kompresji wewnątrz ciągłości sieci włókien [20]. Dr Guimberteau, twórca anatomii funkcjonalnej dowiódł, iż „*nie ma przerwy w ciągłości tkanek, czy to w obrębie mięśnia, ścięgien czy też wokół struktur żylnych i tętniczych oraz struktur otaczających adipocyty. Wszystkie te struktury zbudowane są w jednakowy sposób i są ciągłe (...)*” [2]. Zjawisko to opisuje dynamiczna fraktalizacja. Zaczepnięte z języka łacińskiego słowo *fractus* oznacza cząstkowy lub połamany. Fraktalna organizacja wedle definicji „*to każdy wzorzec, który jest powtórzony w sposób regularny lub nie, na różnych poziomach skali, od bardzo małej do wielkiej*” [20]. Fraktale tworzą na pozór niekończące się wzory, w których nawet najmniejsze elementy odzwierciedlają ogólny kształt całości [2]. Występują one powszechnie w organizmach żywych, a fraktalizacja dodaje nowy wymiar do chaotycznego charakteru żywej materii. Powieź ma układ fraktalny, a jej włókienka nieustannie zmieniają się i przebudowują w oparciu o napięcie mechaniczne występujące w danym momencie oraz układają się one wzdłuż kierunku działającej siły (Ryc. 3). Umożliwia to na absorpcję naprężeń oraz nacisków na każdym poziomie organizacji żywej materii, dzięki czemu możliwe jest przeciwstawianie się sile grawitacji oraz innym siłom, które na nią oddziałują [20].

4.3. Mikrotensegracja

Zjawisko tensegracji występuje na wszystkich poziomach organizacji ciała człowieka, a więc dotyczy także poziomu komórkowego. Badania D. Ingebera wskazują, iż w obrębie komórki występuje aktywny system określany jako cytoszkielec, do którego przyczepiają się wszystkie organelle i wzdłuż którego ulegają one przemieszczeniom [24]. Jest on rodzajem rusztowania, które mechanicznie łączy różne elementy komórki i ma wpływ zarówno na jej kształt jak i funkcję [25]. Ponadto, w obrębie macierzy wewnątrzkomórkowej znajdują się cząsteczki kurczliwych białek, które poprzez zmiany napięcia mogą oddziaływać na różne struktury wewnętrzne komórki i na błonę komórkową [24]. Wszystkie elementy cytoszkieletu są częścią dynamicznej struktury, która reaguje na działające siły mechaniczne, a zmiana siły w jednej części struktury powoduje zmianę całego cytoszkieletu, zgodnie z prawami tensegracji [26, 27]. Cytoszkielec jest strukturą wielofunkcyjną, która

wpływa zarówno na kształt komórki jak i na pozycję jej organelli oraz łączy się z innymi komórkami poprzez receptory błonowe. Przyłączenie ligandu do tych receptorów aktywuje wewnątrzkomórkowe szlaki sygnalizacyjne, zmieniające aktywność komórki. Bardzo istotnymi w procesie tensegracji receptorami są integryny, do których zaliczane są m.in. selektyny, kadheryny oraz adhezyny. Są one mechanoreceptorami, a ich rolą jest przekazywanie napięcia i kompresji z otoczenia komórek do jej wnętrza (nawet do poziomu jąder komórkowych) [16]. Substancja podstawowa oraz białka adhezyjne są włączone w układ zewnętrznego cytoszkieletu, który odgrywa kluczową rolę w przenoszeniu naprężeń pochodzących z otoczenia komórki i modulujących jej aktywność metaboliczną [19, 24, 26]. Dzięki temu istnieje połączenie od jądra komórkowego poprzez cytoszkielet, do błony komórkowej, poprzez tę błonę z integrynami, a następnie poprzez glikokaliks i proteoglikany do sieci kolagenowej w przestrzeni międzykomórkowej. Połączenia takie są obecne w każdej komórce. Najczęściej działają one w kierunku dośrodkowym komórki tzn. zmiany mechaniczne w środowisku macierzy pozakomórkowej mają wpływ na sposób funkcjonowania komórki. Dzięki tym połączeniom, komórki oraz struktury międzykomórkowe tworzą jeden współpracujący ze sobą system i wiążą tkanki, narządy oraz układy organizmu zgodnie z zasadami [16].

4.4. Makrotensegracja

Zjawisko tensegracji w biologii nie występuje jedynie na poziomie komórkowym i subkomórkowym, ale dotyczy wszystkich poziomów organizacji spotykanej w organizmie [19].

Łącznikiem między mikro-, a makrotensegracją są miofibroblasty. Stanowią one grupę komórek występujących w powięzi, które są zdolne do wygenerowania napięcia [28]. Występują one także w więzadłach, łąkotkach, ścięgnach oraz torebkach stawowych i stanowią łącznik pomiędzy komórkami mięśni gładkich, a tradycyjnymi fibroblastami, które w głównej mierze tworzą i utrzymują macierz kolagenową. Miofibroblasty mają zdolność do generowania niskonapięciowych skurczów, które występują jako wynik działania niektórych cytokin lub aktywnych biologicznie substancji (np. oksytocyny, histaminy). Badania *in vitro* dowodzą, że miofibroblasty są odpowiedzialne za długotrwałe

utrzymujące się naprężenie tkanki. Dzięki skurczom miofibroblastów zmienia się napięcie struktur tkankowych i zwiększa ich stabilność, co pozwala na długotrwałe utrzymywanie dużych obciążeń zgodnie z zasadą tensegracji [16].

W ujęciu makroskopowym, zgodnie z zasadą tensegracji także poszczególne struktury ciała ludzkiego, oddziałując na siebie wzajemnie powodują zmiany w napięciu spoczynkowym. Dotyczy to przede wszystkim struktur kontaktujących się ze sobą bezpośrednio, ale również tych które nie pozostają w bezpośrednim sąsiedztwie. Potwierdzeniem tej zależności są wyniki badań dotyczące zmian w zapisie EMG oraz MMG mięśni mających pośrednie połączenie z mięśniami poddanymi sprężystemu odkształcaniu [19, 29].

Zjawisko tensegracji występuje na różnych poziomach organizmu człowieka, w tym w obszarze układu ruchu [30 - 32]. Układ mięśniowo-powięziowy tworzy sieć, która zarówno ogranicza jak i pozwala na dopasowanie napięć wokół kości, chrząstek oraz narządów wewnętrznych [7]. W takim rozumieniu kości stanowią będą elementy kompresyjne, zaś układ mięśniowo-powięziowy jest elementem napięciowym. Zatem kręgosłup nie może być traktowany jako stabilna kolumna, do której przyczepiają się tkanki miękkie, ale jest on konstrukcją, w której odpowiednio zrównoważone napięcie tkanek miękkich zapewnia jego właściwe ustawienie [7]. Poszczególne elementy układu ruchu (kości, mięśnie, ścięgna, więzadła) pozwalają na utrzymanie pozycji pionowej dzięki właściwemu ich napięciu, podobnie jak liny w rzeźbach Snelsona [33]. Co więcej, do wielu kości przyczepiają się (na małym obszarze) liczne mięśnie, które generują siły pociągania w różnych kierunkach, gdyż działają w przeciwstawnym sposób. Aby zachować właściwe położenie kości konieczne jest zachowanie właściwego tonusu spoczynkowego. Zatem jeśli w jednym z mięśni nastąpi wzrost napięcia, wówczas we wszystkich mięśniach przyczepiających się w danym miejscu kości dochodzi do wzrostu tonusu spoczynkowego. W ten sposób zrównoważone są siły działające na przyczepy mięśniowe, a w wyniku tego elementy kostne nadal utrzymywane są na tym samym miejscu. Natomiast w sytuacji, kiedy podwyższenie napięcia mięśniowego staje się długotrwałe, następuje zaburzenie trofiki mięśni, zmiany mięśniowego przepływu krwi, a z czasem rozwija się stan zapalny oraz nasila bolesność w miejscu, w którym sumują się siły pociągania [22, 34, 35]. Co więcej, nawet

niewielkie zmiany w budowie lub funkcji jednego elementu wywołują czasem zmiany w odległych okolicach układu ruchu, wpływając na powstawanie wadliwej postawy [36].

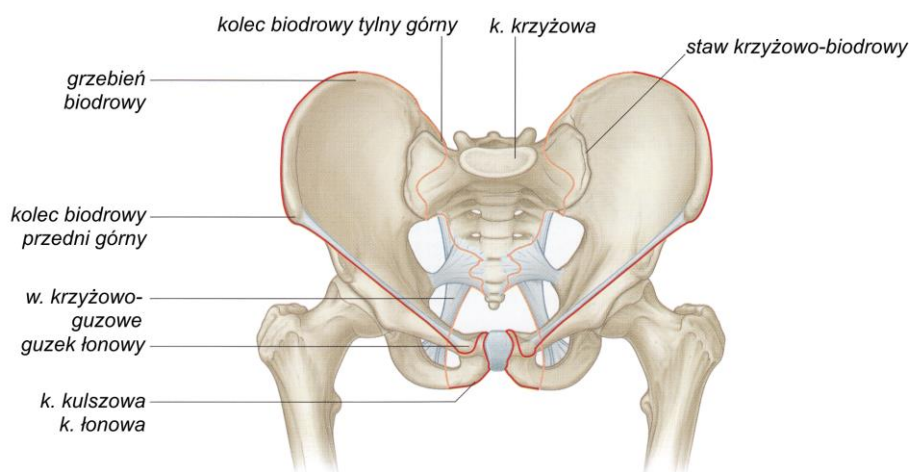
Na poziomie makroskopowym nasz szkielet, utworzony przez 206 kości, wznosi się wbrew sile grawitacji i utrzymuje w pozycji pionowej dzięki zrównoważonemu napięciu mięśni, ścięgien i więzadeł, które działają nierozłącznie tworząc łańcuchy mięśniowo-powięziowe, w obrębie których przekazywane są działające siły [19].

5. Anatomia funkcjonalna dolnego odcinka kręgosłupa i miednicy

5.1. Obręcz miedniczna

5.1.1. Budowa i ustawienie fizjologiczne obręczy miednicznej

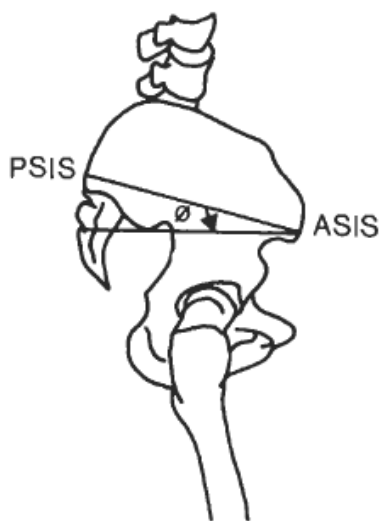
Miednica jest pierścieniem kostnym składającym się z dwóch kości miednicznych, kości krzyżowej oraz guzicznej (Ryc. 13). Z przodu obie kości miedniczne połączone są spojeniem łonowym, zaś z tyłu za pośrednictwem stawów krzyżowo-biodrowych łączą się z kością krzyżową. Wszystkie połączenia są wzmacniane przez szereg więzadeł oraz licznych mięśni mających przyczepy w tym obszarze [37, 38].



Ryc. 13. Budowa anatomiczna obręczy miednicznej
Źródło: [38].

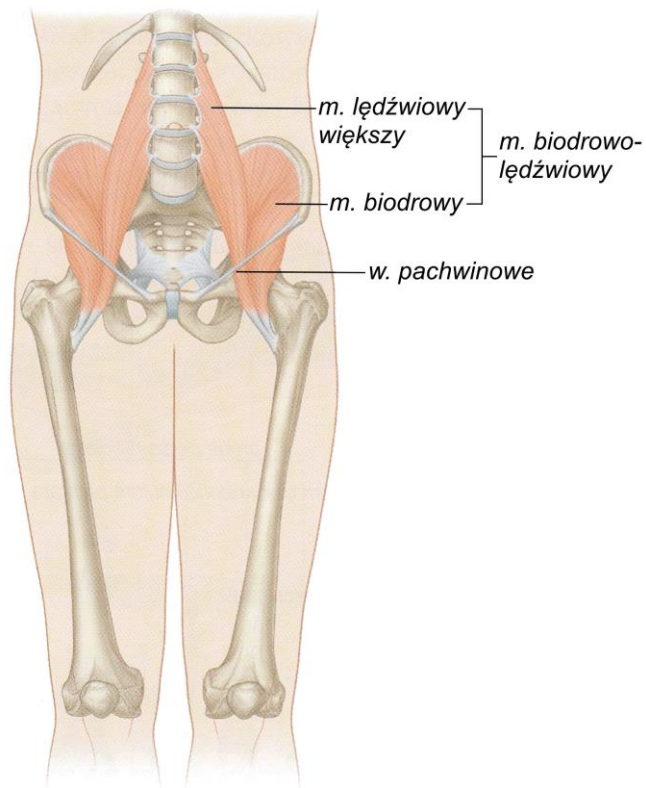
W pozycji pionowej miednica fizjologicznie ustawiona jest w przodopochyleniu, co uwarunkowane jest jej budową anatomiczną oraz działaniem sił więzadłowych i mięśniowych. Kąt pochylenia obręczy miednicznej standardowo wyznaczany jest jako kąt między poziomem a prostą przechodzącą przez kolce biodrowe górne (przednie i tylne) po

jednej stronie. Według różnych autorów właściwy kąt pochylenia miednicy mieści się w granicach między $2,8^{\circ}$ a $22,0^{\circ}$ (Ryc. 14) [39, 40].

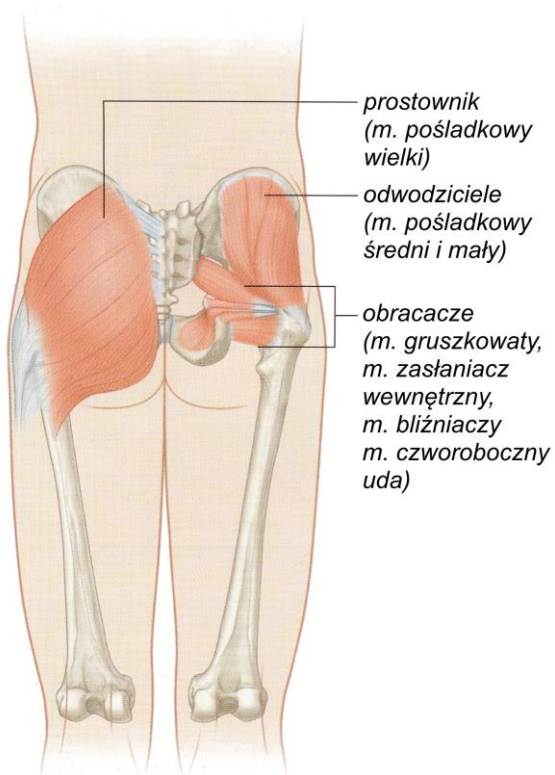


Ryc. 14. Kąt pochylenia miednicy zawarty między płaszczyzną horyzontalną a linią łączącą kolce biodrowe górne
Źródło: [98].

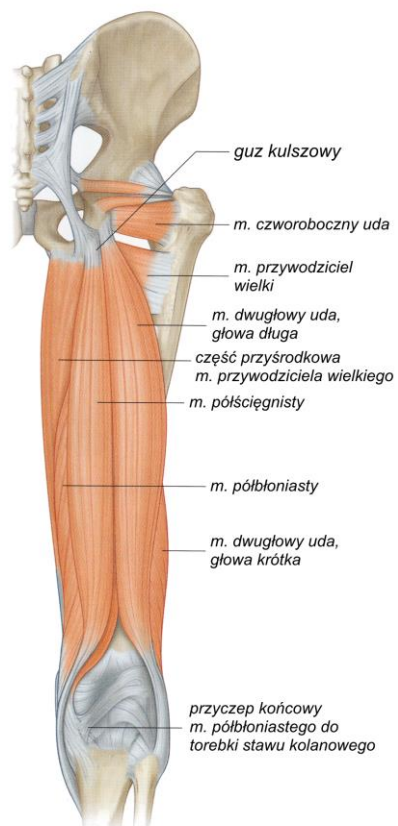
Do mięśni obręczy miednicznej należą liczne mięśnie, które działają przede wszystkim na staw biodrowy, a pośrednio także na cały łańcuch kinematyczny kończyny dolnej. Zaliczamy do nich zginacze (Ryc. 15, 18), prostowniki (Ryc. 16, 17), przywodziciele (Ryc. 19), odwodziciele (Ryc. 16) oraz rotatory stawu biodrowego (Ryc. 16, 18). Ich przyczepy początkowe przeważnie zlokalizowane są w obrębie kości miednicy, zaś końcowe w obrębie kości udowej.



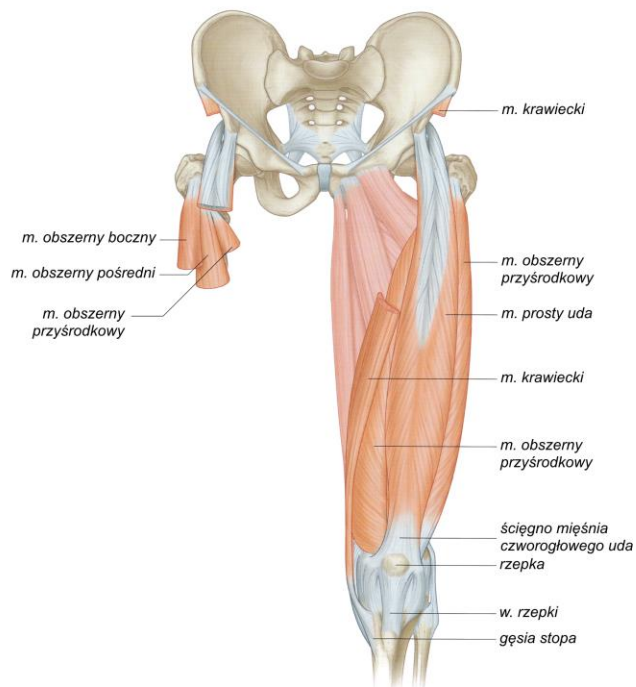
*Ryc. 15. Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczo-biodrowego: zginacze stawu biodrowego
 Źródło: [38].*



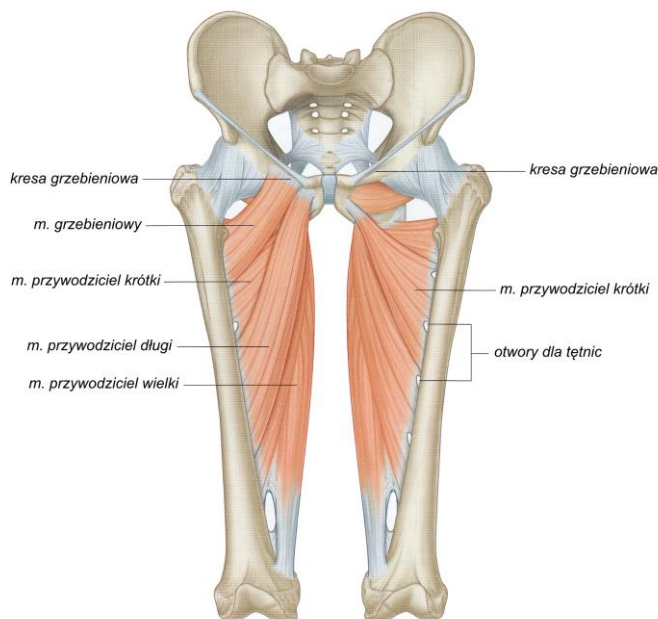
*Ryc. 16. Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczo-biodrowego: prostowniki, odwodziciele, rotatory stawu biodrowego
 Źródło: [38].*



*Ryc. 17. Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczo-biodrowego: przedział tylny uda: prostowniki stawu biodrowego, zginacze stawu kolanowego
Źródło: [38].*



*Ryc. 18. Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczo-biodrowego: przedział przedni uda: zginacze i rotatory stawu biodrowego, prostowniki stawu kolanowego
Źródło: [38].*



*Ryc. 19. Mięśnie kompleksu
 lędźwiowo-miedniczno-
 biodrowego przywodziciele
 stawu biodrowego
 Źródło: [38].*

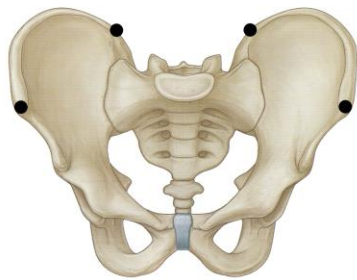
5.1.2. Funkcja obręczy miednicznej

Poza funkcją ochronną dla narządów wewnętrznych, znajdujących się w jej obrębie, miednica pełni przede wszystkim funkcję mechaniczną. Jest bowiem kluczowym elementem łańcucha biokinematycznego, stanowiącym połączenie między tułowiem, a kończynami dolnymi oraz zasadniczym ogniwnem kompensacji wszelkich asymetrii. Pełni znaczącą rolę w utrzymaniu równowagi ciała oraz koordynacji, dzięki czemu minimalizowane jest zmęczenie mięśni posturalnych, a przez to również ich wydatek energetyczny [41]. Uczestniczy w dystrybucji sił między kręgosłupem a kończynami dolnymi [37]. Z tego powodu, aby narząd ruchu funkcjonował prawidłowo, miednica winna być ustawiona symetrycznie oraz pozostawać w równowadze statycznej [42].

5.1.3. Asymetrie ustawienia obręczy miednicznej

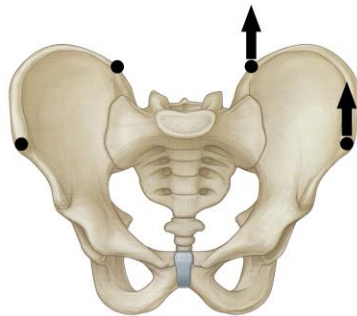
Obszar miedniczno-lędźwiowy poddawany jest dużym obciążeniom statycznym i dynamicznym, stąd istnieje wiele czynników prowadzących do zaburzenia jej statyki, a przez to podrażnienia licznych struktur anatomicznych [43]. Asymetrie ustawienia obręczy miednicznej stanowią jedną z przyczyn odpowiedzialnych za pojawienie się sił, które powodują nadmierne obciążenia stawów kręgosłupa, miednicy oraz kończyn dolnych, co może to powodować zmianę ustawienia poszczególnych ogniw łańcucha kinematycznego [42]. Zaburzenia przestrzennego ustawienia miednicy klinicznie objawiają się asymetrią ustawienia kolców biodrowych górnych: przednich i tylnych w różnych płaszczyznach [43].

Wg Graffa i Saulicza wyróżnia się następujące typy:



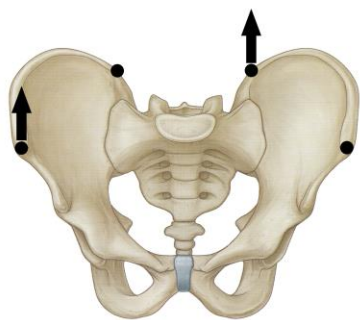
Ryc. 20. Miednica symetryczna
Źródło: [175].

MIEDNICA SYMETRYCZNA:
kolce biodrowe górne (przednie i tylne) są ustawione symetrycznie (Ryc. 20).



Ryc. 21. Miednica asymetryczna
Źródło: [175].

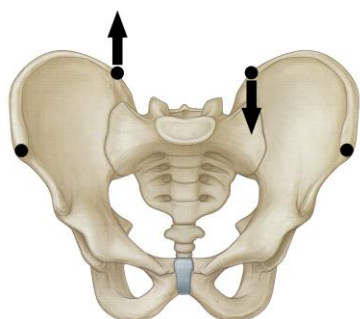
MIEDNICA ASYMETRYCZNA:
różnica w wysokości między kolcami biodrowymi górnymi (przednimi i tylnymi) po tej samej stronie wynosi powyżej 0,5 cm (Ryc. 21).



Ryc. 22. Miednica skośna
Źródło: [175].

MIEDNICA SKOŚNA:

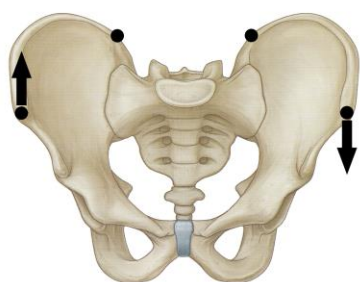
kolce biodrowe górne: tylny i przedni po przeciwnych stronach ciała są położone wyżej w porównaniu do drugiej pary kolców, a różnica między nimi wynosi co najmniej 0,5 cm (Ryc. 22).



Ryc. 23a. Miednica mieszana: symetrycznie ustawione kolce biodrowe przednie, asymetrycznie kolce biodrowe tylne
Źródło: [175].

MIEDNICA MIESZANA:

kolce biodrowe przednie górne są ustawione symetrycznie lub różnica wysokości jest mniejsza niż 0,5 cm, zaś kolce biodrowe tylne są asymetrycznie położone, a różnica między nimi wynosi powyżej 0,5 cm (Ryc. 23a). Sytuacja może być również odwrotna: kolce biodrowe tylne górne są ustawione symetrycznie lub różnica wysokości jest mniejsza niż 0,5 cm, zaś kolce biodrowe przednie górne są asymetrycznie położone, a różnica między nimi wynosi powyżej 0,5 cm (Ryc. 23b) [43].



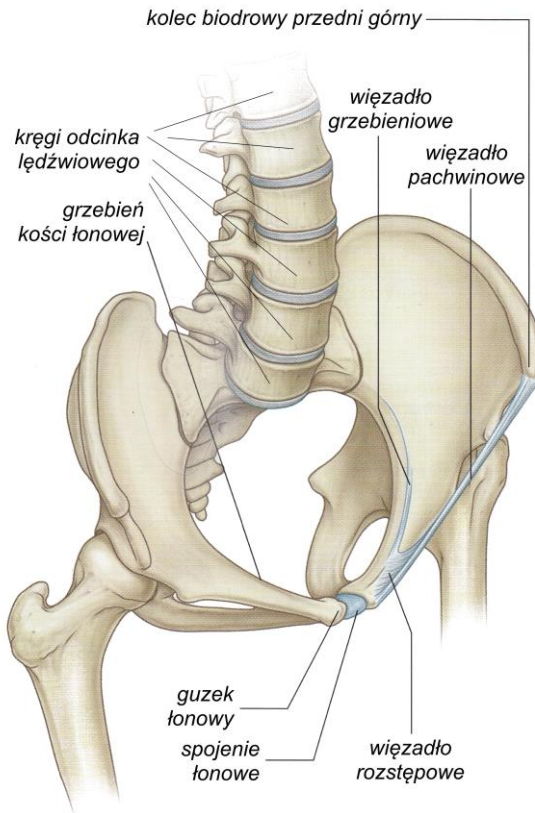
Ryc. 23b. Miednica mieszana: symetrycznie ustawione kolce biodrowe tylne, asymetrycznie kolce biodrowe przednie
Źródło: [175].

Ustawienie obręczy miednicznej może nawet wpływać na pracę dystalnych odcinków ciała poprzez liczne taśmy mięśniowo-powięziowe, które są połączeniami bezpośrednio sąsiadujących struktur mięśniowych wewnątrz sieci powięziowej. Wzdłuż nich przenoszone są siły napięcia i przeciążenia z jednej części ciała na drugą, nawet bardzo odległą jego strukturę [16, 44]. Koncepcja ta rzuca nowe światło na rozpatrywanie licznych problemów klinicznych i wskazuje, że układ mięśniowo-szkieletowy należy oceniać holistycznie a nie skupiać się wyłącznie na leczeniu miejsca dysfunkcji lub bólu [12].

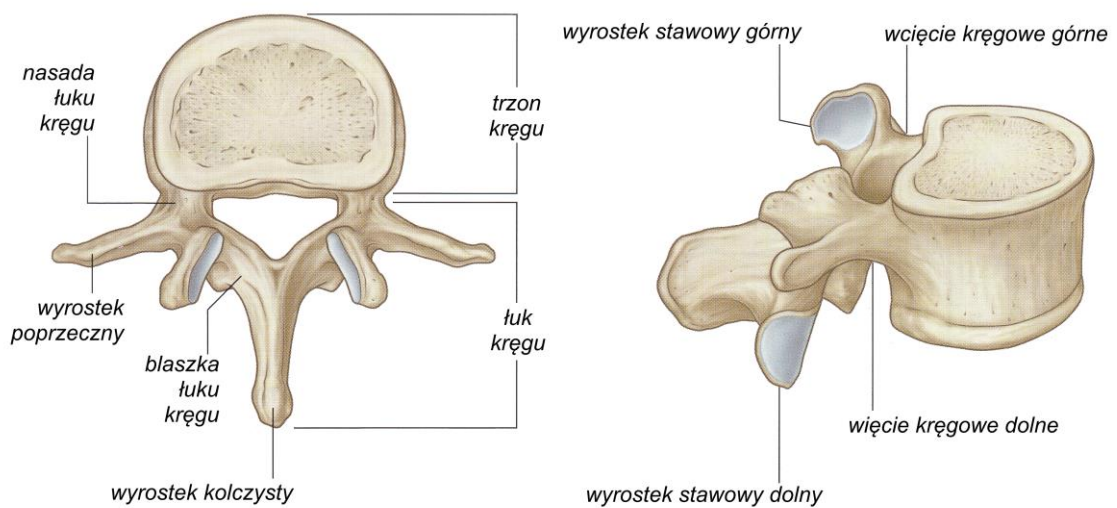
5.2. Odcinek lędźwiowy kręgosłupa

5.2.1. Budowa i ustawienie fizjologiczne odcinka lędźwiowego kręgosłupa

Odcinek lędźwiowy kręgosłupa utworzony jest przez 5 kręgów, oddzielonych od siebie krążkami międzykręgowymi (Ryc. 24). Typowy krąg składa się masywnego trzonu o nerkowatym zarysie oraz łuku (Ryc. 25). Obie te części ograniczają otwór kręgowy, który w tym odcinku kształtem zbliżony jest do trójkąta równobocznego tudzież owalu. Przebiegają w nim struktury układu nerwowego tj. dolna część rdzenia kręgowego oraz ogon koński utworzony przez korzenie nerwów lędźwiowych, krzyżowych oraz guzicznych. Trzon każdego kręgu połączony jest z łukiem za pomocą dwóch, krótkich, symetrycznych nasad kostnych. Oddzielają się one od trzonu w jego górno-bocznej części, wyznaczając równocześnie granice otworu międzykręgowego, przez który przebiegają struktury naczyniowo-nerwowe. Od przebiegających ku tyłowi i dośrodkowo dwóch blaszek łuku kręgu odchodzi 7 wyrostów: centralnie położony, nieparzysty wyrostek kolczysty oraz parzyste wyrostki stawowe górne i dolne, jak również wyrostki poprzeczne zredukowane do tzw. wyrostków dodatkowych. Ponadto, w miejscu właściwych wyrostków poprzecznych znajdują się wyrostki żebrów będące pozostałościami po żebrach lędźwiowych. Stanowią one miejsce przyczepu licznych więzadeł i mięśni wzmacniających odcinek lędźwiowy [37,38].

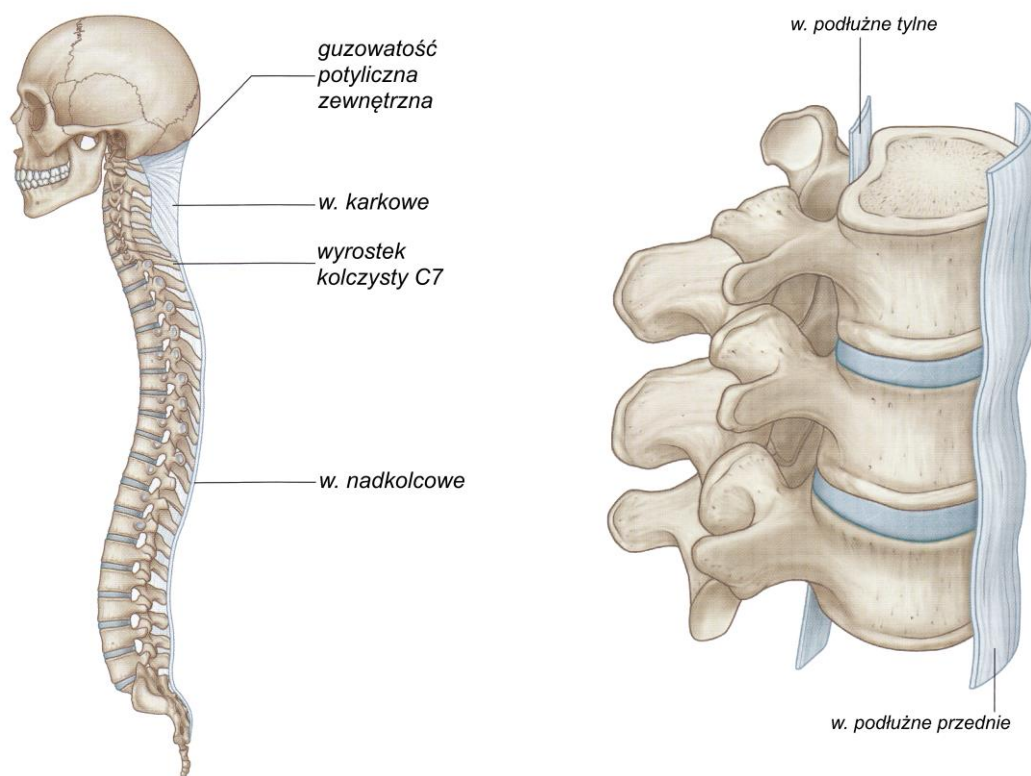


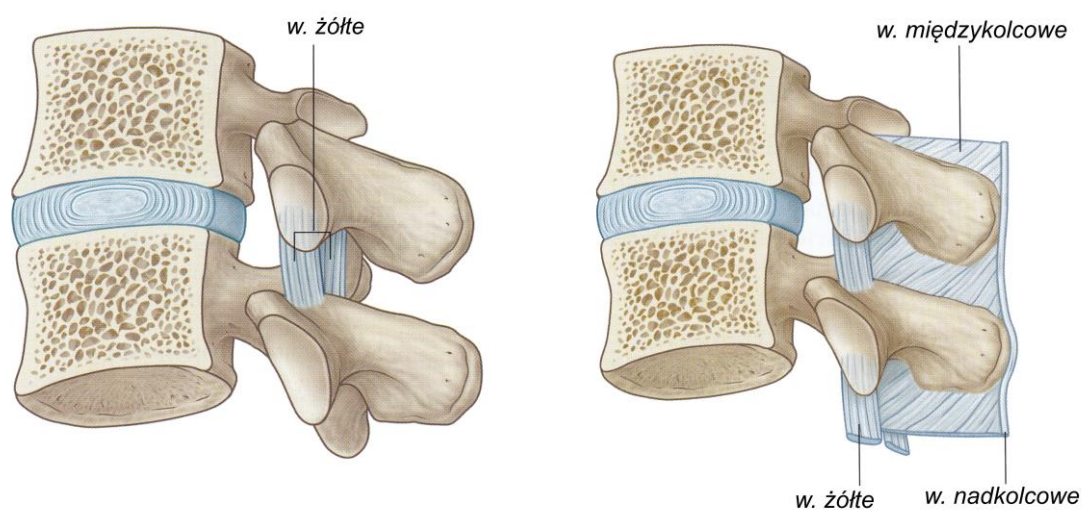
Ryc. 24. Budowa anatomiczna odcinka lędźwiowego kręgosłupa
Źródło: [38].



Ryc. 25. Budowa anatomiczna kręgu lędźwiowego
Źródło: [38].

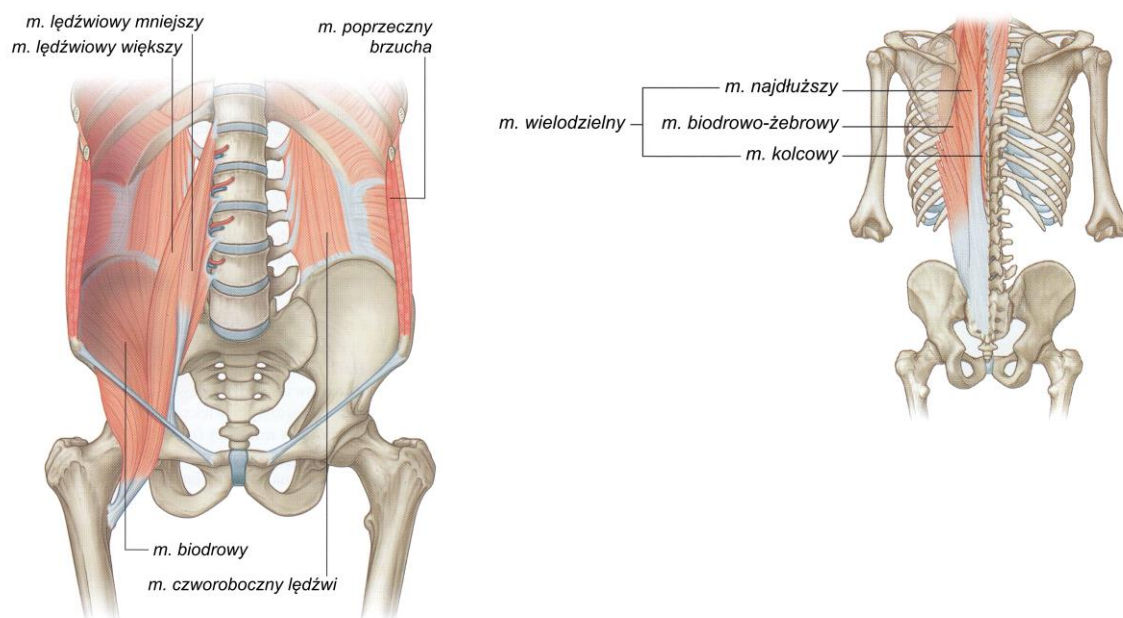
Więzadła występujące w tym obszarze zostały podzielone na dwie kategorie: krótkie oraz długie (Ryc. 26). Do pierwszej grupy zaliczane są więzadła, które zespalają ze sobą dwa sąsiadujące kręgi czyli więzadła żółte, międzykolcowe oraz międzypoprzeczne. Z kolei za połączenia długie uważane są więzadła, które łączą więcej niż dwa kręgi. Zalicza się do nich: więzadła podłużne (przednie oraz tylne) oraz więzadło nadkolcowe. Ponadto, bardzo ważnym więzadłem występującym w tym obszarze jest więzadło biodrowo-łędźwiowe. Łączy ono wyrostek poprzeczny ostatniego kręgu lędźwiowego z tylnoboczną częścią kości biodrowej. Jest to najsilniejsza struktura łącząca odcinek lędźwiowy z obręczą miedniczną, która zapobiega jednocześnie ześlizgowi ostatniego kręgu lędźwiowego ku przodowi oraz rotacji wokół własnej osi [37, 38].





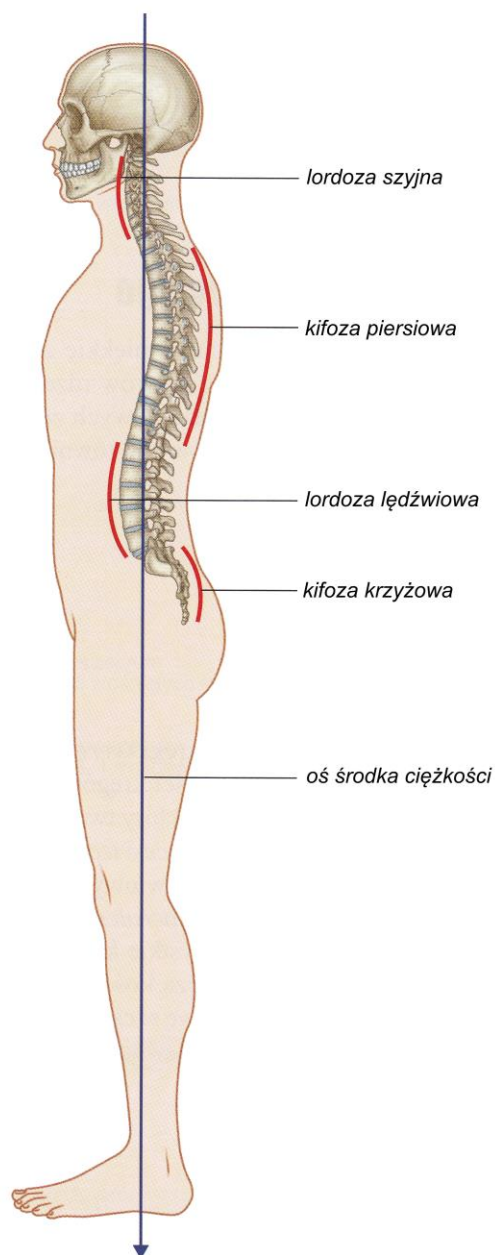
Ryc. 26. Wiązadła stabilizujące kręgosłup
Źródło: [38].

Oprócz opisanych powyżej struktur pasywnie stabilizujących odcinek lędźwiowy kręgosłupa, występują w tym obszarze liczne mięśnie, umożliwiające odpowiedni ruch kręgosłupa oraz obręczy miednicznej (Ryc. 27). Topograficznie zostały one podzielone na 3 grupy: mięśnie międzypoprzeczne, grupę przednio-boczną utworzoną przez mięsień lędźwiowy większy oraz czworoboczny lędźwi oraz grupę tylną składającą się z mięśni międzykolcowych, wielodzielnego, najdłuższego klatki piersiowej oraz biodrowo-żebrowego [38, 45].



*Ryc. 27. Mięśnie stabilizujące kręgosłup lędźwiowy
Źródło: [38].*

W pozycji spoczynkowej odcinek lędźwiowy kręgosłupa skierowany jest wklęsłością ku tyłowi (lordoza lędźwiowa) (Ryc. 28). Stanowi ona funkcjonalne przystosowanie do utrzymania górnych partii ciała w pionie oraz buforowania wstrząsów. Jej wielkość ulega zmianie na skutek dojrzewania szkieletu i ostatecznie jej kąt wyznaczony w płaszczyźnie strzałkowej między górną powierzchnią pierwszego kręgu lędźwiowego a szczytem kości krzyżowej oscyluje między 49° a 61° w pozycji stojącej. Dodatkowo, pozycja wyprostowana powoduje jej zwiększenie o ok. 8° do 16° w odniesieniu do pozycji neutralnej. Głębokość lordozy lędźwiowej określa się wyznaczając linię prostopadłą do wykreślonej prostej między górną krawędzią trzonu pierwszego kręgu lędźwiowego, a dolną krawędzią trzonu ostatniego kręgu [37]. Zazwyczaj jej szczyt znajduje się na poziomie trzeciego kręgu lędźwiowego, który stanowi kluczowy punkt podparcia pozwalający na utrzymanie wyprostowanej postawy ciała [45].



Ryc. 28. Krzywizny kręgosłupa
 Źródło: [38].

Lordoza lędźwiowa spełnia kilka istotnych funkcji. Wraz z pozostałymi krzywiznami kręgosłupa (Ryc. 28) współuczestniczy w dystrybucji ciężaru ciała, w taki sposób, aby nie przechodził on prostopadle między czaszką a miednicą, warunkując w ten sposób stabilność rotacyjną w płaszczyźnie strzałkowej, czym część badaczy tłumaczy zaangażowanie obręczy

miedniczej podczas chodu [45]. Ponadto, pozostaje ona w bezpośredniej zależności z ustawieniem obręczy miedniczej w płaszczyźnie strzałkowej [46, 47].

5.2.2. Znaczenie fizjologiczne odcinka lędźwiowego kręgosłupa

Odcinek lędźwiowy kręgosłupa łączy miednicę z jego częścią piersiową. Z biomechanicznego punktu widzenia warunkuje on osiowe usztywnienie brzusznej części tułowia, oddziela klatkę piersiową od miednicy umożliwiając wystąpienie określonych ruchów pomiędzy nimi, przenosi znakomitą część ciężaru tułowia na obręcz miedniczną oraz stanowi kluczowy element licznych taśm mięśniowo-powięziowych [37, 45].

5.2.3. Zniekształcenie naturalnych krzywizn kręgosłupa w odcinku lędźwiowym

Zniekształcenia naturalnych krzywizn kręgosłupa są zazwyczaj rezultatem dysfunkcji mięśniowych w zakresie stabilizacji struktur kręgosłupa. Powstają one na skutek dysproporcji napięcia mięśni kręgosłupa w postaci zwiększenia napięcia jednej grupy mięśniowej przy jednoczesnym osłabieniu innej. Zazwyczaj zniekształcenia te nie dotyczą wyłącznie pojedynczego odcinka, przyczyniając się do wystąpienia zmian w innym ogniwie łańcucha kinematycznego. Szacuje się, iż blisko 90% zniekształceń kręgosłupa polega na pogłębieniu naturalnej lordozy lędźwiowej, które koreluje ze zwiększeniem przodopochylenia miednicy [43].



Ryc. 29. Nierównowaga mięśniowa w hiperlordozie lędźwiowej
Źródło: [43]

— mm. nadmiernie napięte
~ mm. osłabione



Ryc. 30. Nierównowaga mięśniowa w hipolordozie lędźwiowej
Źródło: [43]

HIPERLORDOZA LĘDŹWIOWA (Ryc. 29):

WIOTKA: powstaje na skutek przesunięcia środka ciężkości ciała ku przodowi, na skutek występowania dużego brzucha. Najczęściej występuje u osób otyłych, prowadzących siedzący tryb życia, z małą aktywnością fizyczną oraz tendencją do osłabienia mięśni. Zwiększenie głębokości lordozy lędźwiowej jest skutkiem osłabienia mięśni brzucha oraz prostowników stawu biodrowego. W celu odzyskania równowagi następuje odruchowe pochylenie sylwetki ku tyłowi [35].

SZTYWNA: jest wynikiem jednostronnej aktywności ruchowej, dlatego zazwyczaj pojawia się u pracowników fizycznych lub sportowców. Występujący wówczas bardzo silny rozwój mięśni grupy przedniej uda oraz zginaczy stawów biodrowych i prostowników odcinka lędźwiowego powoduje dysbalans mięśniowy w stosunku do osłabionych mięśni brzucha oraz prostowników stawu biodrowego, co prowadzi do zwiększenia przodopochylenia miednicy, a w konsekwencji kąta głębokości lordozy lędźwiowej [35].

HIPOLORDOZA LĘDŹWIOWA (Ryc. 30):

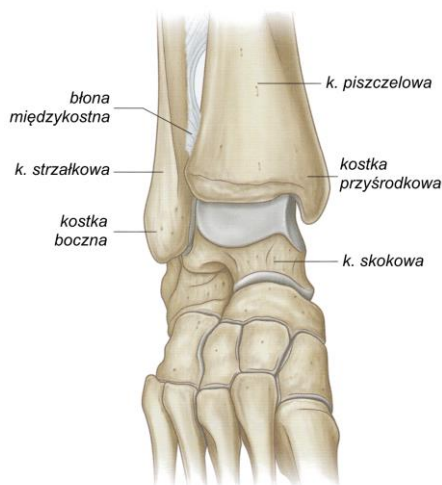
cechuje się zmniejszeniem fizjologicznej krzywizny kręgosłupa, a w skrajnych przypadkach nawet jej odwróceniem. Jest ona zdecydowanie mniej powszechna. Pojawiający się dysbalans mięśniowy polega na przykurczu mięśni grupy kulszowo-goleniowej oraz mięśni brzucha, przy jednoczesnym osłabieniu mięśni grupy przedniej uda, zginaczy stawu biodrowego oraz prostowników odcinka lędźwiowego [35].

6. Stopa i staw skokowy jako kompleks anatomiczno-funkcjonalny

6.1. Anatomia stawu skokowo-goleniowego

Masa całego ciała zostaje przeniesiona na stopę za pośrednictwem kości skokowej połączonej z kośćmi podudzia stawem skokowo-goleniowym. Jest to staw złożony, czynnościowo dzielący się na górny staw skokowy utworzony przez kość skokową i dystalny koniec kości piszczelowej i strzałkowej, dolny staw skokowy, który tworzą kość skokowa, piętowa oraz kość łódkowata [48].

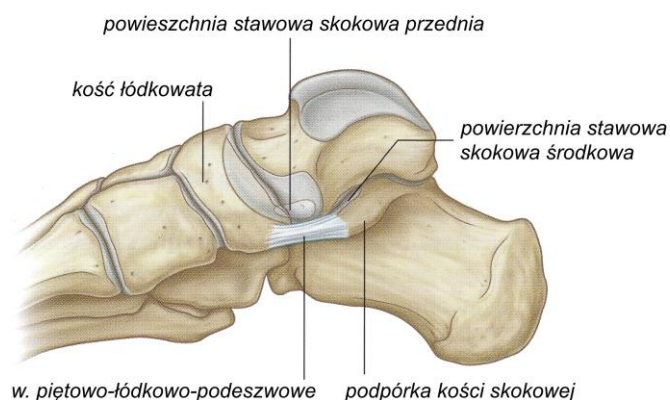
Staw skokowy górny (skokowo-goleniowy) to jednoosiowy staw zawiasowy (Ryc. 31). Łączy on kości goleni ze szkieletem stopy. Główkę stawu stanowi bloczek kości skokowej, zaś panewka utworzona jest przez powierzchnię stawową skokową na nasadzie dolnej kości piszczelowej oraz powierzchnie wewnętrzne obydwu kostek. Obejmują one widełkowato bloczek, blokując tym samym ruchy boczne. W stawie tym zachodzi zatem ruch zgięcia i wyprostu [48].



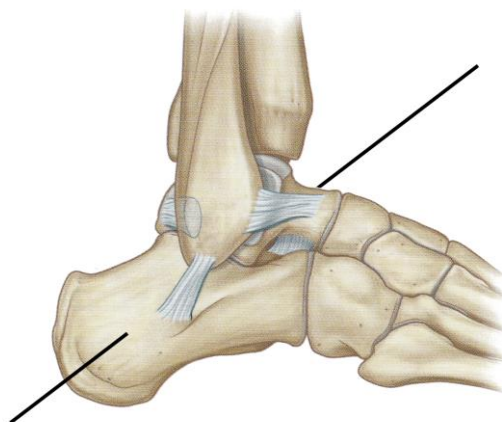
Ryc. 31. Budowa anatomiczna stawu skokowo-goleniowego
Źródło: [38].

Staw skokowy dolny (skokowo-piętowo-łódkowy) jest utworzony przez powierzchnie stawowe odpowiednio kości skokowej oraz kompleks podskokowy czyli wszystkie elementy kostne znajdujące się poniżej kości skokowej a więc kość piętową

i łódkowatą (Ryc. 32) [49]. Jest on podzielony na dwie części: tylną: staw skokowo-piętowy oraz przednią: staw skokowo-piętowo-łódkowy. Są one oddzielone zatoką stępu. Tropiczna budowa tego stawu sprawia, iż kość piętowa porusza się ruchem rotacyjnym inicjując ruchy ewersji i inwersji stopy wzdłuż tak zwanej osi podskokowej (oś Henke’go) (Ryc. 33). Kąt nachylenia tej osi i samej pięty w płaszczyźnie strzałkowej wynosi ok 42° . W stawie tym zachodzą następujące ruchy: odwracanie oraz nawracanie [48, 50].



Ryc. 32. Budowa anatomiczna stawu skokowo-piętowo-łódkowego
Źródło: [38].

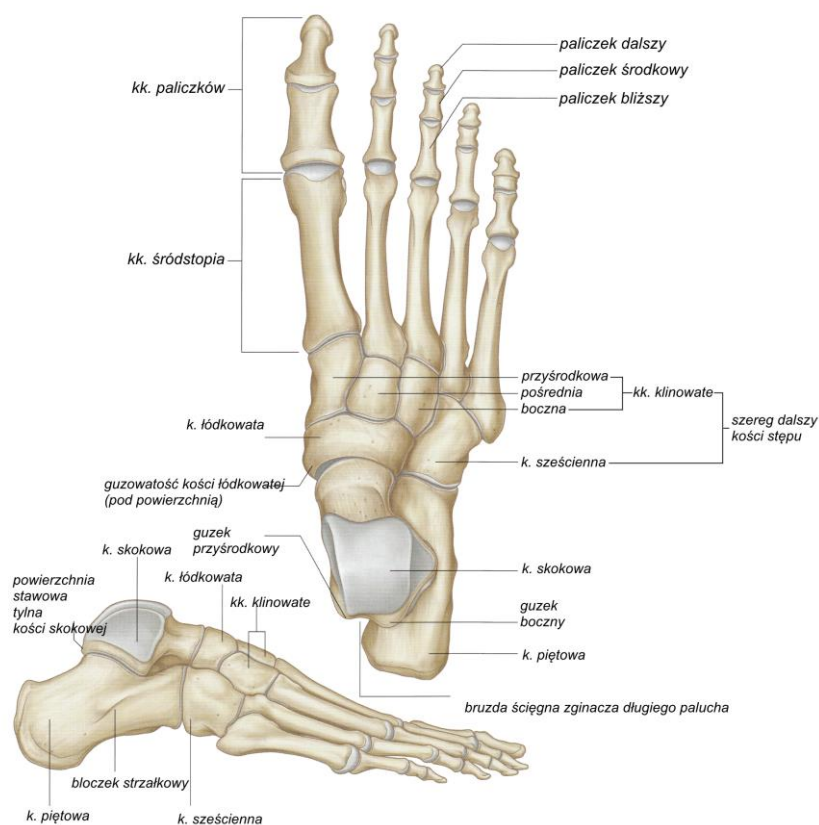


Ryc. 33. Oś Henke’go
Źródło: [38].

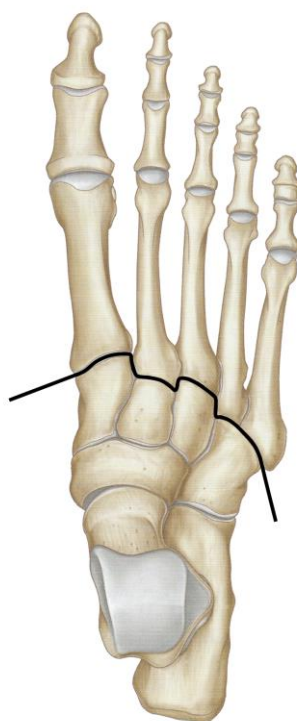
6.2. Anatomia stopy – sklepienie stopy i jej stabilizatory

Stopa jest najbardziej skomplikowaną anatomicznie i biomechanicznie częścią narządu ruchu człowieka. Stanowi końcowe ogniwo łańcucha kinematycznego kończyny dolnej. Jej konstrukcja stanowi genialny przykład biotensegracji w przyrodzie. Łączy ona lekkość konstrukcji z jej niezwykle wytrzymałością oraz możliwościami ruchowymi [51].

Składa się z 26 kości, 33 stawów oraz 107 więzadeł, a przyczepia się do niej 21 mięśni (ryc. 34) [48]. Anatomicznie dzieli się ją na 3 części: przodostopie, które tworzą kości paliczków, śródstopie zbudowane z 5 kości śródstopia oraz stęp, w skład którego wchodzi kości: łódkowata, klinowate (przyśrodkowa, pośrednia i boczna), sześcienna, skokowa oraz piętowa. Podział funkcjonalny z kolei dzieli ją na przodostopie oraz tylostopie. Granica przebiega w tym przypadku przez tzw. linię Lisfranca (Ryc. 35) przebiegającą przez stawy między kośćmi klinowatymi i sześcienną, a podstawami kości śródstopia [50].



Ryc. 34. Budowa anatomiczna stopy
Źródło: [38].



Ryc. 35. Linia Lisfranca
Źródło: [38].

6.2.1. Sklepienie stopy

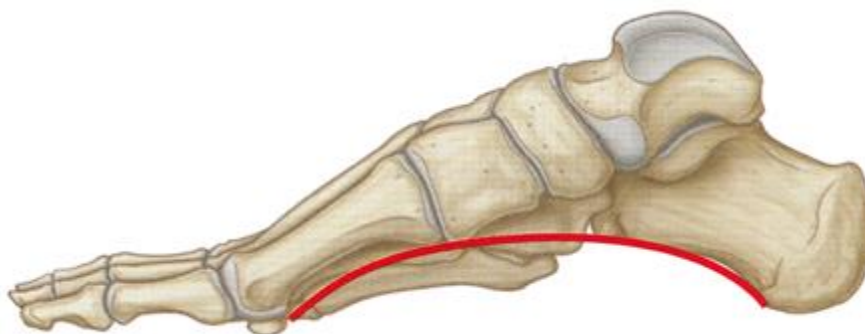
Sklepienie stopy wg definicji Kapandij'ego „*jest kompleksem architektonicznym mieszczącym i koncentrującym w sobie wszystkie komponenty kostno-stawowe, więzadłowe i mięśniowe stopy*”. Dzięki zasadom tensegracji poszczególnych struktur anatomicznych współtworzących sklepienie stopy uzyskuje się unikalne zrównoważenie architektoniczne, które jest podstawą pełnienia różnych funkcji. Główną jego funkcją jest optymalna dystrybucja ciężaru ciała w kierunku podłoża, w pozycji stojącej. Dzięki możliwościom zmiany kształtu oraz elastyczności sklepienia podszwowego możliwe jest efektywne przystosowanie stopy do nierówności podłoża podczas chodu. Wszelkie dysfunkcje polegające na zmianie architektury wysklepienia stopy w postaci jego pogłębienia lub spłaszczenia w istotny sposób zaburzają właściwe wspieranie ciała na podłożu oraz negatywnie wpływają na postawę oraz lokomocję [52].

Wg Kapandij'ego sklepienie podszwowe opiera się na 3 punktach podparcia (Ryc. 36) między którymi rozciągają się łuki. Punkty podparcia są zlokalizowane w strefie kontaktu z podłożem a więc w okolicy głowy I kości śródstopia, V kości śródstopia oraz guzowatości piętowej. Punkty te połączone są łukami stopy. Wyróżniamy w stopie 5 łuków podłużnych, z których najważniejszy jest łuk przyśrodkowy i boczny oraz 2 łuki poprzeczne. Łuki poprzeczne są najkrótsze. Bliższy rozciąga się na wysokości kości klinowatych i sześcienniej, zaś dalszy się pomiędzy dwoma przednimi punktami podparcia (głowami I i V kości śródstopia). Łuk boczny o pośredniej długości i wysokości łączy ze sobą V kość śródstopia z guzem piętowym, zaś najwyższy i najdłuższy łuk przyśrodkowy łączy przyśrodkowe punkty podparcia. Jest on jednocześnie najważniejszy spośród wszystkich łuków stopy, zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych. Wykazuje bowiem znaczną mobilność ze względu na duży zakres ruchu między kością skokową, a piętową [52]. Warto podkreślić, iż wśród kręgowców człowiek jest jedyną istotą, u której wykształca się wysklepienie podłużne stóp [53].



*Ryc. 36. Punkty podparcia stopy
Źródło: [175].*

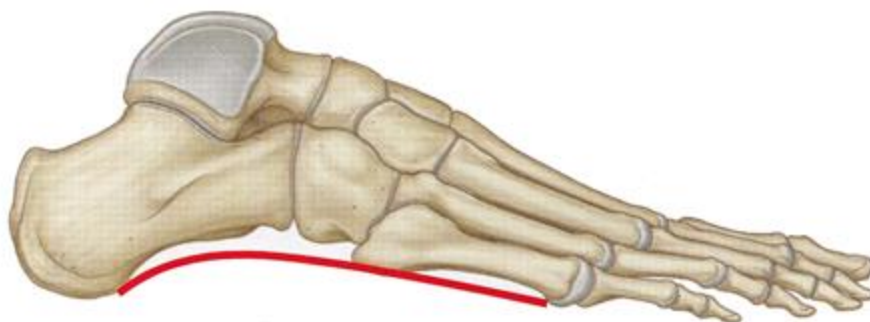
Łuk przyśrodkowy (dynamiczny) obejmuje 5 kości: I kość śródstopia, kość klinowatą przyśrodkową, kość łódkowatą, kość skokową oraz kość piętową (Ryc. 37). Kluczowe znaczenie ma tutaj kość skokowa, zlokalizowana na szczycie stępu, która przejmuje obciążenia transmitowane wzdłuż podudzia i warunkuje prawidłową ich dystrybucję na całe sklepienie stopy [52]. Co więcej, w ukształtowaniu kostnego wysklepienia łuku przyśrodkowego wyjątkową rolę odgrywa również kąt rotacji osi głowy kości skokowej. Kształtuje się on w życiu płodowym, a jego zaburzenie może prowadzić do hiperpronacji stopy w stawie skokowym dolnym i powstaniu stopy płaskiej. Wynika z tego, iż od ustawienia osi głowy kości skokowej zależy ustawienie całego pierwszego promienia stopy [54]. Kostna architektura łuku jest podtrzymywana przez szereg więzadeł i mięśni (Ryc. 41). Głównymi stabilizatorami są więzadła podszwowe tj. klinowato-śródstopne, łódkowo-klinowate, a przede wszystkim więzadło podszwowe piętowo-łódkowate oraz więzadło międzykostne skokowo-piętowe. Struktury więzadłowe przeciwstawiają się gwałtownym, krótkotrwałym siłom, zaś mięśnie są odpowiedzialne za przeciwdziałanie obciążeniom długotrwałym. Mięśnie łączą dwa punkty położone w różnych odległościach na całej długości łuku i działają jak cięciwa lub struna, stabilizując fragment całego sklepienia. Zaliczamy do tych mięśni: mięsień piszczelowy tylny, strzałkowy długi, zginacz długi palucha oraz zginacz długi palców, a także odwodziciel palucha [52].



*Ryc. 37. Łuk przyśrodkowy stopy
Źródło: [38].*

Łuk boczny (statyczny) opiera się na 3 kościach: V kości śródstopia, kości sześcienniej oraz kości piętowej (Ryc. 38). W przeciwieństwie do łuku przyśrodkowego, który wyraźnie jest uniesiony nad podłożem, łuk boczny jest nieznacznie uniesiony a w zasadzie kontaktuje

się z podłożem za pośrednictwem tkanek miękkich. W porównaniu do łuku przyśrodkowego jest on zdecydowanie mniej elastyczny, dzięki czemu możliwa jest transmisja siły napędzającej, generowanej przez mięsień trójgłowy łydki. Sztywność tego łuku jest uwarunkowana przez więzadło podszwowe długie głębokie i powierzchowne. Stabilizują go dodatkowo mięśnie strzałkowe długie i krótkie oraz mięsień odwodziciel palca małego (Ryc. 41) [52].



*Ryc. 38. Łuk boczny stopy
Źródło: [38].*

Łuk poprzeczny dalszy łączy głowy kości śródstopia rozciągając się między głową I wspartą przez dwie trzeszczki, a głową V kości śródstopia (Ryc. 39). Ma on relatywnie niewielkie wygięcie i spoczywa na tkankach miękkich. Jest on stabilizowany przez słabe więzadła podszwowe śródstopia oraz tylko jeden mięsień - głowę poprzeczną mięśnia przywodziciela palucha (Ryc. 41) [52].

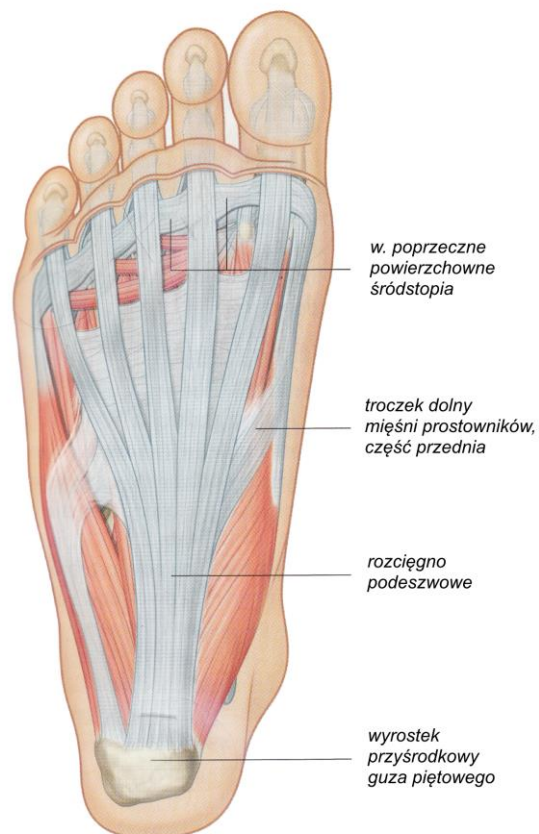
Łuk poprzeczny bliższy występuje na wysokości kości klinowatych oraz kości sześcienniej (Ryc. 39). Jest on mocno stabilizowany przez ścięgno mięśnia strzałkowego długiego (Ryc. 41) [52].



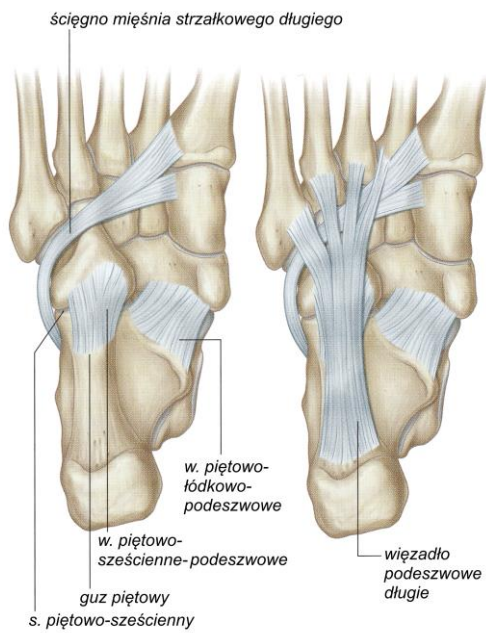
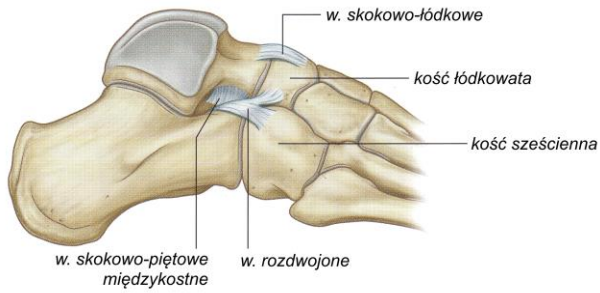
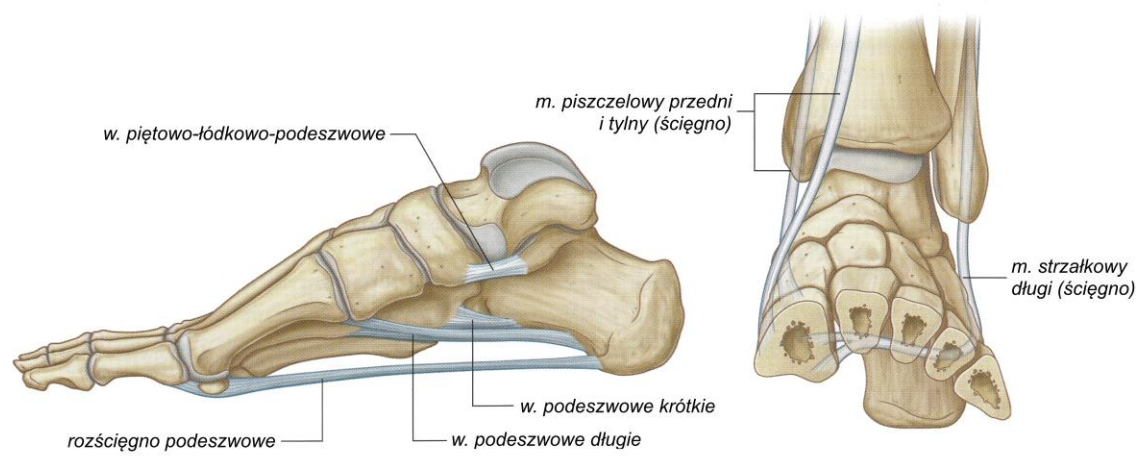
Ryc. 39. Łuk poprzeczny stopy
Źródło: [38].

Rozciągno podeszwowe jest również elementem sklepienia stopy, gdyż stanowi ważny stabilizator statyczny i dynamiczny stopy, będący funkcjonalnym przedłużeniem mięśni podudzia (Ryc. 40). Jest to mocne łącznotkankowe pasmo, przyczepiające się do guzowatości kości piętowej i biegnące wachlarzowato w kierunku podstaw dystalnych części paliczków wszystkich palców bezpośrednio na zginaczu krótkim palców. W ujęciu histologicznym oraz anatomicznym powinno być ono postrzegane jako powięź powierzchniowa, gdyż termin rozciągno odnosi się do układu regularnych włókien kolagenowych wzdłuż sił trakcyjnych, zaś w obrębie podeszwy stopy struktura „rozciągnięta” ma układ wielokierunkowy, co sugeruje, iż jest to tkanka powięziowa [55]. Kończy się ono na torebkach stawów śródstopno-palcowych oraz pochewkach ścięgien [56]. Zazwyczaj jest ono dwuwarstwowe. Składa się ono z 3 części: przyśrodkowej, centralnej oraz bocznej. Pasma boczne, przebiegające do palca V jest elementem zmiennym anatomicznie. W tylnej części jest ono ścięgniaste, zaś część przednia przechodzi w powięź. Podobnie pasmo przyśrodkowe, które biegnie do mięśni palucha. Dominującą rolę czynnościowej stabilizacji stopy pełni część centralna. Podczas zgięcia palców ku górze rozciągno ulega napięciu, dzięki czemu dochodzi do uniesienia sklepienia podłużnego. Mechanizm ten został opisany już w 1954 roku przez Hicksa i jest nazwany „mechanizmem kołowrotu” bądź mechanizmem „windlass” [57, 58]. Uniesienie sklepienia podłużnego poprzez napięcie rozciągnięta podeszwowe zapewnia lepszą stabilizację w trakcie ruchu. Fizjologicznie rozciągno

powinno zapewnić odpowiednie napięcie oraz wzmocnienie łuku stopy. Ponadto spełnia ono rolę stabilizującą jak i tłumiącą wstrząsy szczególnie podczas dynamicznych aktywności np. podczas biegu. Działające wówczas obciążenie mogą 2-3 krotnie przekroczyć masę ciała i właśnie wtedy rozciągno dzięki swojej budowie zapewnia odpowiednią amortyzację [59, 60].



Ryc. 40. Rozciągno podeszwowe stopy
Źródło: [38].



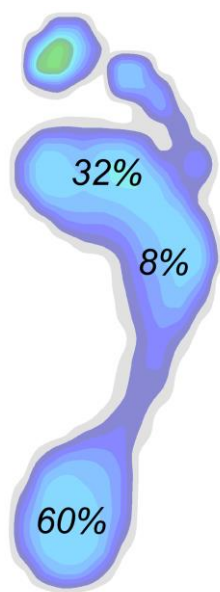
Ryc. 41. Stabilizatory łuków stopy
(więzadła i ścięgna)
Źródło: [38].

6.2.2. Rozkład obciążeń

Ciężar ciała, który transmitowany jest przez kończyny dolne oddziałuje przede wszystkim na tylną część stopy poprzez bloczek kości skokowej oraz staw skokowy górny. Z tego punktu następuje dystrybucja obciążenia w kierunku trzech punktów podparcia sklepienia stopy.

W kierunku przednio-przyśrodkowego punktu podparcia obciążenie transmitowane jest przez szyjkę kości skokowej, zaś w kierunku przednio-bocznego punktu podparcia przez głowę kości skokowej i wyrostek przedni kości skokowej. Linie, które biegną w kierunku tych punktów podparcia tworzą kąt ok. 35-40°, który w przybliżeniu odpowiada kątowi między osią szyjki, a trzonem kości skokowej. Z kolei w kierunku punktu podparcia na pięcie dystrybucja ciężaru ciała odbywa się przez trzon kości skokowej, dolny staw skokowy oraz system beleczek kostnych biegnący od tylnej powierzchni stawowej kości piętowej [37].

Fizjologicznie dystrybucja ciężaru ciała w obrębie stopy wygląda następująco: 60% obciążenia przypada na piętę, zaledwie 8% na śródstopie, zaś pozostała część przypada na przodostopie, szczególnie I i V głowę kości śródstopia (Ryc. 42) [61-63].



Ryc. 42. Rozkład obciążenia na stopie
Źródło: [175].

Ponadto, każda kończyna dolna powinna być symetrycznie obciążona z możliwą niewielką dysproporcją sięgającą do kilku kilogramów. Przyjmuje się, iż wskaźnik symetryczności obciążenia kończyn dolnych w pozycji stojącej jest ilorazem wartości większej do wartości mniejszej i powinien mieścić się w granicach między 1,00 a 1,15 [64, 65].

6.3. Funkcje stopy

Stopa pełni szereg różnorodnych funkcji. Jest ona nierozłącznie połączona funkcjonalnie z pozostałymi ogniwami kinematycznymi kończyny dolnej tj. podudziem, udem i miednicą. Stanowi ona jednocześnie końcowe ogniwo propriocepcyjnego łańcucha kinematycznego człowieka w wyniku czego wszelkie zaburzenia w budowie i funkcji poszczególnych segmentów stopy uruchamiają cały szereg mechanizmów kompensacyjnych, a to z kolei może prowadzić do dysfunkcji w innych elementach układu ruchu [66]. Dlatego należy pamiętać o wpływie, jaki wywierają na siebie wzajemnie wszystkie elementy układu podporowego, a więc kończyny dolne, miednica oraz kręgosłup. Z jednej strony niesprawność i nieprawidłowość budowy stóp wpływają negatywnie na całą postawę, przy braku objawów bólowych związanych bezpośrednio ze stopami. Z drugiej strony nieprawidłowa morfologia lub funkcja stóp może być wynikiem patologii na wyższych piętrach szkieletu [67]. Stopa ma ogromne znaczenie dla statyki ciała, gdyż w pozycji stojącej stanowi punkt stabilizacji dla łańcuchów mięśniowych [12]. Jest zarówno elementem podporowo-nośnym, umożliwiającym zrównoważenie ciała w położeniu przestrzennym jak i elementem dynamicznym (napędowym), warunkującym propulsję w trakcie poruszania się [68]. Jest ona pierwszym elementem kontaktu z podłożem, a poprzez dostosowanie się do nierówności podłoża zmniejsza jednostkowe naciski ciężaru ciała w trakcie chodu. Jednocześnie działa jako dźwignia w trakcie odbicia oraz absorbuje rotacje poszczególnych segmentów kończyny dolnej podczas fazy obciążenia [69]. Ponadto spełnia ona istotną funkcję amortyzującą. Sklepienie stopy będące swoistego rodzaju amortyzatorem chroni narządy wewnętrzne, a także zapewnia maksymalną izolację ośrodkowego układu nerwowego przed mikrourazami powstającymi w trakcie przemieszczania. [66, 70-73]. Stopa pełni również istotną funkcję receptorową, która związana jest z czuciem zarówno głębokim

jak i powierzchniowym [74]. Receptory stopy odbierają informacje o jej ustawieniu oraz położeniu poszczególnych jej elementów, wzajemnej korelacji stóp z innymi częściami narządu ruchu, a także przekazują informacje do centralnego układu nerwowego o np. warunkach otoczenia stopy lub rodzaju podłoża [50]. Ponadto, stopa pełni także rolę w utrzymywaniu równowagi ciała, co jest związane z kontrolą pozycji ciała w przestrzeni oraz przekazywaniem informacji do centralnego układu nerwowego. Stopa współpracuje z innymi elementami narządu ruchu oraz strukturami związanymi z narządem równowagi, by zapewnić utrzymanie właściwej pozycji ciała zarówno statycznej jak i dynamicznej [50].

6.4. Płaskostopie

Wydolność stopy oraz jej prawidłowe funkcjonowanie jest uzależnione od jej budowy morfologicznej. Przede wszystkim istotne jest prawidłowe sklepienie podłużne oraz poprzeczne, a także właściwe obciążanie poszczególnych części stopy [75]. Jedną z najczęściej występujących anatomicznych wad stóp jest płaskostopie [66, 70, 76, 77].

6.4.1. Rodzaje płaskostopia

Wedle definicji płaskostopie stanowi częściową lub całkowitą utratę łuków wysklepiających stopy [78]. Wyróżnia się dwa rodzaje płaskostopia: podłużne, które jest związane z obniżeniem łuku podłużnego stopy oraz poprzeczne związane z dysfunkcją wysklepienia poprzecznego stopy [50].

6.4.1.1. Płaskostopie podłużne

Występowanie płaskostopia podłużnego, często współistniejącego z koślawością pięty, jest zjawiskiem bardzo powszechnym (Ryc. 43). Skala rozpowszechnienia tego zjawiska jest bardzo rozbieżna i wg różnych autorów może dotyczyć od kilku do kilkudziesięciu procent populacji [66, 79]. Etiopatogeneza tej dysfunkcji nie jest jednoznacznie określona, gdyż wiele wątpliwości budzi ustalenie, która struktura stopy jest odpowiedzialna za jej powstanie [80]. Wielu autorów uważa, że przyczyna płaskostopia leży w osłabieniu lub uszkodzeniu struktur mięśniowych [81]. Dominującą rolę przypisuje się

tutaj niewydolności mięśnia piszczelowego tylnego, który uznawany jest za jeden z głównych stabilizatorów łuku podłużnego [82, 83]. Inni badacze uważają, iż za rozwój płaskostopia odpowiada osłabienie lub uszkodzenie licznych struktur więzadłowych, szczególnie rozciągna podeszwowego [78, 84]. Płaskostopie może być również wadą wrodzoną [85]. Istotnym czynnikiem w rozwoju tej wady może być również otyłość [86, 87] a także noszenie niewłaściwego obuwia [88]. Coraz częściej zwraca się także uwagę na znaczenie nieprawidłowego rozkładu sił nacisku na powierzchnię podeszwową stóp, co doprowadza do niewydolności zarówno struktur więzadłowych jak i mięśniowych [80, 89, 90].

W przebiegu tej wady zazwyczaj wyróżnia się 3 okresy, które są związane z charakterem zachodzących zmian.

1. Okres niewydolności mięśniowej charakteryzuje się obniżeniem łuków stopy tylko podczas jej obciążania, zaś w odciążeniu stopa jest prawidłowo wysklepiona. Mówi się wówczas o **stopie płaskiej niewydolnej** [91, 92].
2. Okres niewydolności więzadłowej, w którym zmiany są już zdecydowanie bardziej wyraźne, choć w odciążeniu stopa może jeszcze przyjmować kształt prawidłowy. Zmiany o takim charakterze klasyfikowane są jako **stopa płaska wiotka** [91, 92].
3. Okres zmian utrwalonych, dla którego charakterystyczne są trwałe zmiany strukturalne, niepoddające się korekcji są charakterystyczne dla stopy płaskiej przykurzonej [91, 92].
4. Czasami wyróżnia się również czwarty okres, dotyczący znacznych zniekształceń stóp i wówczas jest to **stopa płaska zeszywniała** [92-94].

Oprócz obniżenia łuków, w stopie może dojść także do koślawego ustawienia kości piętowej, a osłabienie więzadła piętowo-łódkowatego powoduje zsuniecie głowy kości skokowej, która z kolei pociąga za sobą kość łódkowatą. Prowadzi to do odwiedzenia przodostopia oraz wypłaszczenia łuku dynamicznego w miejscu, w którym występuje największe obciążanie [95].

6.4.1.2. Płaskostopie poprzeczne

Płaskostopie poprzeczne jest z kolei wadą stopy, w której dochodzi do obniżenia łuku poprzecznego stopy, poprzez obniżenie główek II i III kości śródstopia (Ryc. 44). Przyczyny najczęściej upatruje się w niewydolności mięśniowo-więzadłowej [81, 96].



*Ryc. 43. Stopa z płaskostopiem podłużnym
Źródło: [175].*



*Ryc. 44. Stopa z płaskostopiem poprzecznym
Źródło: [175].*

7. Cel pracy, pytania i hipotezy badawcze

7.1. Cel pracy

Celem niniejszej pracy była ocena współzależności regionalnej w obrębie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego i stopy oraz stawu skokowego.

Celem szczegółowym było zbadanie czy asymetria w ustawieniu miednicy względem osi ciała ma wpływ na parametry biomechaniczne stopy i stawu skokowego oraz czy asymetria ta koreluje z obecnością i stopniem zaawansowania płaskostopia (podłużnego i poprzecznego).

7.2. Pytania badawcze

W pracy rozważano następujące pytania badawcze:

1. Czy istnieje współzależność między ustawieniem miednicy a ustawieniem stopy i stawu skokowego?
2. Czy asymetria w ustawieniu miednicy wpływa na ciśnienia wywierane przez stopę na podłoże oraz jej ustawienie i wysklepienie?
3. Czy wydolność mięśni miedniczno-krętarzowych koreluje z położeniem środka ciężkości ciała oraz wysklepieniem łuków stopy?

7.3. Hipotezy badawcze

Zostały również sformułowane następujące hipotezy badawcze:

H1: Istnieje zależność między ustawieniem miednicy a ustawieniem stopy i stawu skokowego.

H2: Asymetria w ustawieniu miednicy wpływa na ciśnienie wywierane przez stopę na podłoże. Ustawienie stopy oraz jej wysklepienie jest prawdopodobnie związane z ustawieniem miednicy, a wszelkie odstępstwa od normy mogą być uwarunkowane asymetrią ustawienia obręczy miednicznej.

H3: Wydolność mięśni miedniczno-krętarzowych koreluje z położeniem środka ciężkości ciała oraz wysklepieniem łuków stopy.

8. Materiał i metody

8.1. Organizacja i przebieg badań

Na realizację niniejszych badań uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Jagiellońskiego o numerze 1072.6120.5.2019. Badania zostały przeprowadzone wiosną 2020 roku (kwiecień-czerwiec) w Gabinetcie Fizjoterapii „Pani Stópka” zlokalizowanym w Morawicy nr 292, a ich uczestnicy zostali zrekrutowani wśród pacjentów tego gabinetu.

Przed rozpoczęciem badań uczestnicy zostali poinformowani o celu pracy oraz metodach w niej zastosowanych. Wszyscy wyrazili dobrowolną chęć wzięcia w nich udziału, podpisując stosowne oświadczenie [Załącznik nr 1 w Aneksie].

Badanie składało się z dwóch części: badania podmiotowego oraz przedmiotowego. Pierwszą z nich stanowiła metryczka, zaś badanie przedmiotowe wykonano w oparciu o autorską kartę badania. Została ona oparta o szereg testów fizjoterapeutycznych, których celem była ocena parametrów biomechanicznych dwóch kluczowych obszarów ciała jakimi są: kompleks lędźwiowo-miedniczo-biodrowy oraz stopa i staw skokowy.

8.2. Charakterystyka badanej grupy

W toku badań własnych przebadano 120 osób (60 kobiet i 60 mężczyzn), jednakże przed przystąpieniem do analizy statystycznej, sprawdzono badaną próbę pod kątem wartości poszczególnych pomiarów, w wyniku czego wykluczono 18 respondentów prezentujących wyniki skrajne, które mogłyby zaburzyć rozkład analizowanych zmiennych. Zatem ostatecznie wyłoniona próba badana składała się ze 102 respondentów (55 kobiet i 47 mężczyzn) w wieku od 35 do 55 lat ($M = 43,8$; $SD = 6,6$). Badane osoby miały zbliżone BMI ($\pm 5 \text{ kg/m}^2$). Kryterium włączenia do badań stanowił wiek 35-55lat, brak wszczepionych endoprotez stawów kolanowych oraz stawów biodrowych, implantów metalowych w obrębie kończyny, miednicy, kręgosłupa lędźwiowego oraz wyrażenie świadomej i dobrowolnej zgody na udział w badaniach. Z kolei z badań wykluczono osoby, u których występowały zmiany zapalne w obrębie stawów kręgosłupa, głównie o podłożu reumatoidalnym tj.

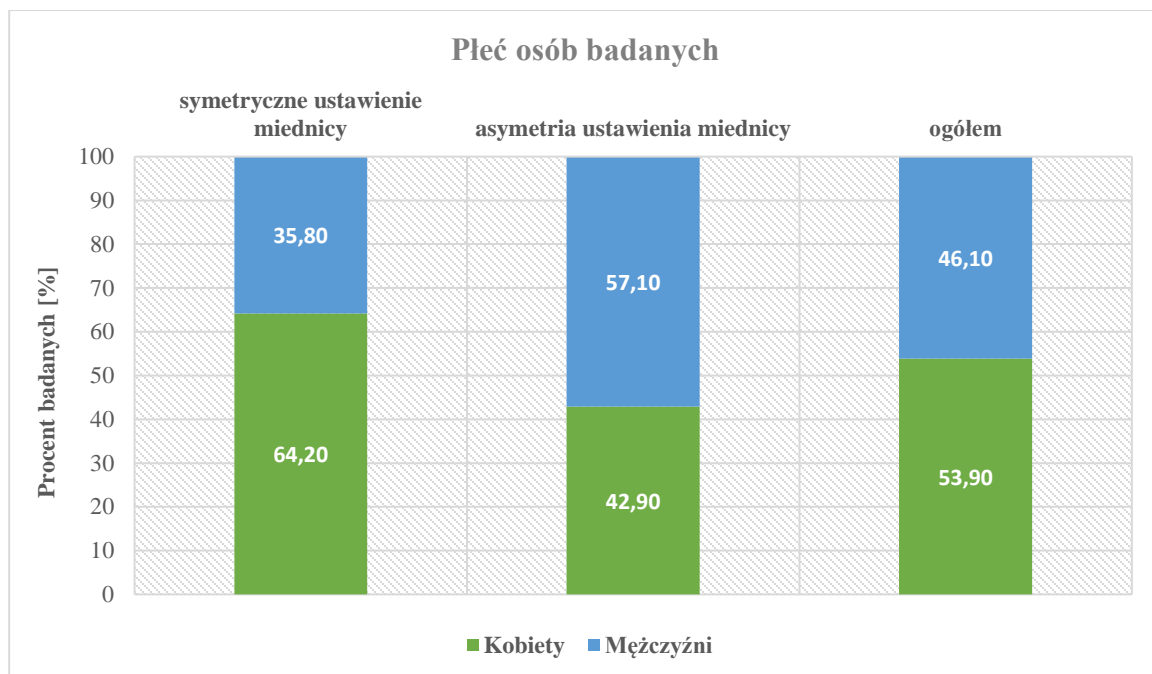
reumatoidalne zapalenie stawów, zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa, łuszczycowe zapalenie stawów, zapalenia o podłożu infekcyjnym oraz zmiany zapalne stawów kończyn dolnych. Ponadto, w badaniach nie wzięły udziału osoby, które miały aktualne i przebyte w poprzedzającym roku urazy stawów kończyn dolnych oraz kręgosłupa (tj. złamania, zwichnięcia, podwichnięcia, skręcenia), wady rozwojowe kręgosłupa i kończyn dolnych oraz anatomiczne skrócenie kończyny dolnej, a także były poddane zabiegom operacyjnym w obrębie kręgosłupa lędźwiowego, miednicy oraz kończyn dolnych. Poza tym kryterium wyłączenia stanowiły dolegliwości bólowe stawów kręgosłupa oraz kończyn dolnych będące wynikiem rzutowania z narządów wewnętrznych, choroby przewlekłe układu mięśniowo-szkieletowego, choroby układu nerwowego upośledzające utrzymanie równowagi oraz nowotwory. Z badań wyłączono także osoby ze zdiagnozowaną depresją oraz chorobami psychicznymi.

Badani zostali podzieleni na dwie grupy: grupę badaną oraz grupę kontrolną. Grupę badaną stanowiły osoby, u których stwierdzono zaburzenia w obrębie statyki miednicy – asymetrię ustawienia na podstawie odpowiednich testów funkcjonalnych, zaś grupę kontrolną stanowiły osoby, u których nie stwierdzono asymetrii w ustawieniu miednicy. W grupie osób o symetrycznym ustawieniu miednicy znalazło się 53 badanych (52%), zaś w grupie z asymetrią ustawienia miednicy – 49 osób (48%).

Poniżej przedstawiono dane dotyczące rozkładu płci osób badanych w podziale na grupy badane oraz w ujęciu ogólnym (Tabela I).

Tabela I. Płeć osób badanych – zestawienie procentowe

Grupa	Płeć					
	Kobiety		Mężczyźni		Ogółem	
	N	%	N	%	N	%
symetryczne ustawienie miednicy	34	64,2	19	35,8	53	100,0
asymetria ustawienia miednicy	21	42,9	28	57,1	49	100,0
<i>Ogółem</i>	55	53,9	47	46,1	102	100,0



Wykres 1. Płeć osób badanych - zestawienie graficzne

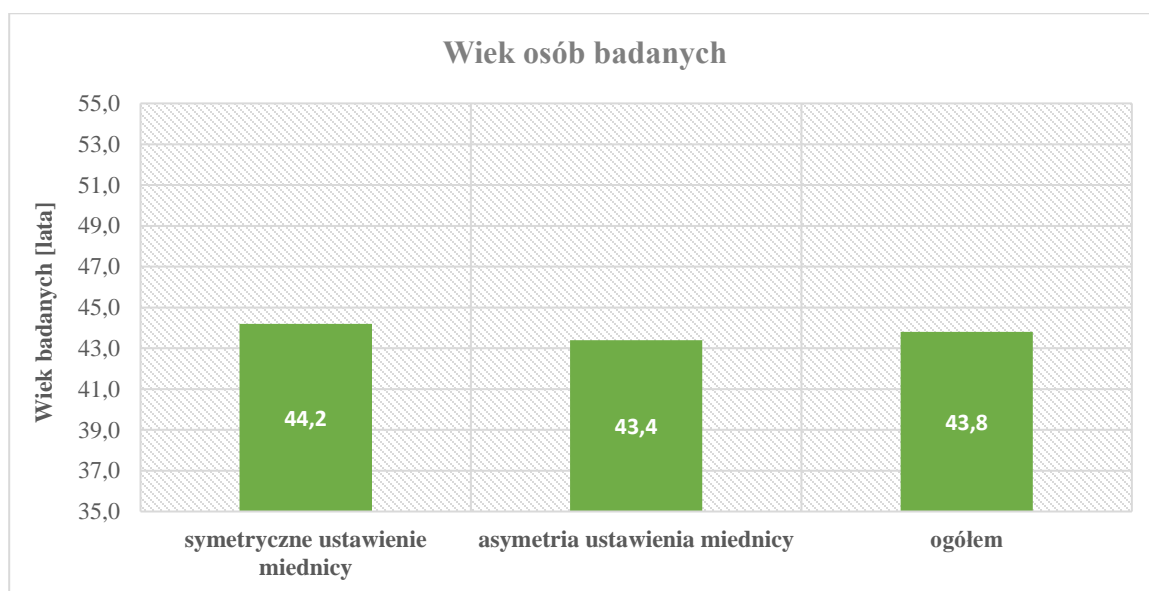
Analizując powyższe dane można zauważyć, że rozkład płci na poziomie ogólnym badanej próby był zbliżony do rozkładu w populacji Polski, natomiast jednocześnie obserwowano dysproporcję kobiet i mężczyzn w grupach wyodrębnionych ze względu na ustawienie miednicy. Większość spośród osób o asymetrycznym ustawieniu miednicy (57,1%) stanowili mężczyźni. Jednocześnie mężczyźni byli w zdecydowanej mniejszości (35,8%) wśród badanych o symetrycznie ustawionej miednicy (Wykres 1). Przeprowadzony test chi-kwadrat Pearsona dla dwóch zmiennych potwierdził, że związek między płcią badanych

a przynależnością do grupy badanej był istotny statystycznie ($\chi^2_{(1)} = 4,65$; $p < 0,05$).

W kolejnych zestawieniach zaprezentowano podstawowe statystyki opisowe dla wieku osób badanych (Tabela II).

Tabela II. Wiek osób badanych – średnia i odchylenie standardowe

Grupa	Wiek	
	M	SD
symetryczne ustawienie miednicy	44,2	6,9
asymetria ustawienia miednicy	43,4	6,4
<i>Ogółem</i>	43,8	6,6



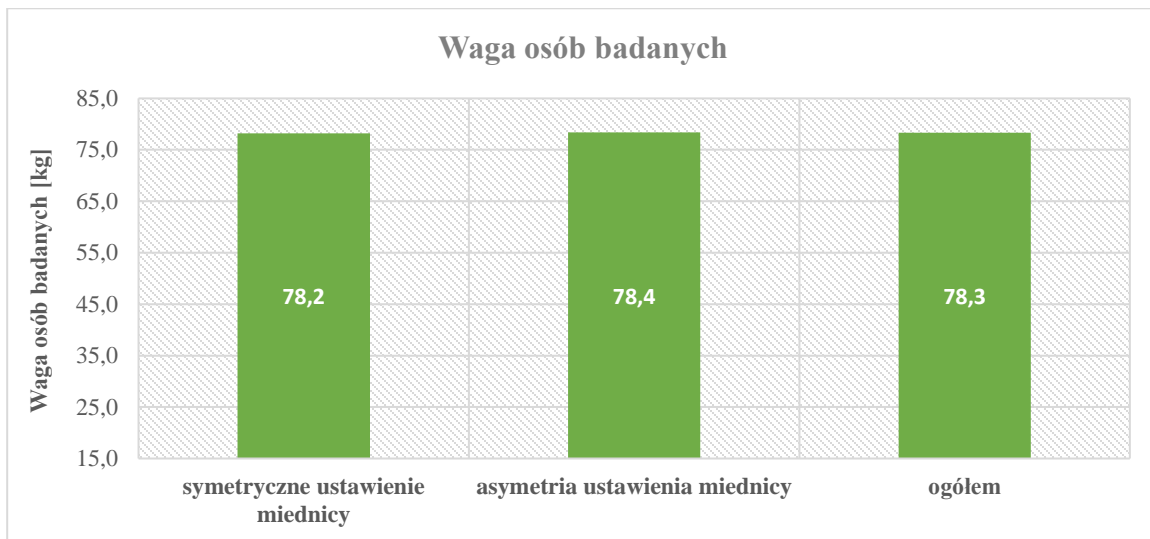
Wykres 2. Wiek osób badanych – wykres wartości średnich

Zarówno osoby w grupie badanej (asymetria ustawienia miednicy), jak i w grupie kontrolnej (symetrycznie ustawiona miednica) cechowała zbliżona średnia wieku, co również zauważono na poziomie ogólnym próby (Wykres 2).

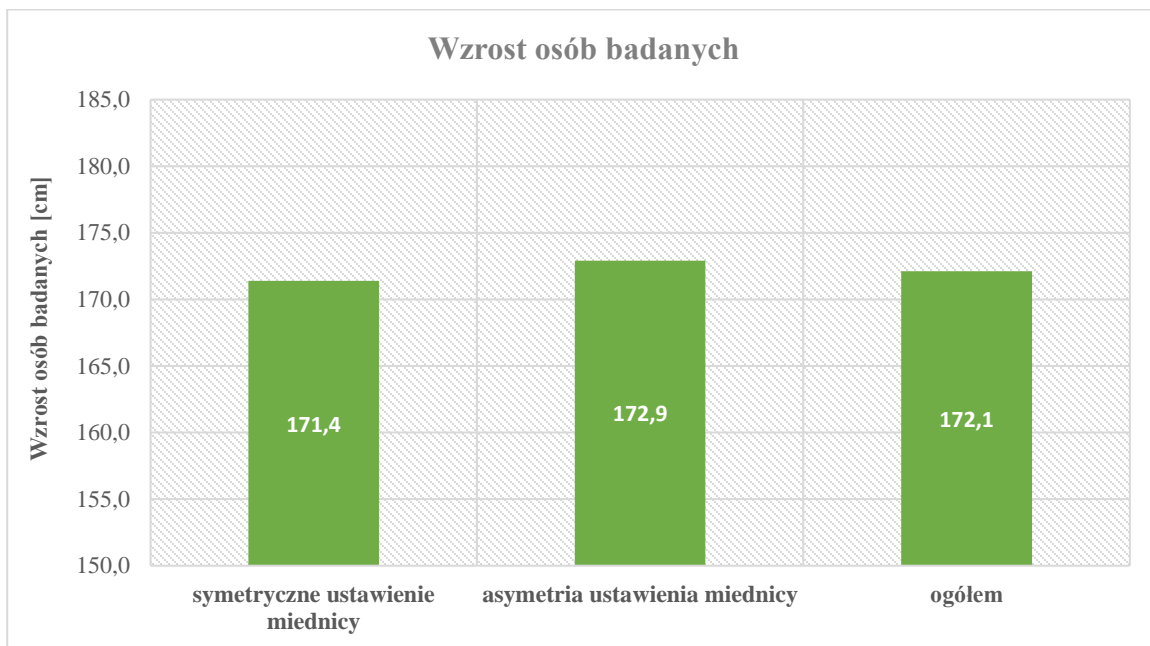
Poniżej w tabeli III zaprezentowano statystyki opisowe dla wagi, wzrostu i BMI badanych.

Tabela III. Waga, wzrost oraz BMI osób badanych – średnia i odchylenie standardowe

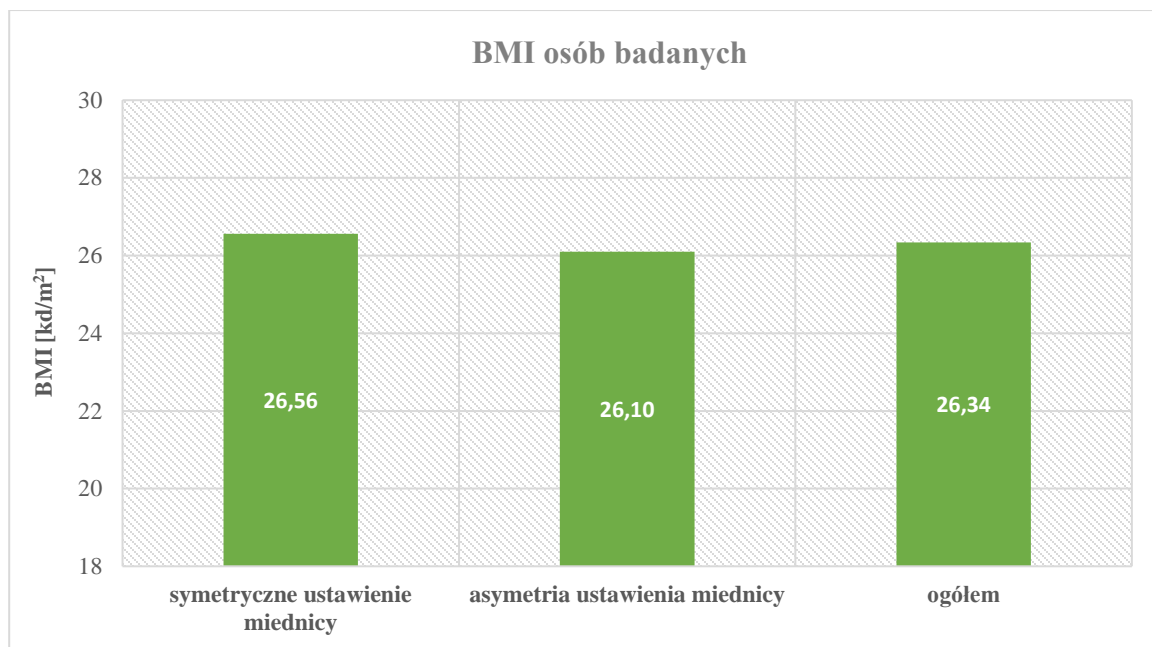
Grupa	waga [kg]		wzrost [cm]		BMI [kg/m ²]	
	M	SD	M	SD	M	SD
symetryczne ustawienie miednicy	78,2	11,1	171,4	7,8	26,56	3,01
asymetria ustawienia miednicy	78,4	13,6	172,9	8,6	26,10	3,15
<i>Ogółem</i>	78,3	12,3	172,1	8,2	26,34	3,07



Wykres 3. Waga osób badanych – wykres wartości średnich



Wykres 4. Wzrost osób badanych – wykres wartości średnich



Wykres 5. Średnie wartości BMI osób w poszczególnych grupach

Zarówno pod względem wagi, wzrostu, jak i wskaźnika BMI, badani respondenci w obu grupach cechowali się podobnym średnim nasileniem tych cech (Wykresy 3-5).

8.3. Metody, techniki i narzędzia badawcze

8.3.1. Badanie podmiotowe

Badanie podmiotowe uwzględniało następujące informacje: płeć, wiek, wzrost oraz wagę ciała [Załącznik nr 2 w Aneksie.]

8.3.2. Badanie przedmiotowe

Zostało przeprowadzone w oparciu o przygotowaną kartę badania [Załącznik nr 3 w Aneksie]. Jego celem była ocena globalnej ruchomości kręgosłupa i szczególnie odcinka lędźwiowego, a także funkcji mięśni miedniczno-krętarzowych (gł. mięśnia pośladkowego średniego) jako głównych stabilizatorów obręczy miednicznej w płaszczyźnie czołowej. Ponadto oceniano głębokość lordozy lędźwiowej, kąt pochylenia miednicy oraz symetrię jej ułożenia, a także rzutowanie środka ciężkości ciała i naciski wywierane przez stopę na podłoże. Zbadana również została osiowość ustawienia miednicy względem kręgosłupa, ustawienie stawu skokowego, a na podstawie odbicia stopy wykreślone zostały kąty służące do określenia wysklepienia podłużnego i poprzecznego oraz ustawienia palucha.

8.3.2.1. Test Thomayera (palce-podłoga)

Test ten służy do globalnej oceny elastyczności taśmy tylnej, a więc ruchomości stawów międzykręgowych kręgosłupa, stawów biodrowych oraz elastyczności grupy kulszowo-goleniowej, przy pochyleniu tułowia do przodu. Osoba badana w pozycji stojącej, w niewielkim rozkroku, przy wyprostowanych stawach kolanowych wykonuje skłon tułowia do przodu, próbując palcami rąk dotknąć podłogi (Ryc. 45 i 46). Ocenie podlega odległość, między opuszkami III palców, a podłożem. Wynik podawany jest w cm. Jest to badanie przesiewowe i niespecyficzne, bowiem wynik zależy nie tylko od ruchomości poszczególnych stawów, ale też od stopnia przykurczu tkanek miękkich w obrębie taśmy tylnej. Za normę uznaje się dotknięcie palcami podłogi, dopuszczalna jest jednak 5 cm odległość między szczytem palców, a podłożem [97].



Ryc. 45. Test Thomayera - pozycja wyjściowa
Źródło:[175].



Ryc. 46. Test Thomayera - pozycja końcowa
Źródło:[175].

8.3.2.2. Test Schöbera

Służy do oceny ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Osoba badana znajduje się w pozycji stojącej, w niewielkim rozkroku. Na skórze osoby badanej oznaczane są dermatografem dwa punkty: pierwszy nad wyrostkiem rylcowatym kręgu S1 oraz drugi 10 cm powyżej. Następnie osoba badana wykonuje skłon tułowia do przodu, co powoduje zwiększenie odległości między zaznaczonymi punktami oraz wyprost, co z kolei prowadzi do jej zmniejszenia (Ryc. 47 - 50). W obu przypadkach ocenie podlega różnica odległości w odniesieniu do wyjściowej odległości 10 cm. Wynik podawany jest w cm. Za normę, uznaje się zwiększenie odległości o ok. 5 cm przy skłonie w przód oraz zmniejszenie o ok. 1-2 cm przy wyproście [97].



Ryc. 47. Test Schöbera - pozycja wyjściowa:
wyznaczenie odległości 10 cm
Źródło:[175].



Ryc. 48. Test Schöbera - pozycja wyjściowa
Źródło:[175].



Ryc. 49. Test Schöbera – zgięcie
Źródło:[175].



Ryc. 50. Test Schöbera – wyprost
Źródło:[175].

8.3.2.3. Test Trendelenburga

Dostarcza informacji o wydolności mięśni miedniczno-krętarzowych (szczególnie mięśni pośladkowych średnich), które są głównymi stabilizatorami obręczy miednicznej w płaszczyźnie strzałkowej. Pozycją wyjściową jest pozycja stojąca, w niewielkim rozkroku. Osoba badana podnosi jedną kończynę dolną zginając ją w stawie kolanowym i biodrowym (Ryc. 51 i 52). Badający, stojący za osobą badaną obserwuje statykę miednicy w trakcie poleconego ruchu. Prawidłowo w pozycji stojącej podczas podparcia ciała na kończynie dolnej mięśnie miedniczno-krętarzowe po stronie ipsilateralnej kurczą się, co prowadzi do niewielkiego uniesienia miednicy lub utrzymania jej w pozycji horyzontalnej. W sytuacji ich osłabienia, miednica pochyla się w stronę nieobciążonej kończyny dolnej. Test przeprowadzany jest obustronnie i jest on oceniany w skali dwustopniowej (dodatni/ujemny). Za wynik dodatni uznaje się sytuację, gdy miednica pochyla się w stronę nieobciążonej kończyny dolnej [97].



*Ryc. 51. Test Trendelenburga -
pozycja wyjściowa
Źródło: [175].*



*Ryc. 52. Test Trendelenburga -
pozycja końcowa
Źródło: [175].*

8.3.2.4. Stopień pochylenia miednicy

Pomiar kąta pochylenia miednicy został wykonany za pomocą cyfrowego inklinometru o nazwie „Duometr plus”, wyprodukowanego przez Opolskie Przedsiębiorstwo Innowacyjno-Wdrożeniowe (OPIW) (Ryc. 53). Do pomiaru wykorzystana została metodologia zaproponowana przez Crowella [40], która uwzględnia kąt zawarty między linią łączącą kolce biodrowe górne: przedni i tylny, a poziomem. Pozycją wyjściową do badania jest pozycja stojąca. Badający wyznacza położenie kolców biodrowych górnych (przedniego i tylnego) a następnie oznacza je dermatografem (Ryc. 54). Wszystkie pomiary dokonywane są po lewej stronie osoby badanej. Po przyłożeniu ramion duometru do wyznaczonych punktów zostaje wyznaczony kąt pochylenia miednicy. Wynik podawany jest w stopniach z dokładnością do jednego miejsca po przecinku. W literaturze nie ma jednoznacznego wyniku, który uznawany jest za normę. Zazwyczaj przyjmuje się, iż prawidłowy kąt przodopochylenia miednicy powinien mieścić się w granicach $2,8^{\circ}$ – $22,0^{\circ}$ [39, 40, 98].



Ryc. 53. Cyfrowy inklinometr
Źródło: [176].



Ryc. 54. Pomiar pochylenia miednicy za pomocą cyfrowego inklinometru
Źródło: [175].

8.3.2.4. Głębokość lordozy lędźwiowej

Pomiar głębokości lordozy lędźwiowej został wykonany za pomocą cyfrowego pochyłomierza AMI, który jest wyprodukowany przez Opolskie Przedsiębiorstwo Innowacyjno-Wdrożeniowe (OPIW) (Ryc. 55). Ocenie podlega kąt wyznaczony w płaszczyźnie strzałkowej między górną powierzchnią kręgu L1, a szczytem kości krzyżowej [45]. Osoba badana stoi. Badający wyznacza w/w punkty kostne oraz zaznacza je na powierzchni skóry dermatografem. Do wyznaczonego odcinka przykładany jest pochyłomierz (Ryc. 56). Wynik podawany jest w stopniach z dokładnością do jednego miejsca po przecinku [99].



*Ryc. 55. Pochyłomierz AMI
Źródło: [176].*



*Ryc. 56. Pomiar pochyleń miednicy za
pomocą cyfrowego inklinometru
Źródło: [175].*

8.3.2.5. Test wyprzedzania (Standing Flexion Test):

Służy do oceny osiowości ustawienia miednicy względem kręgosłupa. Osoba badana znajduje się w pozycji stojącej, tyłem do osoby badającej. Badający układa swoje kciuki na kolcach biodrowych tylnych górnych. Należy wykluczyć ewentualne zaburzenia symetrii miednicy i stawów biodrowych. W przypadku krótszej kończyny dolnej należy na czas testu skorygować nierówność podkładając deseczkę pod stopę krótszej kończyny dolnej. Osoba badana wykonuje skłon tułowia do przodu. Oceniane są położenie oraz ruchomość obu kolców biodrowych (Ryc. 57 i 58). Test przeprowadzany jest obustronnie i jest oceniany w skali dwustopniowej (dodatni i ujemny) [97]. Fizjologicznie, kość krzyżowa ulega przemieszczeniu w stawach krzyżowo-biodrowych wzdłuż osi poziomej w stosunku do kości biodrowych. Ruch ten wymaga obniżenia się kości krzyżowej. Prawidłowo, z powodu swobodnego ruchu w stawach krzyżowo-biodrowych w końcowej fazie skłonu kolce biodrowe znajdują się na tej samej wysokości jak na początku badania. Jeśli staw krzyżowo-biodrowy po jednej stronie nie obniża się, wówczas kolec biodrowy tylny górny wraz z kością krzyżową w porównaniu do drugiej strony przemieszcza się ku górze (wyprzedza). Za wynik dodatni uznaje się sytuację, gdy nie występuje obniżenie kolca lub następuje uniesienie do góry jednego z kolców w stosunku do drugiego. Świadczy to o zablokowaniu po stronie badanej stawu krzyżowo-biodrowego i zaburzeniu statyki miednicy. Za wynik ujemny uznaje się sytuację kiedy kolce biodrowe tylne górne przemieszczają się symetrycznie do góry lub pozostają na miejscu. Obustronny objaw wyprzedzania może z kolei świadczyć o skróceniu mięśni kulszowo-udowych [97, 100].



*Ryc. 57. Test wyprzedzania –
pozycja wyjściowa
Źródło: [175].*



*Ryc. 58. Test wyprzedzania –
pozycja końcowa
Źródło: [175].*

8.3.2.5. Test wyprzedzania Piedellu

Jest wykorzystywany do oceny osiowości ustawienia miednicy względem kręgosłupa. Badany siedzi, ze stopami opartymi o podłogę (dla wyeliminowania czynności mięśni grupy kulszowo-goleniowej). Badający opiera kciuki na kolcach biodrowych tylnych górnych. Osoba badana wykonuje skłon tułowia do przodu (Ryc. 59 i 60). Test przeprowadzany jest obustronnie i jest on oceniany w skali dwustopniowej (dodatni/ujemny). Za wynik dodatni uznaje się sytuację, kiedy jeden z kolców tylnych górnych uniesie się do góry względem drugiego. Świadczy to o zablokowaniu stawu krzyżowo-biodrowego po stronie badanej i zaburzeniu statyki miednicy. Za wynik ujemny przyjmuje się symetryczne poruszanie kolców do góry lub pozostanie na miejscu [97].



*Ryc. 59. Test wyprzedzania Piedellu –
pozycja wyjściowa
Źródło: [175].*



*Ryc. 60. Test wyprzedzania Piedellu -
pozycja końcowa
Źródło: [175].*

8.3.2.6. Test wyprzedzania Gilleta

Badany stoi w lekkim rozkroku tyłem do osoby badającej. Badający układa swój kciuk na kolcu biodrowym tylnym górnym po stronie testowanej na wysokości wyrostka kolczystego S2. Osoba badana zgina kończynę dolną w stawie biodrowym i kolanowym do 90° (Ryc. 61 i 62). Za wynik ujemny przyjmuje się sytuację kiedy kolec biodrowy tylny górny przemieszcza się w dół i do tyłu w odniesieniu do S2. Wynik dodatni to sytuacja kiedy nie obserwuje się w/w ruchu. Test przeprowadzany jest obustronnie [97].



*Ryc. 61. Test wyprzedzania Gilleta –
pozycja wyjściowa
Źródło: [175].*



*Ryc. 62. Test wyprzedzania Gilleta –
pozycja końcowa
Źródło: [175].*

8.3.2.7. Test Obera

Używany jest do oceny prawidłowego ustawienia głowy kości udowej w panewce, a przez to właściwego ustawienia miednicy. Badany leży na boku. Kończyna dolna, na której leży jest zgięta w stawie biodrowym i kolanowym do 90°. Badający stabilizuje jedną ręką miednicę, a druga ręka obejmuje kończynę dolną znajdującą się na górze i biernie prostuje ją w stawie kolanowym i biodrowym, a następnie wykonuje ruch przywiedzenia. Kończyna dolna wyprostowana w stawie biodrowym powoduje ufixowanie pasma biodrowo-piszczelowego na poziomie krętarza większego (Ryc. 63 i 64). Test przeprowadzany jest obustronnie i jest oceniany w skali dwustopniowej (dodatni/ujemny). Za wynik dodatni przyjmuje się ograniczenie przywiedzenia kończyny dolnej oraz pojawienie się zgięcia i rotacji zanim zostanie osiągnięty odpowiedni stopień przywiedzenia. Czasami mogą wystąpić dolegliwości bólowe w części bocznej stawu kolanowego. Za wynik ujemny uznaje się pełne przywiedzenie kończyny dolnej [97].



*Ryc. 63. Test Obera -
pozycja wyjściowa
Źródło: [175].*



*Ryc. 64. Test Obera -
pozycja końcowa
Źródło: [175].*

8.3.2.8. Symetria ustawienia kołców biodrowych

Pacjent stoi. Badający ocenia symetrię ustawienia kołców biodrowych przednich górnych i tylnych górnych oznaczając je dermatografem (Ryc. 65 i 66). W przypadku asymetrii należy zmierzyć różnicę położenia centymetrem. Wyniki nanoszone są na schematyczny rysunek [43].



*Ryc. 65. Ocena symetrii kołców biodrowych przednich górnych
Źródło: [175].*



*Ryc. 66. Ocena symetrii kołców biodrowych tylnych górnych
Źródło: [175].*

8.3.2.9. Nacisk wywierany przez stopy na podłoże

Do oceny nacisku wywieranego przez stopy na podłoże wykorzystano wielofunkcyjną platformę dynamograficzną Zebris FDM-S, wyprodukowaną przez niemiecką firmę „Zebris Medical GmbH”, służącą do analizy rozkładu nacisku zarówno w pozycji statycznej jak i dynamicznej (Ryc. 67). Składa się ona z indywidualnie kalibrowanych pojemnościowych czujników siły w liczbie 2560, których zadaniem jest analiza rozkładu gęstości sił statycznych i dynamicznych, które generowane są pod stopami. W tym przypadku został przeprowadzony pomiar statyczny. Każdorazowo, przed wykonaniem pomiaru wykonywana jest automatyczna kalibracja sprzętu. Badanej osobie poleca się wejście na platformę, a dla uzyskania prawidłowej pozycji stóp stosuje się wskazówki graficzne umieszczone na sprzęcie (Ryc. 68). Po przyjęciu właściwej, swobodnej pozycji z kończynami górnymi wzdłuż tułowia badana osoba ma za zadanie patrzeć przed siebie przez 30 sekund. Wzrok należy ufixować na jednym punkcie. Przeprowadzona jest wówczas analiza nacisku w czasie rzeczywistym, która jest rejestrowana w postaci dwu- lub trójwymiarowych obrazów. Efektem końcowym każdego pomiaru jest raport [Załącznik nr 4. w Aneksie], który zawiera informacje na temat procentowego rozkładu sił na obie kończyny dolne oraz procentowej dystrybucji sił między przodem i tyłem obu stóp.



*Ryc. 67. Platforma dynamograficzna Zebris FDM-S
Źródło: [177].*

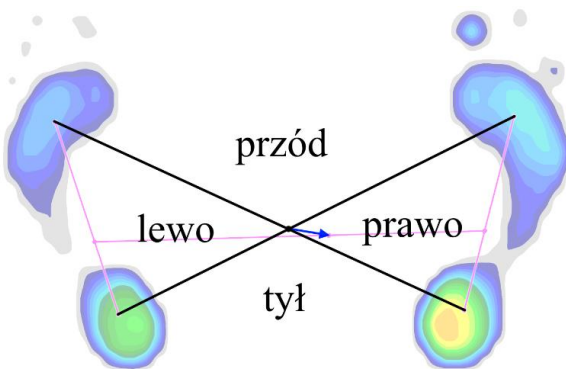


*Ryc. 68. Ocena nacisku wywieranego przez stopy na podłoże za pomocą platformy dynamograficznej Zebris FDM-S
Źródło: [175].*

8.3.2.10. Rzut środka ciężkości

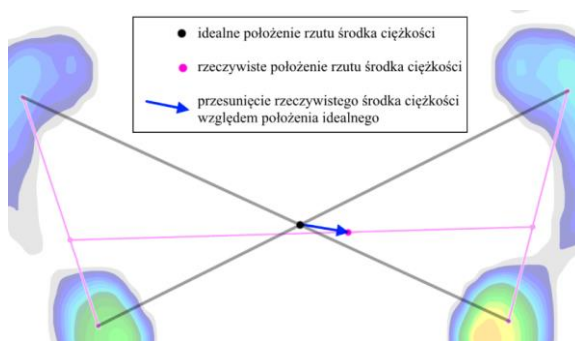
Do oceny rzutu środka ciężkości wykorzystuje się raport, który jest uzyskany podczas opisanego powyżej badania sił nacisku stóp na podłoże. Na podstawie zmierzonych parametrów obrazujących dystrybucję nacisku na każdej ze stóp oraz pomiędzy lewą i prawą kończyną dolną obliczone zostały dodatkowo następujące wartości: przesunięcie rzeczywistego środka ciężkości od położenia idealnego oraz dominujący kierunek przesunięcia.

Dominujący kierunek przesunięcia rzutu rzeczywistego środka ciężkości klasyfikuje kierunek przesunięcia rzeczywistego środka ciężkości względem położenia idealnego. Parametr ten wskazuje obszar, w którym znajduje się rzut rzeczywistego środka ciężkości w ujęciu procentowego przesunięcia, który to obszar związany jest z kierunkami przód-tył oraz lewo-prawo względem idealnego położenia środka ciężkości. Obszar podłoża, na którym stoi badany pacjent został podzielony w sposób teoretyczny na 4 obszary w następujący sposób: wyobraźmy sobie znak X naniesiony na obraz odcisniętych obu stóp, gdzie środek znaku X przechodzi przez rzut idealnego środka ciężkości (czyli obciążenie stóp prawej i lewej jest równe i wynosi po 50%, zaś obciążenie w układzie przód-tył rozkłada się następująco: 40% obciążenia znajduje się w przedniej okolicy stopy, zaś 60% na piętach). Ramiona znaku X rozchodzą się w kierunku wierzchołków czworoboku podparcia. W takim układzie rzut rzeczywistego środka ciężkości znajdzie się w jednym z 4 sektorów, które wyznacza nam znak X, czyli przód, tył, lewo lub prawo. Parametr jest więc wskazaniem sektora w którym znajdzie się rzeczywisty środek ciężkości (Ryc. 69).



Ryc. 69. Dominujący kierunek przesunięcia rzutu rzeczywistego środka ciężkości
Źródło: [175].

Przesunięcie rzeczywistego środka ciężkości od położenia idealnego jest to procentowa „odległość” rzutu rzeczywistego środka ciężkości od jego idealnego położenia wyrażona w procentach, gdzie 0% to pokrycie się rzutu rzeczywistego środka ciężkości z teoretycznym położeniem idealnym, a 100% przesunięcia to skrajne przypadki czyli przesunięcie obciążenia w kierunku wierzchołków czworoboku podparcia czyli stanie tylko na palcach lub tylko na pięcie jednej ze stóp - „jeden” punkt podparcia (Ryc. 70). Idealne teoretyczne położenie środka ciężkości ma miejsce przy równym obciążeniu obu kończyn dolnych (50% ciężaru ciała na lewej, 50% ciężaru ciała na prawej) oraz przy idealnej dystrybucji obciążenia w proporcji 40% obciążenia przodostopia i 60% obciążenia pięty. Takiej dystrybucji obciążenia (50/50 i 40/60 na obu stopach) możemy przypisać idealne położenie środka ciężkości, który stanowi odniesienie.



Ryc. 70. Przesunięcie rzeczywistego środka ciężkości od położenia idealnego
Źródło: [175].

8.3.2.11. Ustawienie stawu skokowego

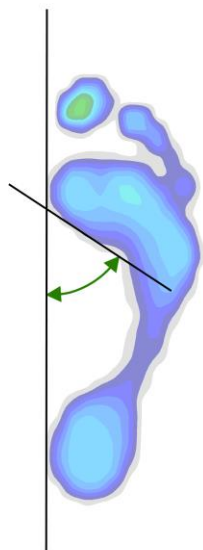
Badany stoi tyłem do osoby badającej, która ocenia ustawienie kostki bocznej. W stopie prawidłowej krzywe poniżej i powyżej kostki bocznej są w przybliżeniu równe. Stopę ustawioną w pronacji charakteryzuje wyraźniej zaznaczone wygięcie poniżej kostki bocznej. Odwrotna sytuacja jest w supinacyjnym ustawieniu stopy, kiedy wyraźniejsze jest wygięcie powyżej kostki bocznej. Jeśli stopa znajduje się w pozycji neutralnej, wygięcia są symetryczne (Ryc. 71) [101].



*Ryc. 71. Ocena ustawienia stawu skokowego
Źródło: [175].*

8.3.2.12. Ustawienie stopy

Na podstawie odcisków stóp uzyskanych podczas badania na platformie dynamograficznej wykreślono następujące kąty i wskaźniki:



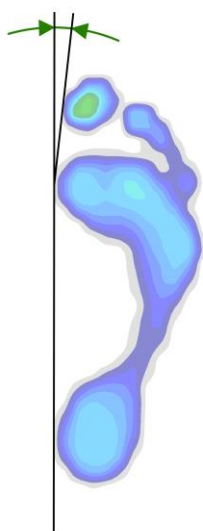
Ryc. 72. Kąt Clark'a
Źródło: [175].

Kąt Clark'a: wskaźnik kątowy służący do określenia stopnia wysklepienia podłużnego stopy [102]. Jest to kąt zawarty między linią przyśrodkowej krawędzi stopy, a linią największego wgłębienia (Ryc. 72).

Wartości dla tego kąta przedstawiają się następująco:

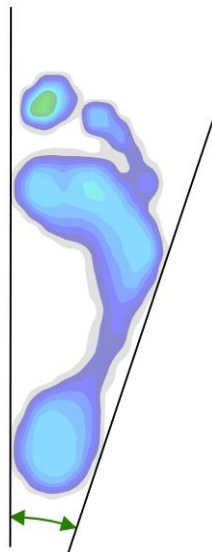
- x - 30° stopa płaska
- 31° - 41° stopa z obniżonym wysklepieniem
- 42° - 54° stopa prawidłowa
- 55° - x stopa z podwyższonym wysklepieniem

[103].



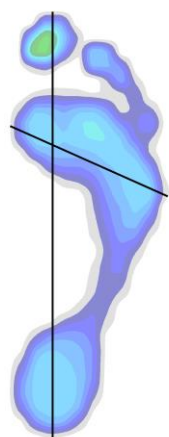
Ryc. 73. Kąt koślawości palucha (α)
Źródło: [175].

Kąt koślawości palucha (α): informuje o zniekształceniach palców stopy, wpływających niekiedy na płaszczyznę odbicia [102]. Jest to kąt zawarty między styczną do przyśrodkowego brzegu stopy a styczną poprowadzoną z punktu w najszerszym miejscu przodostopia do zewnętrznego brzegu palucha (Ryc. 73). Norma dla kąta koślawości palucha wynosi 0-9° [103].



Ryc. 74. Kąt piętowy (γ)
Źródło: [175].

Kąt piętowy (γ): to narzędzie diagnostyczne służące do oceny sklepienia poprzecznego [102, 104]. Jest wyznaczony przez dwie styczne do wewnętrznej i zewnętrznej krawędzi stopy (Ryc. 74). Przecinają się one poza piętą tworząc kąt. Norma dla kąta piętowego wynosi 15-18°. Oddalanie się przez wartości średnie ku górze od normy może budzić podejrzenie spłaszczenia sklepienia poprzecznego [102].



Ryc. 75. Wskaźnik Wejsfloga
Źródło: [175].

Wskaźnik Wejsfloga: to wskaźnik służący do oceny płaskostopia poprzecznego. Stanowi go proporcja długości stopy do jej szerokości (Ryc. 75). Stosunek długości stopy do jej szerokości powinien wynosić 3:1. Z reguły przyjmuje on wartości między 2 a 3. Przyjmuje się, iż wartości bliższe 2 świadczą o płaskostopiu poprzecznym, zaś wartości bliższe 3 dowodzą prawidłowego wysklepienia poprzecznego stopy [103].

9. Analiza wyników

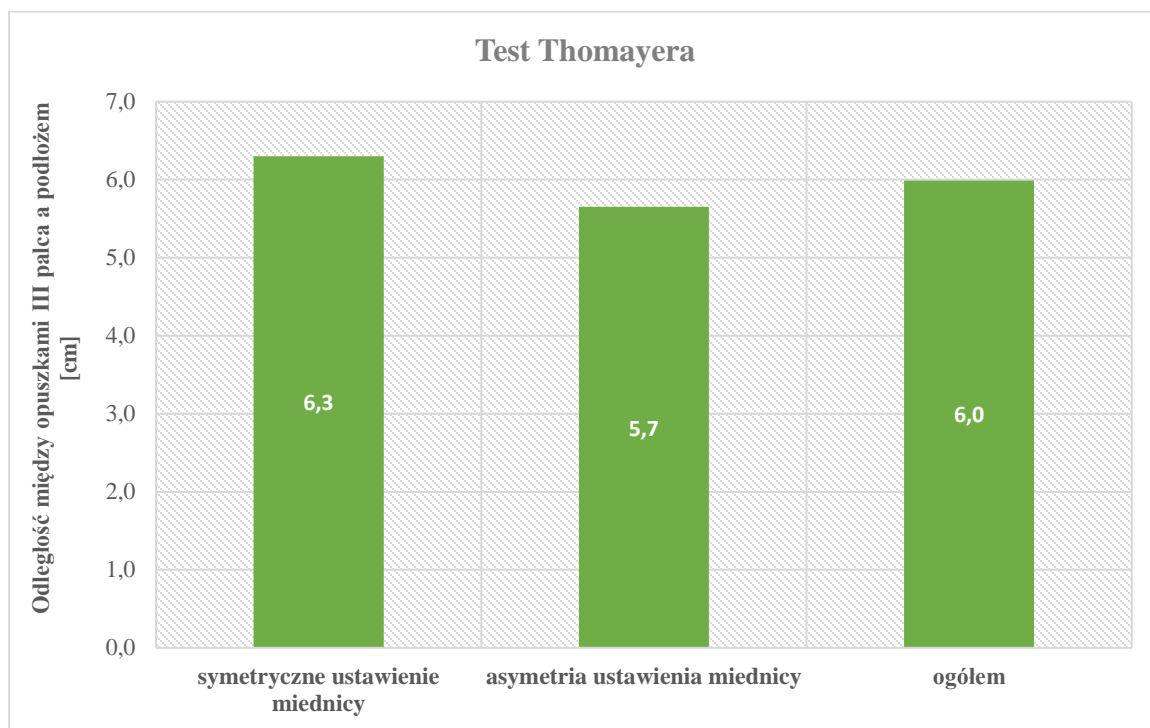
W niniejszym rozdziale przedstawione zostały wyniki analizy materiału empirycznego zgromadzonego w toku badań własnych. Zestawienia tabelaryczne lub wykresy prezentowane w poniższym rozdziale zawierają następujące oznaczenia, będące skrótami statystyk: M – średnia; SD – odchylenie standardowe, N- liczebność. W przypadku testów statystycznych, stosowano skróty raportowanych statystyk: t – wynik testu t-Studenta, χ^2 – wynik testu chi kwadrat oraz parametry: df – stopnie swobody, p – poziom istotności statystycznej.

9.1. Dane empiryczne – podstawowe statystyki opisowe. Odniesienie do norm

W poniższym podrozdziale zawarto podstawowe statystyki opisowe pomiarów wykonanych w toku badań własnych z podziałem na grupę badaną (z asymetrycznym ustawieniem miednicy - z wyjątkiem punktu 9.2.4.) jak również dla wszystkich osób badanych (łącznie z miednicą symetryczną i asymetryczną). W przypadku braku norm zewnętrznych, wykonano testy statystyczne odnoszące się do średniej wartości w próbie; w innych przypadkach odnoszono się do uznanych wartości normatywnych.

9.1.1. Ruchomość odcinka lędźwiowego

Poniżej przedstawiono średnie wartości testu Thomayera dla każdej z grup osobno oraz ogółem dla wszystkich badanych razem (Wykres 6).

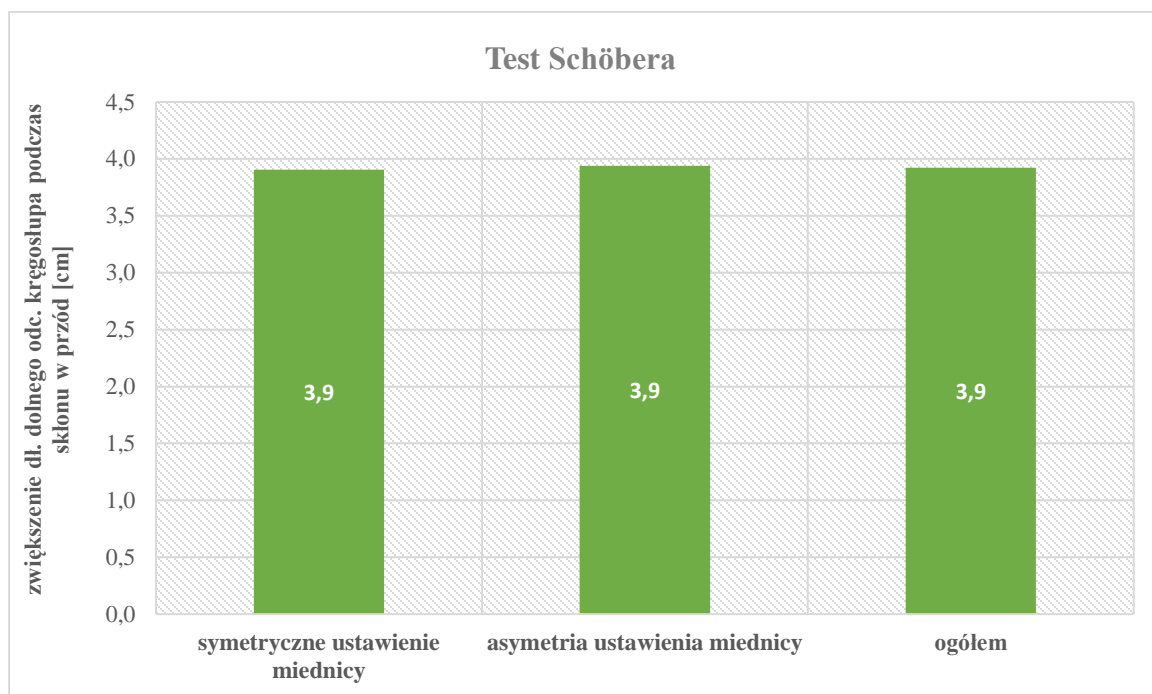


Wykres 6. Test Thomayera - wykres wartości średnich u badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

W grupie badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy wartość testu Thomayera wynosiła 6.3 cm, natomiast w grupie z asymetryczną miednicą - 5.7 cm. Wartość średnia dla wszystkich badanych z obu grup osiągnęła 6 cm (Wykres 6). W zakresie analizowanego wskaźnika można było zaobserwować, że wartości średnie w obu grupach nie różniły się istotnie od wartości średniej uzyskanej dla całej badanej grupy, co zostało potwierdzone testami t dla jednej próby ($t_{(52)} = 0,29$; n.i.; $t_{(48)} = 0,29$; n.i.).

Wykres 7 przedstawia średnie wartości testu Schöbera, obrazującego ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa, jako różnicę pomiędzy skłonem a wyprostem tego odcinka kręgosłupa. Jak wynika z przedstawionych danych zarówno w każdej z porównywanych

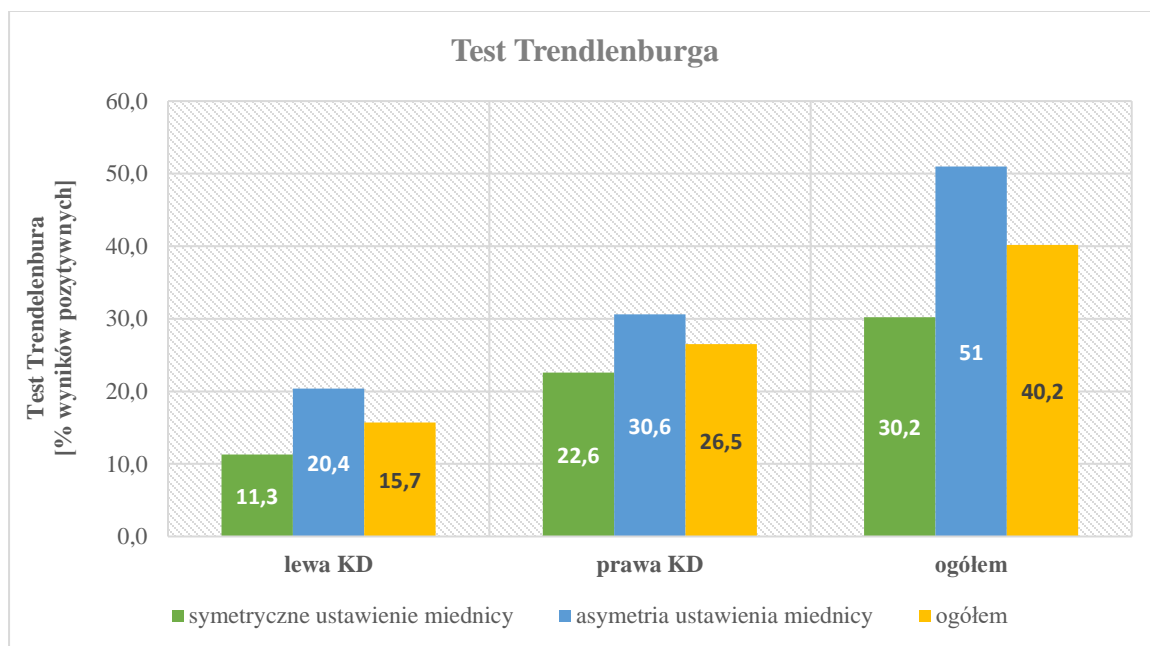
grup, jak i u wszystkich badanych z obu grup łącznie średnia wartość wskaźnika wyniosła $M = 3,9$ cm.



Wykres 7. Test Schöbera – wykres wartości średnich u badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

9.1.2. Wydolność mięśni miedniczo – krętarzowych

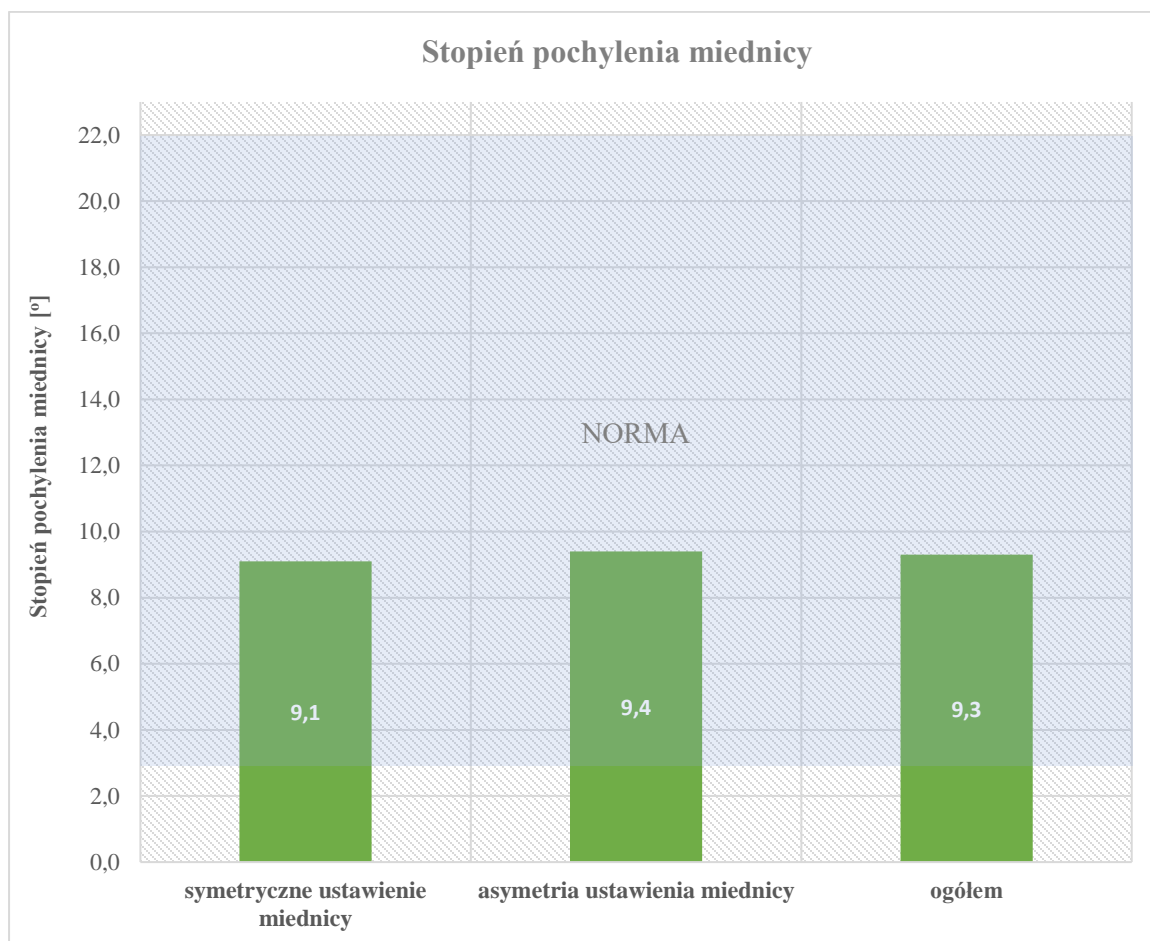
Stopień wydolności mięśni miedniczo – krętarzowych mierzono za pomocą: testu Trendelenburga, pomiaru stopnia pochylenia miednicy oraz głębokości lordozy lędźwiowej. Na wykresie 8 przedstawiono rozkład procentowy wyników testu Trendelenburga (kończyna dolna prawa/lewa; ogółem).



Wykres 8. Test Trendelenburga – procent wyników pozytywnych dla prawej i lewej kończyny dolnej oraz dla całej grupy (KD lewa – kończyna dolna lewa; KD prawa – kończyna dolna prawa)

Analizując powyższe dane można zauważyć większy odsetek pozytywnych wyników testu Trendelenburga w przypadku prawej kończyny dolnej. Wynik taki częściej dotyczył osób z asymetrycznie ustawioną miednicą. Dokładniejsza analiza zależności między ustawieniem miednicy, a wynikiem omawianego testu zawarta została w podrozdziale 9.2.3.

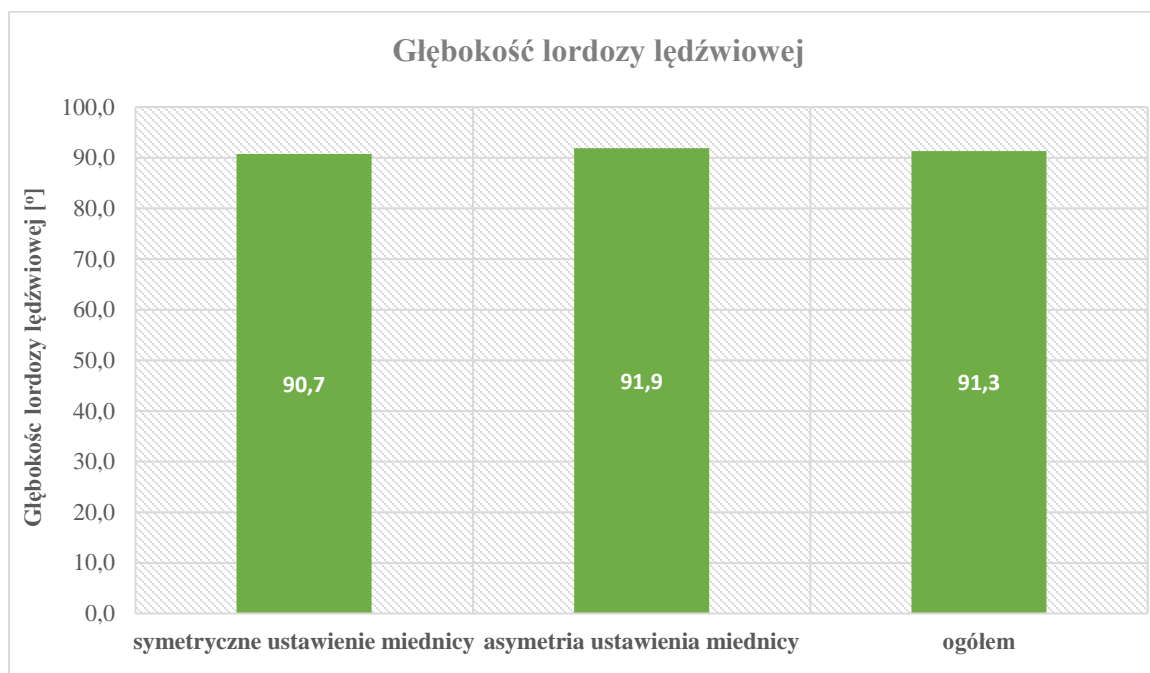
Na wykresie 9 przedstawiono średnie wartości dla stopnia pochylenia miednicy w każdej z obu porównywanych grup oraz dla wszystkich badanych z obu grup łącznie w odniesieniu do zakresu normy ($2,8^{\circ} - 22^{\circ}$).



Wykres 9. Średni stopień pochylenia miednicy – wykres wartości średnich dla badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

Stopień pochylenia miednicy w obu porównywanych grupach plasował się na zbliżonym poziomie i wynosił odpowiednio: $9,1^{\circ}$, $9,4^{\circ}$ i $9,3^{\circ}$ dla grupy z symetrycznie ustawioną miednicą, z miednicą asymetryczną oraz dla wszystkich badanych z obu grup łącznie. Wartości te nie różniły się od siebie istotnie statystycznie i mieściły się w granicach normy.

Kolejny wykres (Wykres 10.) przedstawia głębokość lordozy lędźwiowej u osób badanych.

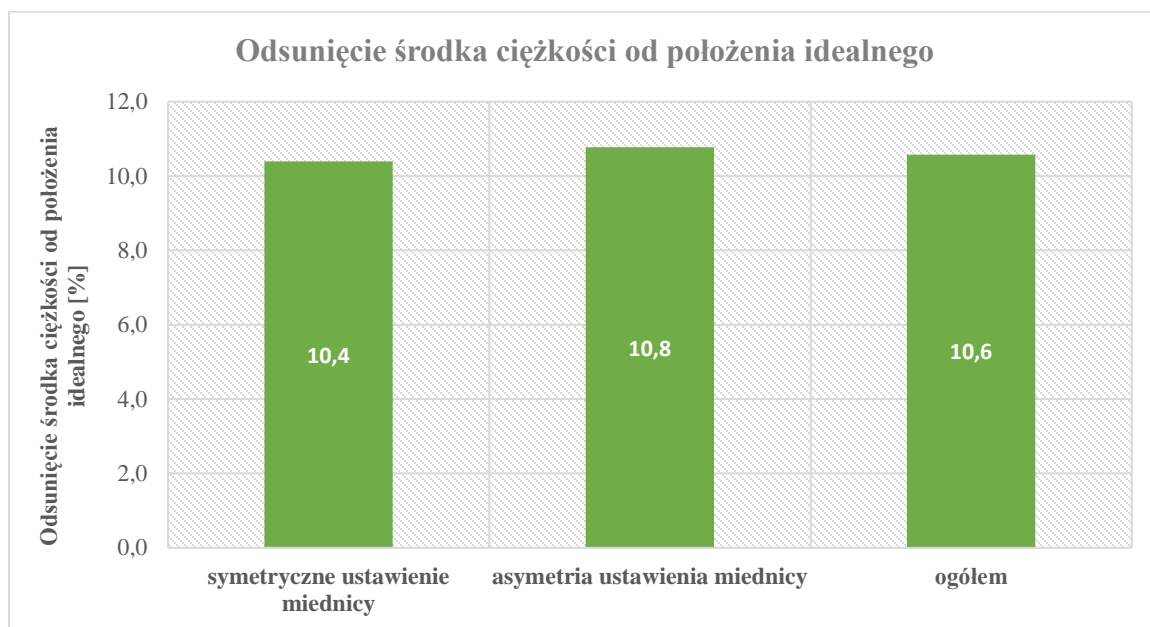


Wykres 10. Głębokość lordozy lędźwiowej – wykres wartości średnich dla badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

Badanie głębokości lordozy lędźwiowej pozwoliło stwierdzić, że obie grupy badane prezentowały zbliżoną wartość tego parametru. Wynosiła ona odpowiednio 90,7° oraz 91,9° dla badanych z symetrycznym oraz asymetrycznym ustawieniem miednicy. Również średnia wartość dla wszystkich badanych łącznie z obu grup była zbliżona i wynosiła 91,3° (Wykres 10).

9.1.3. Położenie środka ciężkości

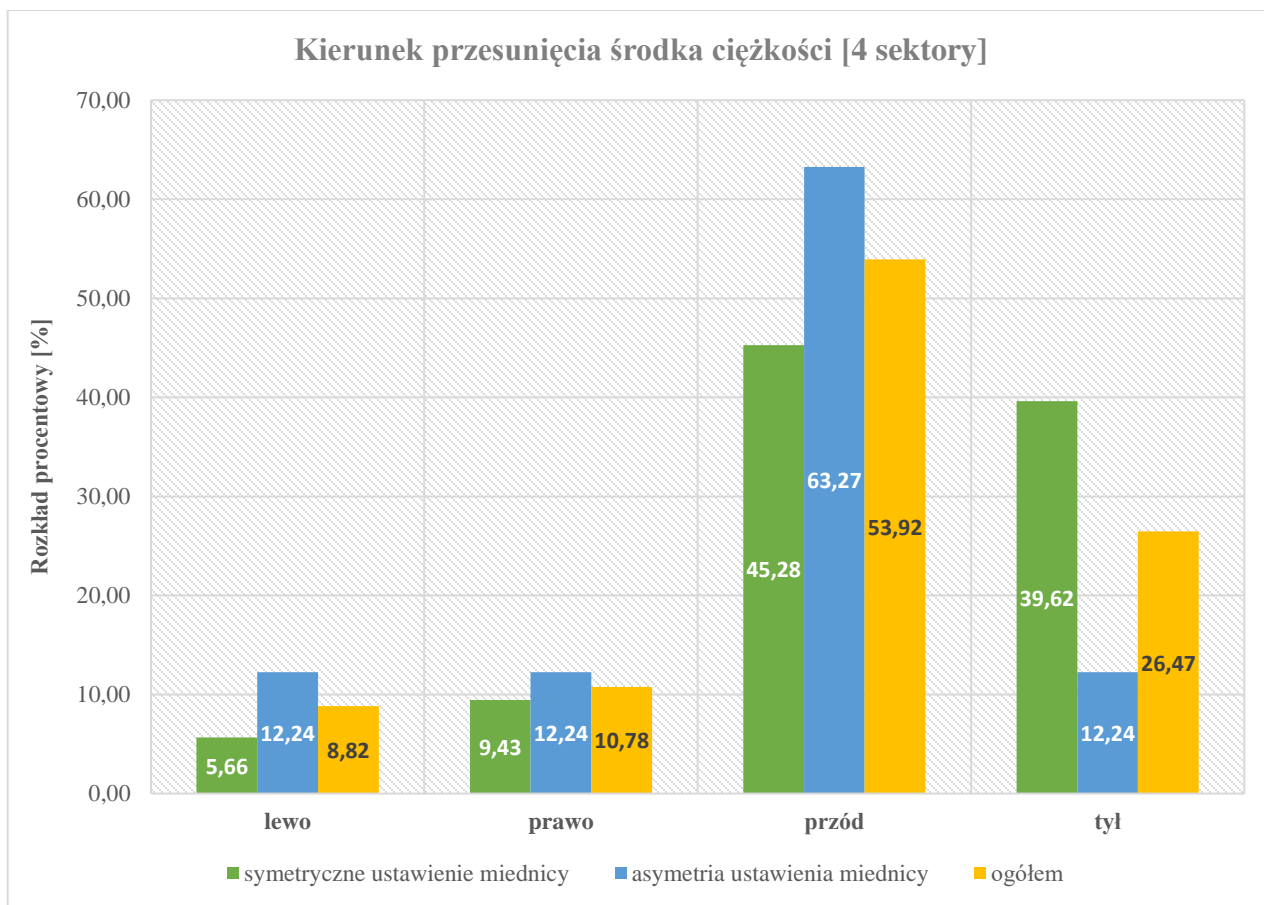
Poniżej przedstawiono średnie wartości procentowe odsunięcia środka ciężkości od położenia idealnego wśród osób badanych (Wykres 11).



Wykres 11. Odsunięcie środka ciężkości ciała od położenia idealnego – wykres wartości średnich

W grupie osób z symetrycznie ustawioną miednicą stwierdzono zmiany rzędu 10,4% i niewiele wyższe wartości wśród badanych z asymetrią miednicy - 10,8%. Wartość średnia dla całej badanej grupy (łącznie z symetryczną i asymetryczną miednicą) wynosiła 10,6% (Wykres 11.).

W toku badania analizowano również kierunek przesunięcia środka ciężkości w stosunku do punktu idealnego. Zastosowano kategoryzację: lewo, prawo, przód, tył, w zależności od położenia środka ciężkości w stosunku do położenia idealnego. Na wykresie 12 przedstawiono rozkład procentowy poszczególnych kierunków przesunięcia środka ciężkości w podziale na grupy badane oraz wspólnie dla obu grup.



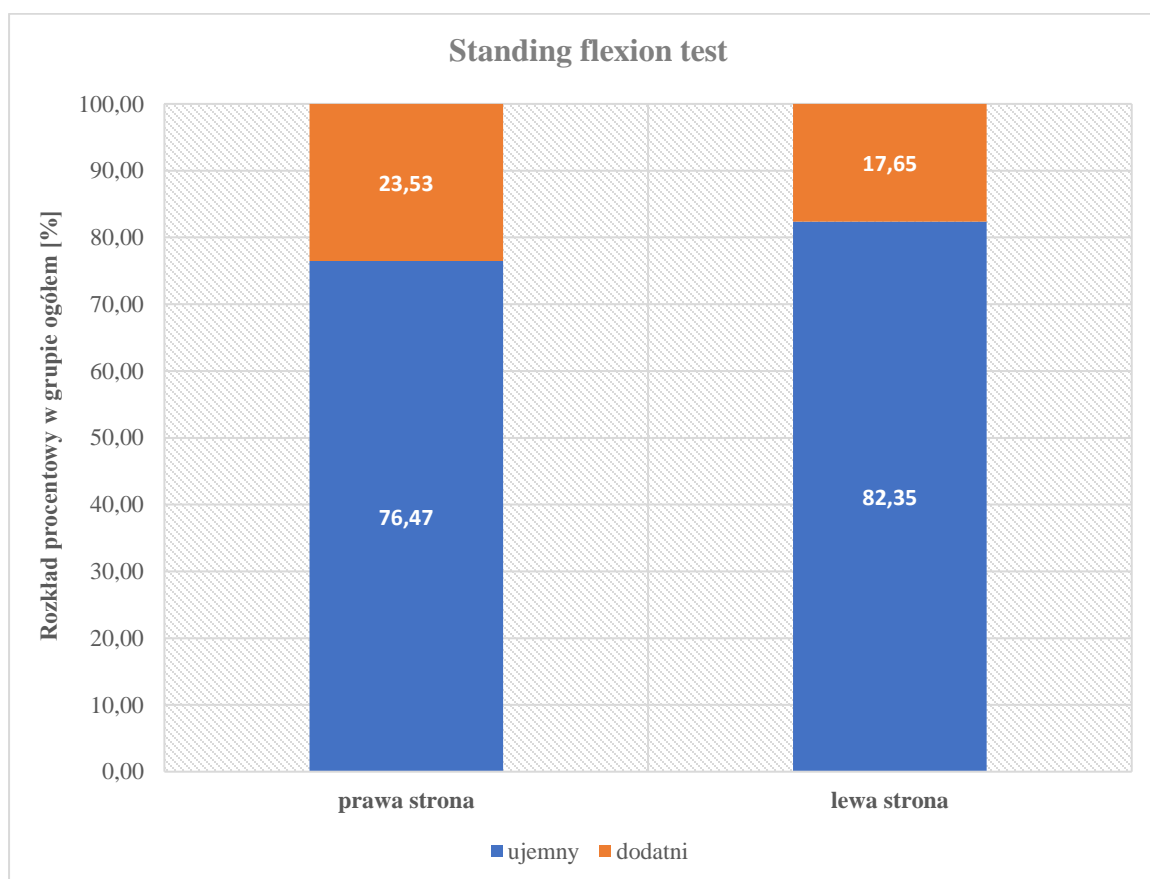
Wykres 12. Kierunek przesunięcia środka ciężkości – rozkład procentowy u osób z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

Analizując dane przedstawione na wykresie nr 12 można zauważyć, że na poziomie ogólnym badanej próby, większość osób (53,9%) wykazywała przesunięcie środka ciężkości w przód. Ponad ¼ badanych przesuwała środek ciężkości w tył (26,5%). Tylko 10,8% badanych cechowało przesunięcie środka ciężkości w prawo, a 8,8% - w lewo.

Porównując badane w niniejszej pracy grupy, zauważono interesującą rozbieżność: większość osób z asymetrią miednicy przesuwała środek ciężkości w kierunku przednim (63%); tylko 12,2% badanych z tej grupy wykazywała przesunięcie do tyłu. Z kolei osoby z symetrycznie ustawioną miednicą zdecydowanie częściej manifestowały kierunek przesunięcia do tyłu (39,6%), a przewaga kierunku „przód” była zdecydowanie mniejsza (45,3%), niż w przypadku osób z asymetrią miednicy (Wykres 12). Odnotowana zależność była istotna statystycznie ($\chi^2_{(3)} = 10,17$; $p < 0,05$).

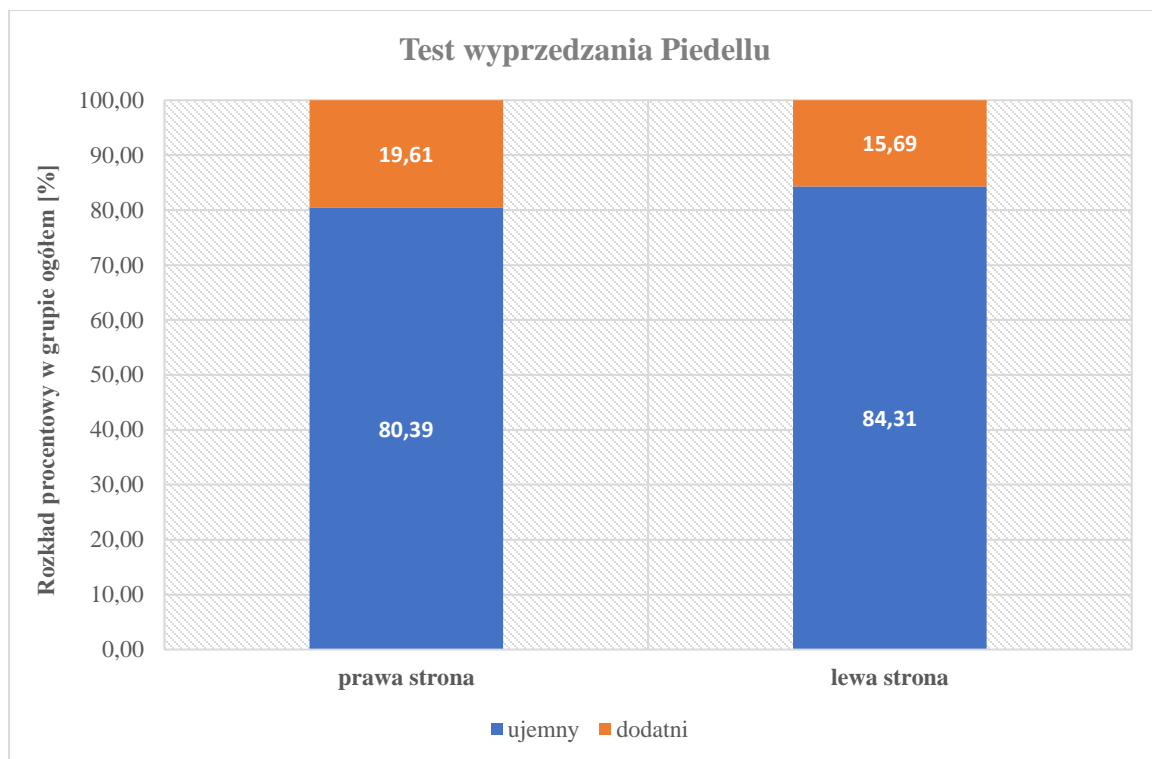
9.1.4. Ustawienie miednicy względem kręgosłupa

W toku przeprowadzonych badań, wykonano kilka testów badających osiowość ustawienia miednicy względem kręgosłupa: test wyprzedzania (standing flexion test), test wyprzedzenia Piedellu, test Gilleta oraz test Obera.



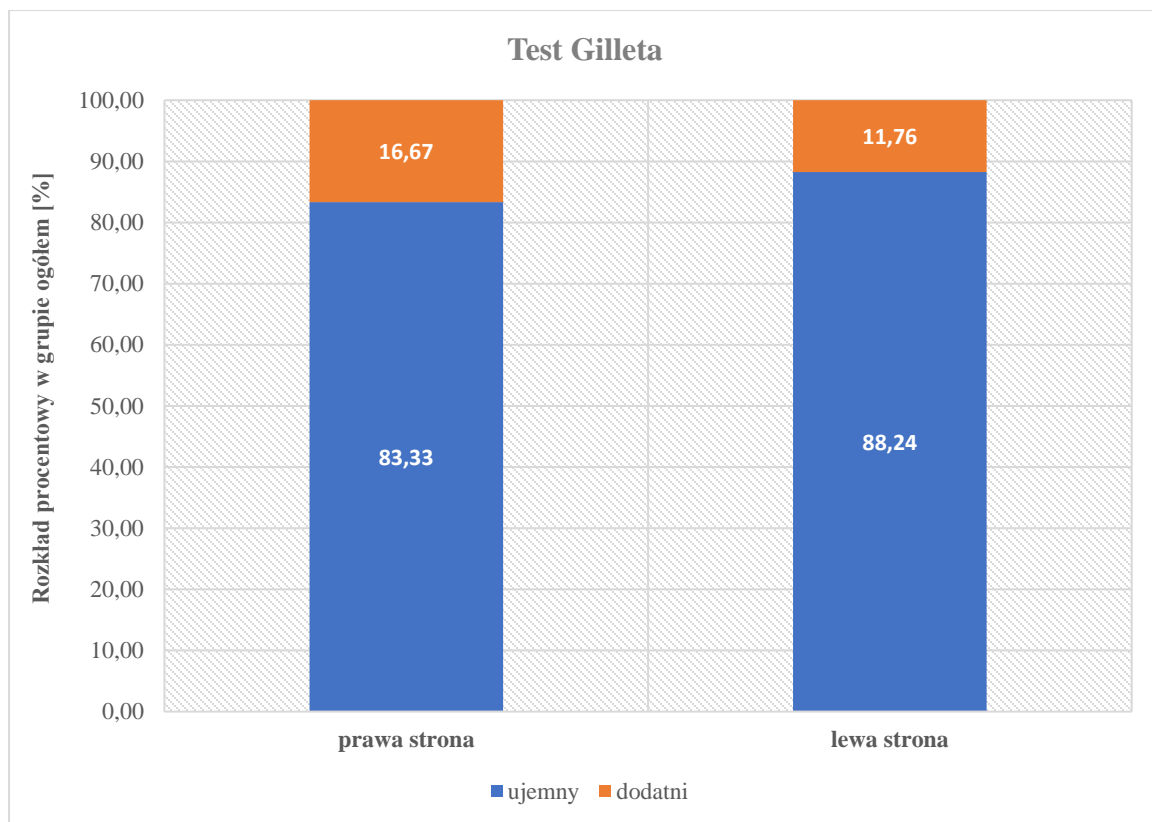
Wykres 13. Wyniki standing flexion test – rozkład procentowy w grupie badanej ogółem

Wykres 13 przedstawia wyniki testu Standing flexion test, oceniającego osiowość ustawienia miednicy względem kręgosłupa. Analizując przedstawione powyżej dane zauważyć można, iż wynik dodatni testu pojawił się u zdecydowanej mniejszości osób: 23,5% dla strony prawej i 17,6% dla strony lewej.



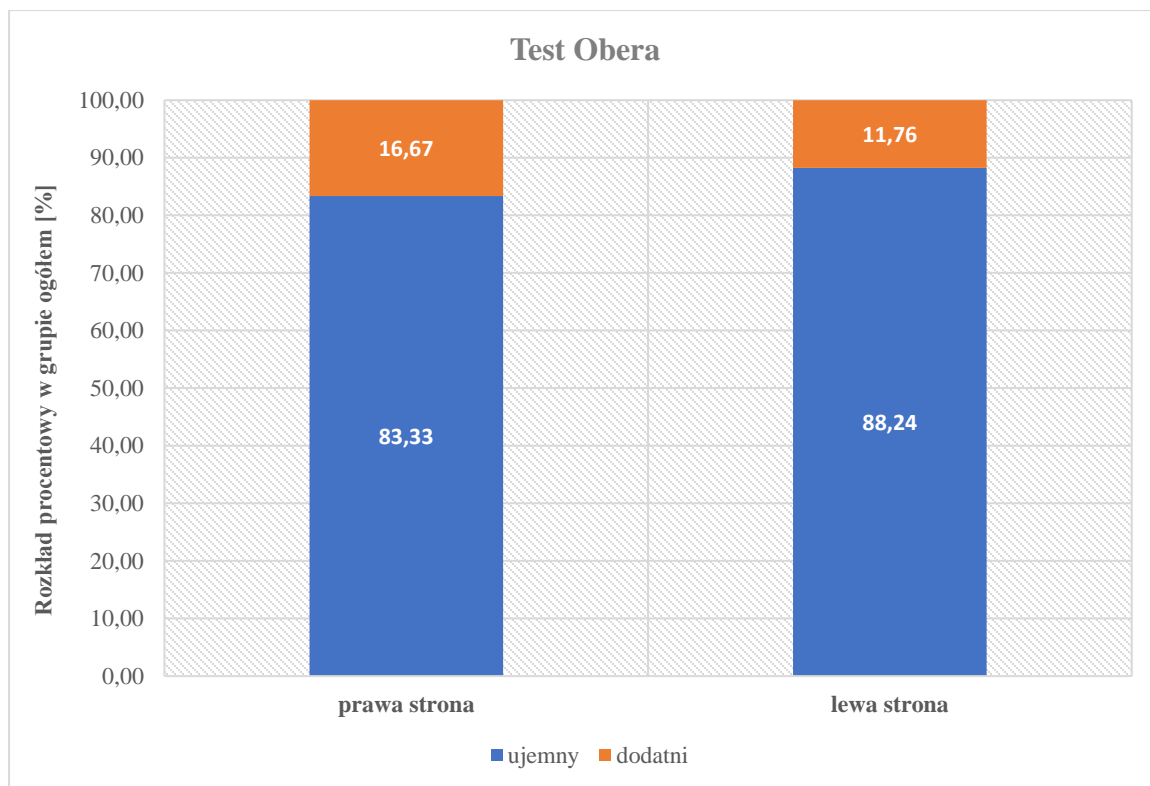
Wykres 14. Wyniki testu wyprzedzania Piedellu – rozkład procentowy w grupie badanej ogółem

Wykres 14 przedstawia wyniki testu wyprzedzania Piedellu. Analiza przedstawionych powyżej danych pozwala zauważyć, iż znacząca mniejszość osób wykazywała dodatni wynik testu: 19,6% dla strony prawej i 15,7% dla strony lewej.



Wykres 15. Wyniki testu Gilleta - rozkład procentowy w grupie badanej ogółem

Na wykresie 15 zilustrowano wyniki testu Gilleta, na podstawie których dodatni wynik testu wyniósł dla prawej strony (16,7%) jak i lewej (11,8%) strony.



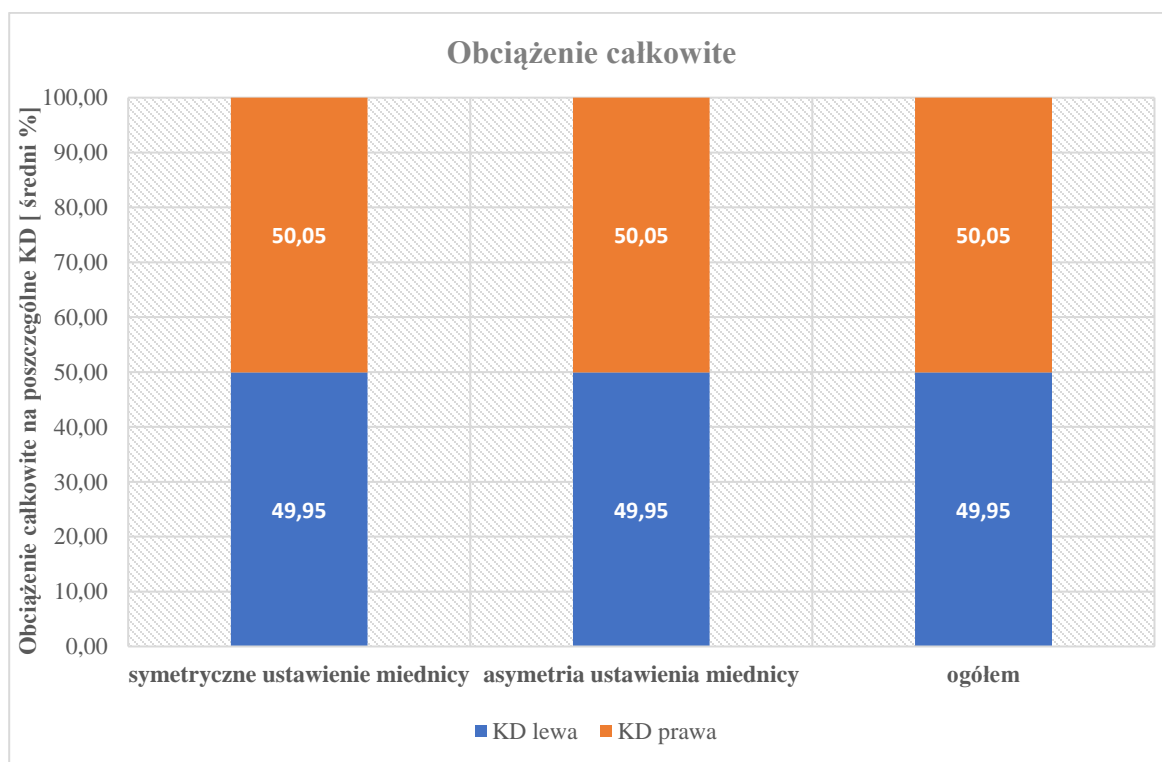
Wykres 16. Wyniki testu Obera – rozkład procentowy w grupie badanej ogółem

Wykres 16 przedstawia wyniki testu Obera. Podobnie jak w przypadku trzech analizowanych poprzednio testach (Wykresy 13-15) mniejszość badanych wykazała się dodatnim wynikiem testu, zarówno dla strony prawej (16,7%) jak i lewej (11,8%).

Analizując dane zgromadzone na wykresach 13-16 przedstawiających wyniki testu standing flexion, testu wyprzedzania Piedellu, testu Gilleta oraz testu Obera można zauważyć, że w przypadku każdego z zastosowanych testów, wyniki dodatnie występowały nieco częściej w przypadku prawej strony ciała. Powyższe wykresy przedstawiają wartości badań w odniesieniu do całej grupy badanych ogółem tzn. badanych z symetrycznym oraz z asymetrycznym ustawieniem miednicy.

9.1.5. Ciśnienie wywierane przez stopę na podłoże

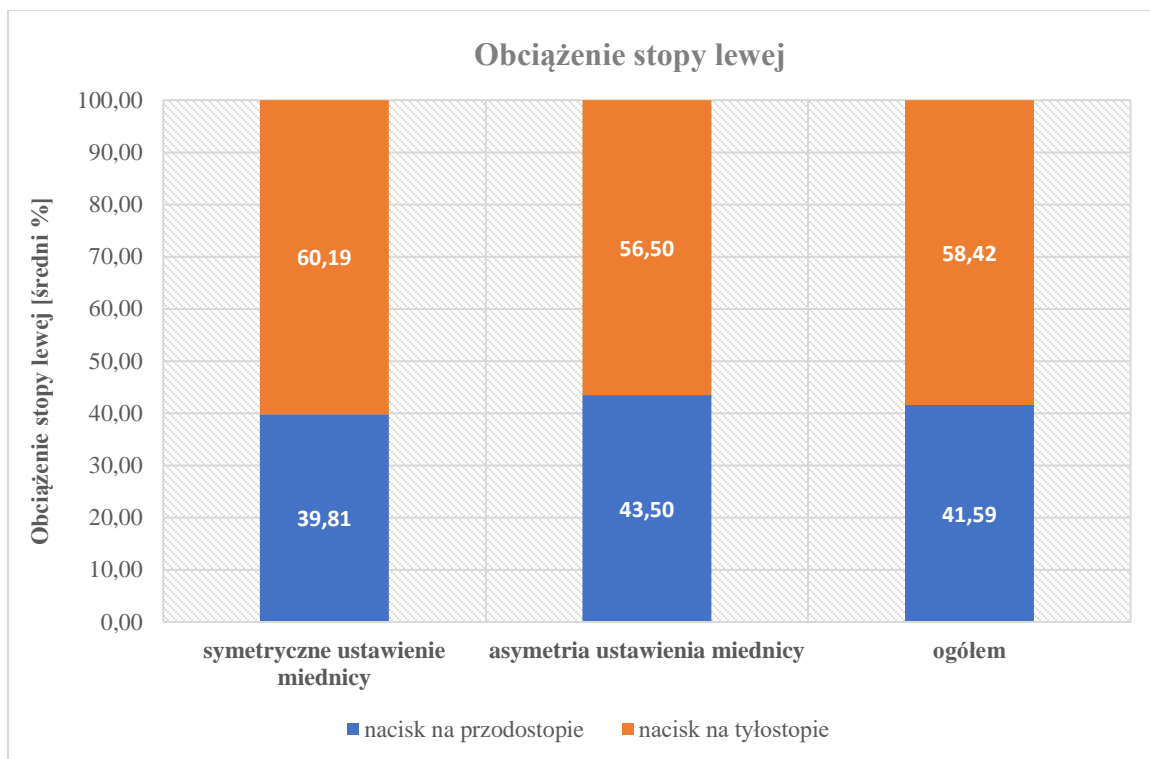
Na wykresie 17 przedstawiono średnie wartości procentowego obciążenia stóp lewej i prawej ciężarem ciała z podziałem na grupy badane oraz podaniem wartości średniej obliczonej dla obu grup łącznie.



Wykres 17. Uśrednione wartości procentowego obciążenia kończyn dolnych (KD) w podziale na grupy oraz dla całej grupy

Jak można zauważyć, rozkład nacisku całkowitego ciężaru ciała wywieranego na stopę lewą i stopę prawą wśród osób badanych zarówno z grupy z symetrycznie ustawioną miednicą jak i z asymetrią jej ustawienia minimalnie odbiegał od rozkładu idealnego i wynosił dla stopy lewej 50,05%, a dla stopy prawej 49,95%.

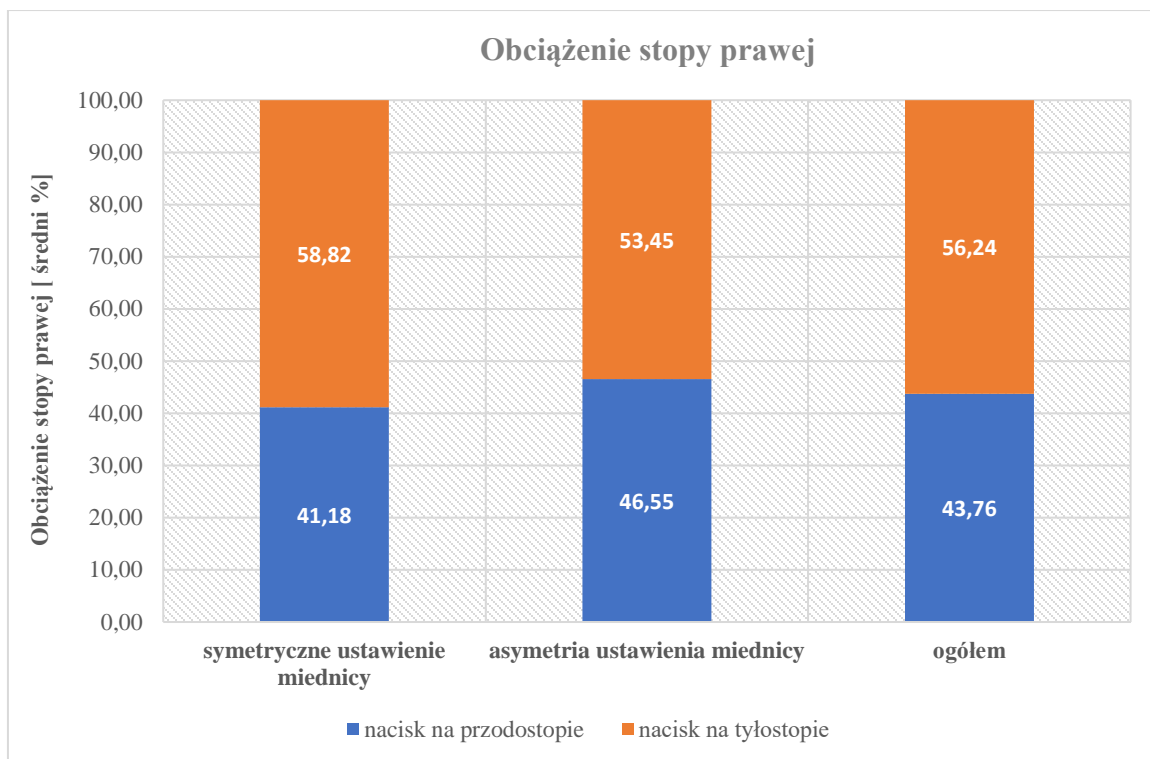
Wartości te, jak można było się spodziewać, były takie same gdy policzone zostały dla wszystkich badanych z obu grup łącznie.



Wykres 18. Obciążenie tyło- i przodostopia stopy lewej – średnie wartości procentowe dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

Wykres 18 prezentuje średnie wartości procentowego rozłożenia ciężaru ciała wywieranego na przodo- i tyłostopie badanego dla stopy lewej. Rozkład procentowy najbardziej zbliżony do idealnego (40% przodostopie vs 60% tyłostopie) obserwowano wśród osób o symetrycznym ustawieniu miednicy. Wśród badanych o asymetrycznym ułożeniu miednicy, zauważyć można było nieco wyższy procent nacisku na przodostopie, a co za tym idzie – mniejszy nacisk na tyłostopie (56,5% vs 43,5%).

Podobne wyniki odnotowano w przypadku stopy prawej, co zostało przedstawione na wykresie 19.



Wykres 19. Obciążenie tyłu - i przodostopia stopy prawej – średnie wartości procentowe dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

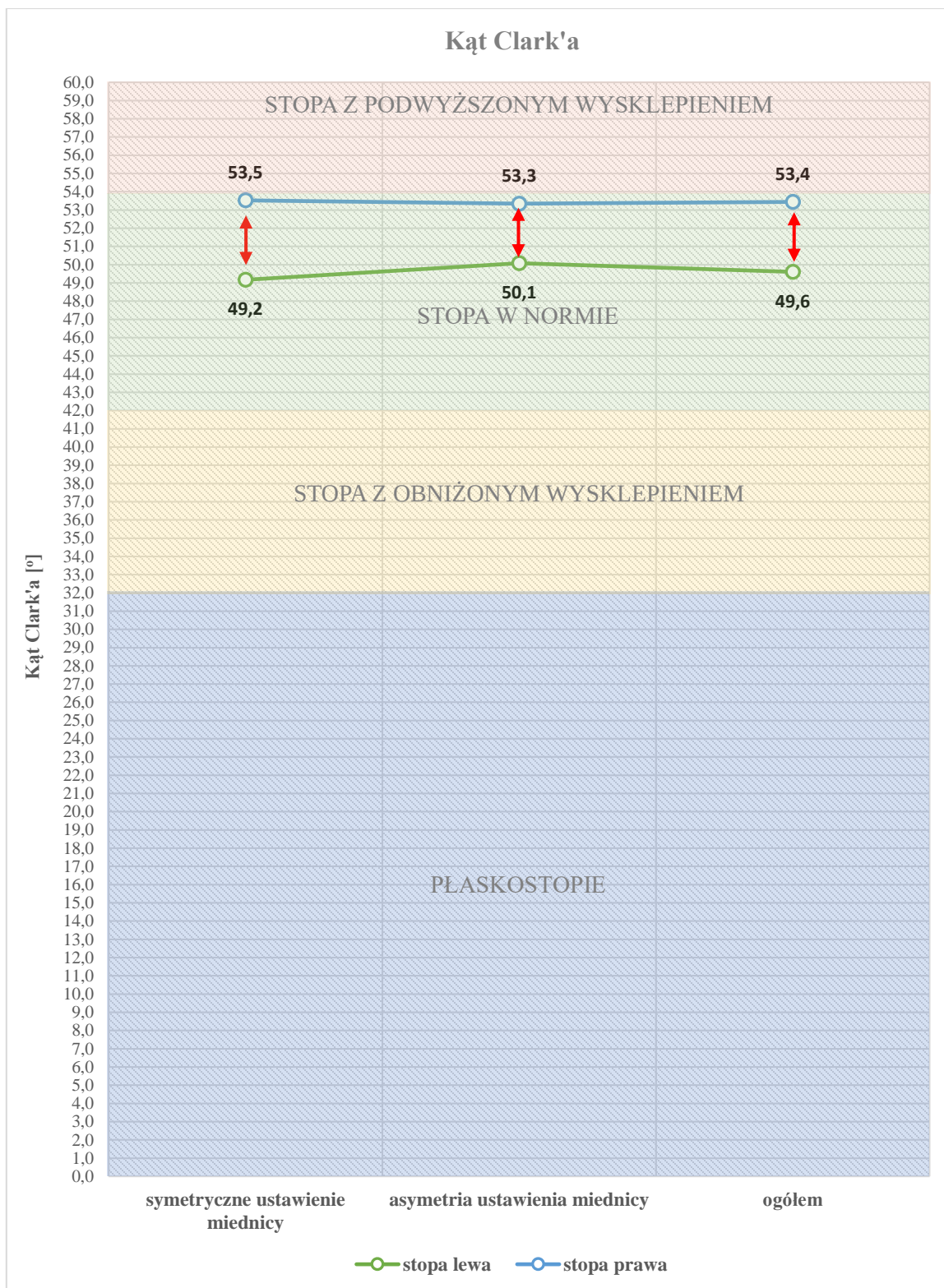
Na wykresie 19 przedstawione zostały średnie wartości procentowego rozłożenia ciężaru ciała wywieranego na przodo- i tyłostopie badanego dla stopy prawej. Rozkład procentowy najbardziej zbliżony do idealnego (40% przodostopie vs 60% tyłostopie) obserwowano u osób o symetrycznym ustawieniu miednicy. Wśród badanych o asymetrycznym ułożeniu miednicy, zauważyć można było nieco wyższy procent nacisku na przodostopie, a co za tym idzie – mniejszy nacisk na tyłostopie (53,45% vs 46,55%). Powyższe wyniki były zbliżone z wartościami odnotowanymi dla stopy prawej.

9.1.6. Ustawienie stopy i stawu skokowego

Celem zbadania ustawienia stopy osób badanych, zmierzono parametry wyznaczone na podstawie odbicia stopy, które uzyskano podczas testów na platformie dynamograficznej. Są to kąty: Clarka, alpha (α), gamma (γ), a także wskaźnik Wejsfloga.

Na kolejno prezentowanych wykresach (Wykresy 20-23) przedstawiono średnie wartości kątów wysklepienia stopy.

Wykres 20 przedstawia średnie wartości kąta Clark'a dla badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy. Pole niebieskie przedstawia wartości kąta Clark'a dla stopy płaskiej (płaskostopie). Pole żółte wyznacza wartości kąta dla stopy z obniżonym wysklepieniem. Pole zielone oznacza wartości kątowe dla stopy w normie, zaś polem czerwonym oznaczone są wartości odpowiadające stopie z podwyższonym wysklepieniem. Różnice istotne statystycznie pomiędzy pomiarami (stopa lewa versus stopa prawa), oznaczono czerwoną strzałką.



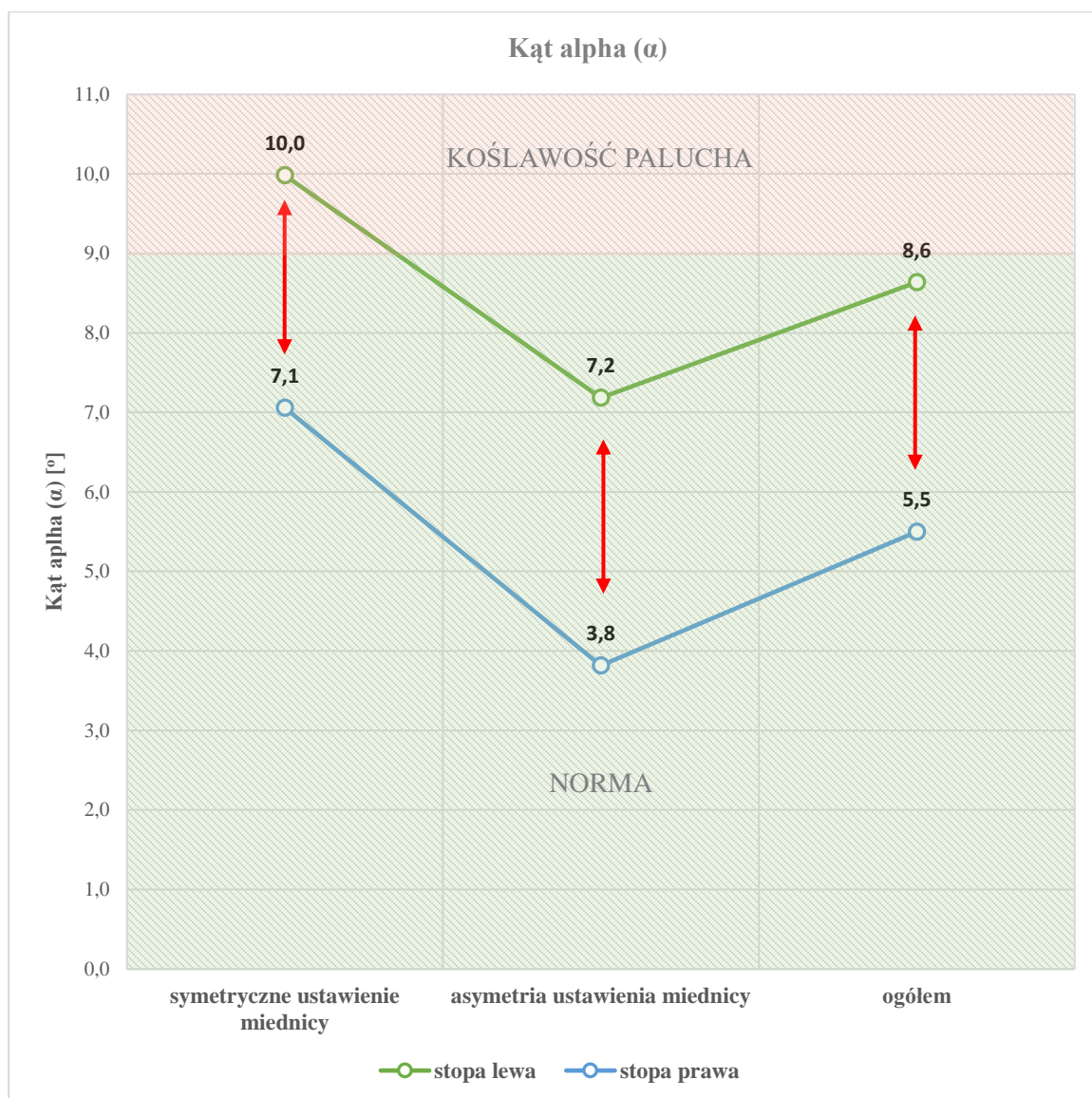
Wykres 20. Kąt Clark'a – wykres wartości średnich dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

Średnie wartości kąta Clark'a dla stopy lewej wynosiły odpowiednio u osób z symetrycznym ustawieniem miednicy $49,2^\circ$ i odpowiednio $50,1^\circ$ u badanych z miednicą asymetryczną. Dla stopy prawej wartości te wynosiły odpowiednio $53,5^\circ$ u osób z symetryczną miednicą oraz $53,3^\circ$ wśród osób z asymetrią miednicy.

Średnie wartości kąta Clark'a dla stopy lewej i prawej mieściły się w zakresie normy, zarówno w grupie osób z symetrycznym ustawieniem miednicy, jak i wśród badanych z asymetrią ustawienia miednicy.

Natomiast różnica w średnich wartościach tego parametru pomiędzy stopą lewą a stopą prawą była istotna statystycznie, mierzona dla wszystkich badanych łącznie z obu grup ($t_{ogółem(101)} = 5,12$; $p < 0,001$); jak również dla grupy z miednicą symetrycznie ustawioną ($t_{symetria(52)} = 4,44$; $p < 0,001$); oraz z miednicą asymetryczną ($t_{asymetria(48)} = 2,85$; $p < 0,01$). Oznaczało to, że kąt Clark'a stopy prawej był istotnie wyższy ($M = 53,5^\circ$; $SD = 6,78^\circ$) od tego kąta w stopie lewej ($M = 49,2^\circ$; $SD = 6,5^\circ$) w grupie osób z symetrycznie ustawioną miednicą. Podobne różnice dotyczące kąta Clark'a między stopą prawą i lewą obserwowano w grupie badanych z asymetrią miednicy (odpowiednio: $M = 53,3^\circ$; $SD = 7,9^\circ$ versus $M = 50,1^\circ$; $SD = 5,71^\circ$). Taka sama zależność wystąpiła gdy porównano wartości dla pomiarów prawej i lewej stopy w grupie wszystkich badanych ogółem z symetryczną i asymetryczną miednicą (stopa prawa: $M = 53,4^\circ$; $SD = 7,31^\circ$, stopa lewa: $M = 49,6^\circ$; $SD = 6,12^\circ$).

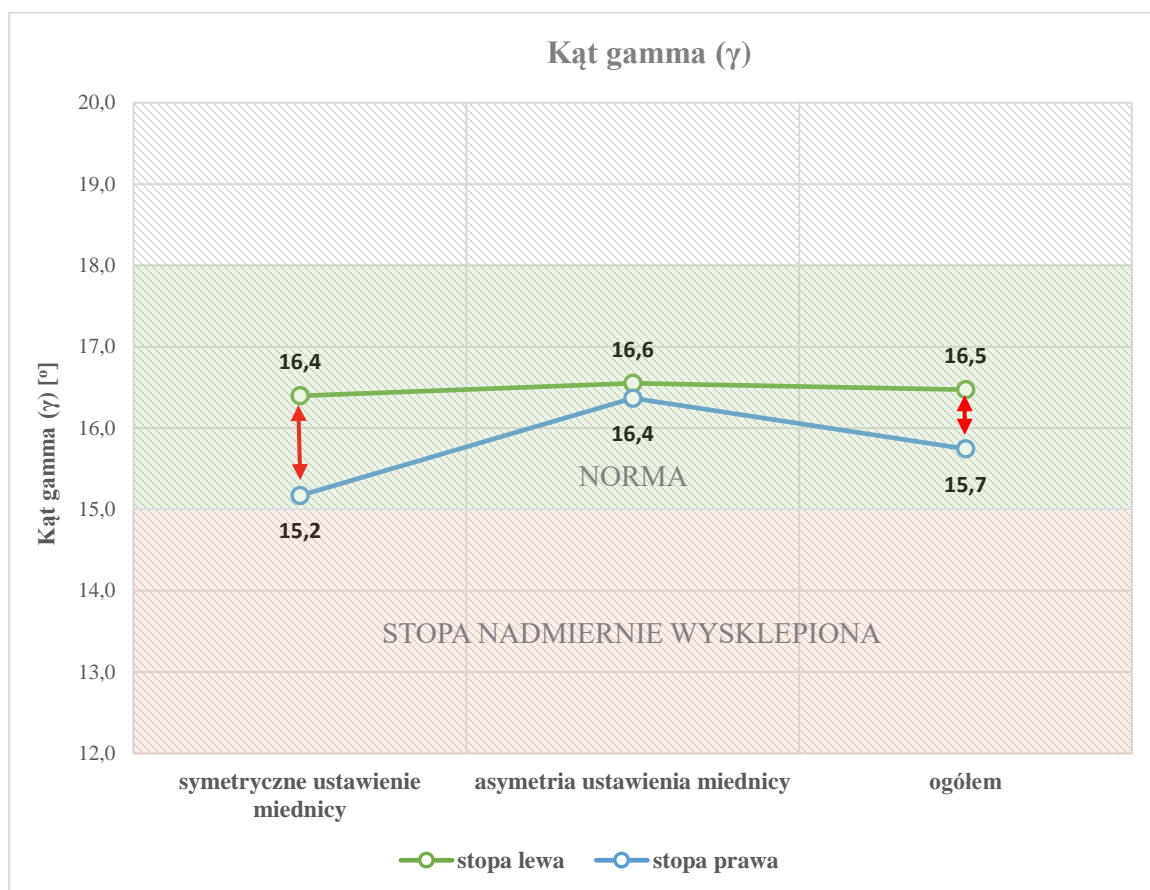
Kolejnym parametrem odbicia stopy był kąt alpha (α), którego średnie wartości przedstawiono na wykresie nr 21. Pole zielone przedstawia normę wartości kąta alpha (α), zaś polem czerwonym oznaczone są wartości odpowiadające koślawości palucha. Różnice istotne statystycznie pomiędzy pomiarami (stopa lewa versus stopa prawa), oznaczono czerwoną strzałką.



Wykres 21. Kąt alpha – wykres wartości średnich dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

Dane przedstawione na powyższym wykresie pozwoliły zauważyć, że kąt alpha w obu stopach w populacji wszystkich badanych jak i w grupie osób z asymetrią ustawienia miednicy mieścił się w granicach normy. Wskaźnik ten, dla stopy lewej, wśród badanych z symetrycznie ustawioną miednicą plasował się ponad tą granicą ($M = 10^\circ$), co wskazywało na koślawość palucha. Również w przypadku tego pomiaru, zbadano, czy różnice w wartościach omawianego parametru pomiędzy stopami były istotne statystycznie. Zastosowany test „t” dla prób zależnych wykazał, że wartości kąta alpha dla stopy lewej były istotnie statystycznie większe zarówno w grupie z symetrycznie ustawioną miednicą ($t_{\text{symetria}(52)} = 2,7$; $p < 0,01$), jak i dla badanych z asymetrią miednicy ($t_{\text{asymetria}(48)} = 4,89$; $p < 0,001$) w porównaniu do stopy prawej. Wartości te były zbliżone dla wartości otrzymanych dla całej badanej grupy (łącznie osoby z symetryczną i asymetryczną miednicą) ($t_{\text{ogółem}(101)} = 4,83$; $p < 0,001$). Zatem można stwierdzić, że wśród osób z symetrycznie ustawioną miednicą kąt koślawości palucha jest istotnie większy w stopie lewej ($M = 10,0^\circ$; $SD = 6,48^\circ$), niż w stopie prawej ($M = 7,1^\circ$; $SD = 7,89^\circ$). Podobnie u badanych z asymetrią miednicy, kąt alpha był większy w przypadku stopy lewej ($M = 7,2^\circ$; $SD = 5,98^\circ$) w stosunku do kąta alpha stopy prawej ($M = 3,8^\circ$; $SD = 4,70^\circ$). Również dla całej badanej populacji (łącznie osoby z symetryczną i asymetryczną miednicą) wystąpiła ta sama zależność (stopa lewa: $M = 8,6^\circ$; $SD = 6,37^\circ$; stopa prawa: $M = 5,5^\circ$; $SD = 6,72^\circ$).

Następnym badanym parametrem wysklepienia stopy był kąt gamma (piętowy), którego średnie wartości przedstawia wykres 22. Pole zielone przedstawia normę wartości kąta gamma (γ). Polem niebieskim oznaczone są wartości kątowe odpowiadające płaskostopiu poprzecznemu, zaś pole czerwone przedstawia nadmiernie wysklepioną stopę. Różnice istotne statystycznie pomiędzy pomiarami (stopa lewa versus stopa prawa), oznaczono czerwoną strzałką.



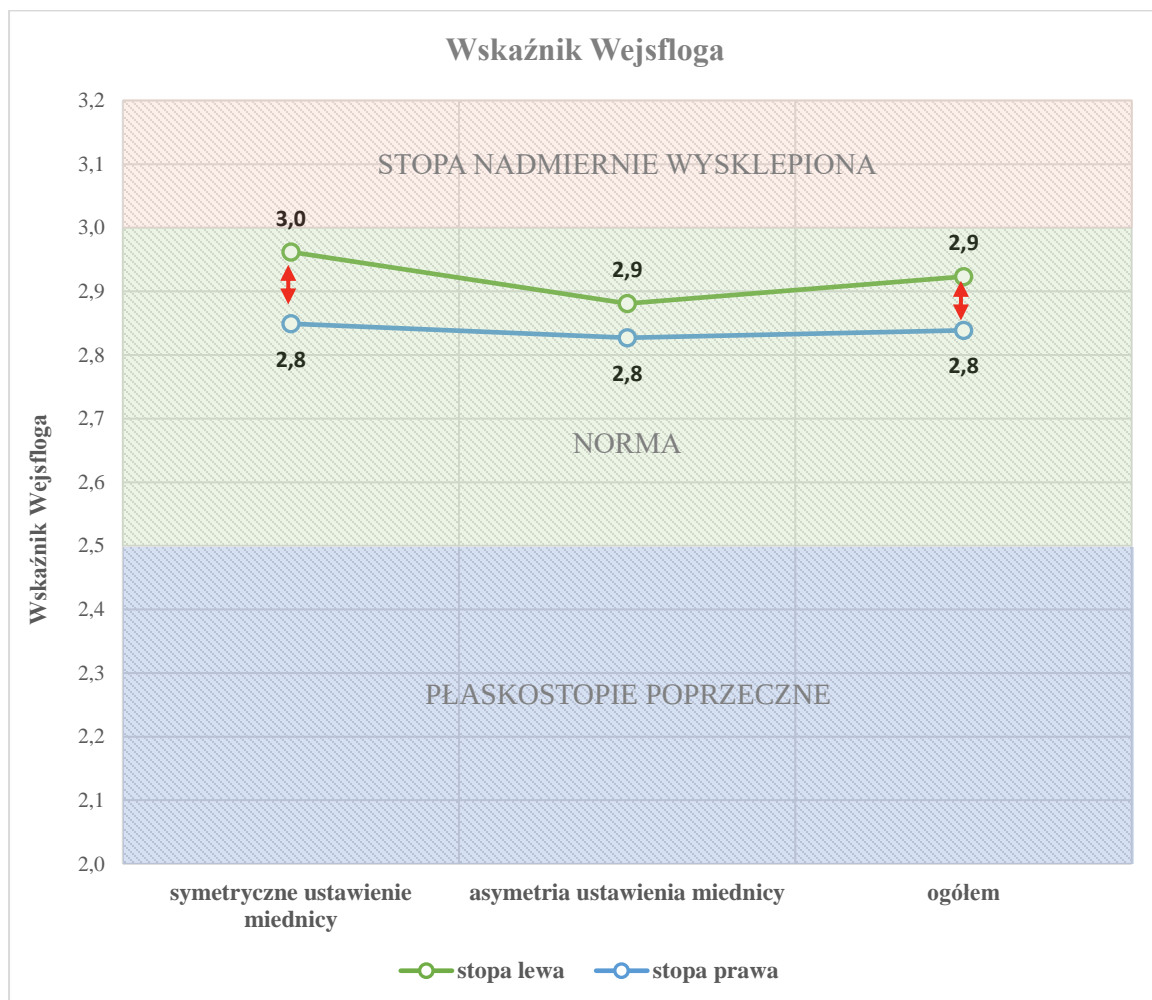
Wykres.22. Kąt gamma - wykres wartości średnich dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

Jak można zauważyć, wszystkie średnie wartości tego wskaźnika plasowały się w granicach normy (15° - 18°).

Analizując różnice w pomiarach między stopą lewą a stopą prawą, wykazano istotne wyniki testu „t” dla całej badanej grupy ($t_{ogółem(101)} = 2,39$; $p < 0,05$ jak również wśród osób z symetrycznie ustawioną miednicą ($t_{symetria(52)} = 2,75$; $p < 0,01$). Oznacza to, że istniały różnice między prawą i lewą stroną w zakresie kąta gamma dla grupy z symetrycznie ustawioną miednicą, jak również dla całej badanej grupy ogółem.

Na podstawie powyższego wyniku można stwierdzić, że wśród osób z symetrycznie ustawioną miednicą kąt piętowy stopy lewej był istotnie większy ($M = 16,4^\circ$; $SD = 2,76^\circ$) w porównaniu do kąta gamma stopy prawej ($M = 15,2^\circ$; $SD = 2,38^\circ$). Taka sama zależność wystąpiła w odniesieniu do wartości stwierdzanych dla wszystkich badanych z obu grup łącznie (stopa lewa: $M = 16,5^\circ$ $SD = 2,58^\circ$; stopa prawa: $M = 15,7^\circ$; $SD = 2,85^\circ$). Osoby z asymetrycznie ustawioną miednicą cechowała zbliżona wartość kąta piętowego dla obu stóp ($M = 16,6^\circ$ versus $M = 16,4^\circ$). Jednocześnie warto zauważyć, że kąt gamma stopy prawej u osób z asymetrią miednicy był wyższy, niż w grupie kontrolnej czyli u badanych z symetryczną miednicą.

Na wykresie 23 przedstawiono średnie wartości wskaźnika Wejsfloga, służącego do oznaczenia płaskostopia poprzecznego. Pole zielone przedstawia normę dla wskaźnika Wejsfloga. Polem niebieskim oznaczone są wartości odpowiadające płaskostopiu poprzecznemu, zaś pole czerwone obrazuje nadmiernie wysklepioną stopę. Różnice istotne statystycznie pomiędzy pomiarami (stopa lewa versus stopa prawa) oznaczono czerwoną strzałką.

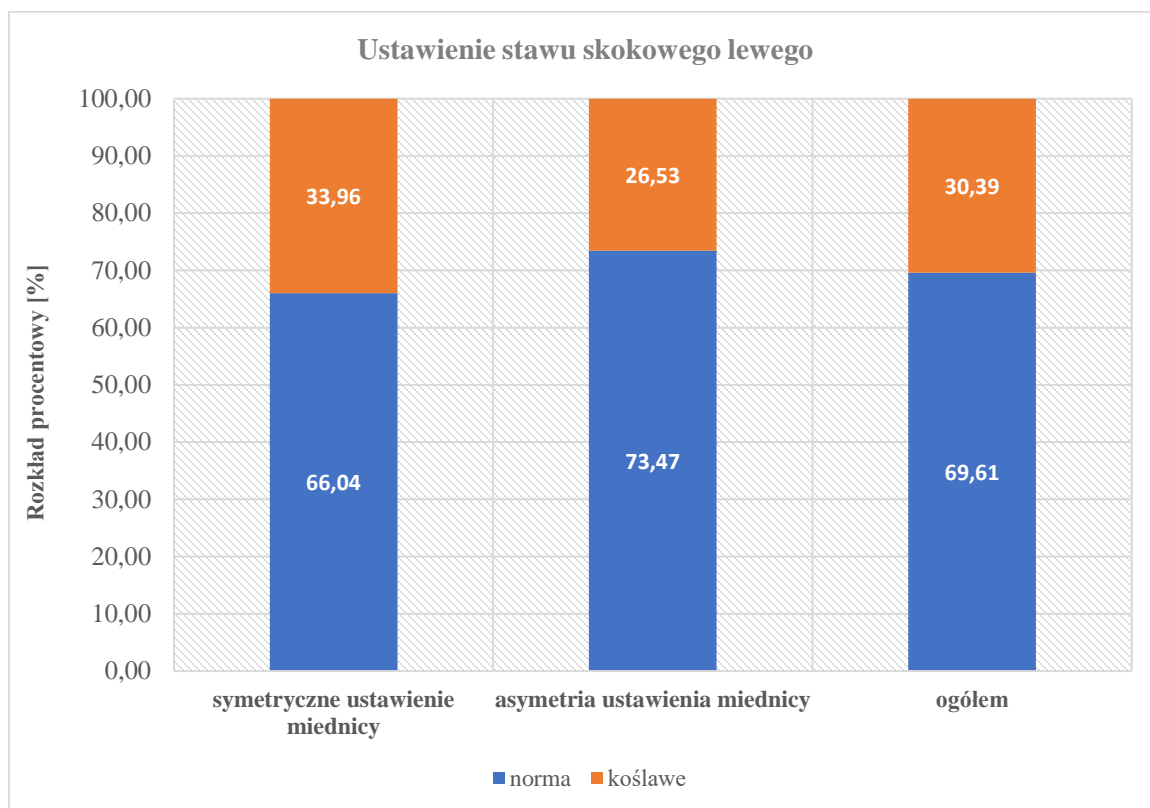


Wykres 23. Wskaźnik Wejsfloga - wykres wartości średnich dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy

Analizując obserwowane średnie wartości tego wskaźnika można zauważyć, że mieszczą się one w granicach normy. Podobnie, jak w przypadku kąta piętowego, odnotowano istotne różnice w pomiarach wskaźnika Wejsfloga między stopą lewą a stopą prawą dla całej badanej

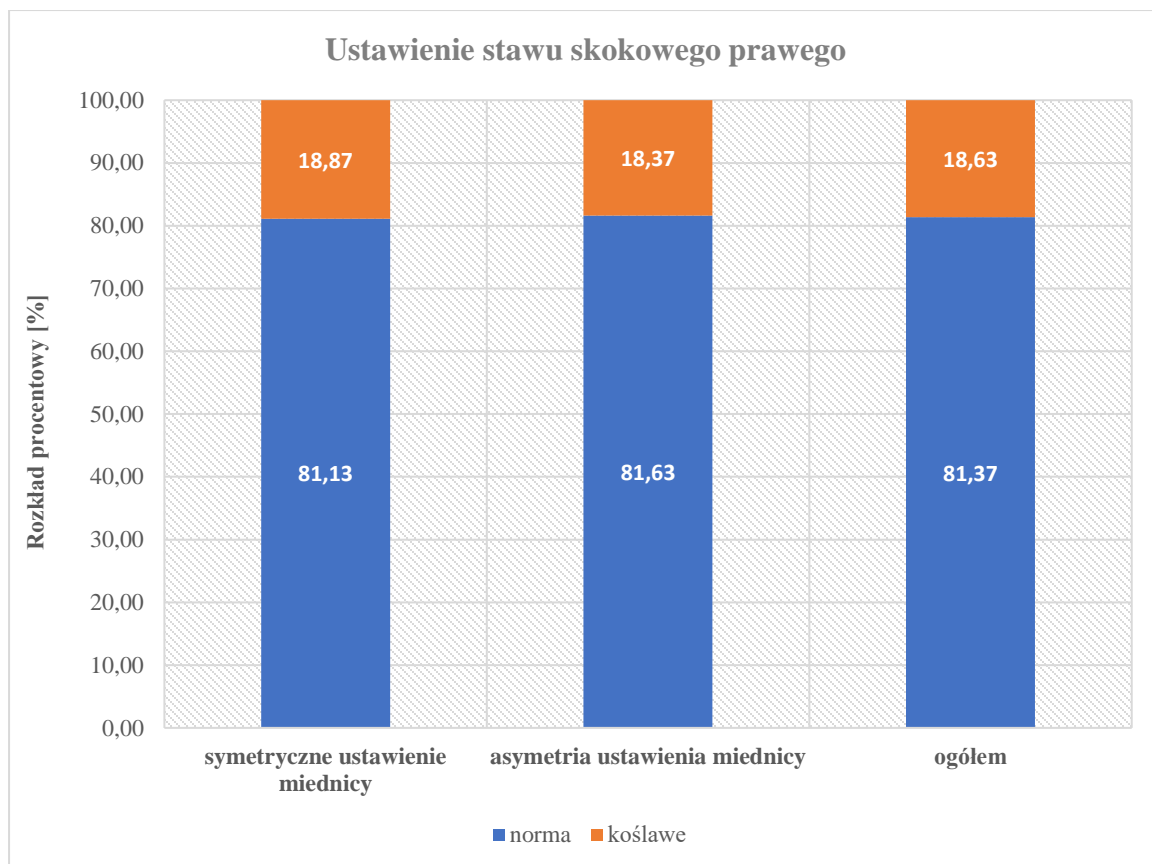
grupy ($t_{ogółem(101)} = 3,16$; $p < 0,01$) i w grupie z symetrycznym ustawieniem miednicy ($t_{symetria(52)} = 2,77$; $p < 0,01$). Oznacza to, że w całej grupie badanej wskaźnik Wejsfloga osiągał nieco wyższe wartości w przypadku stopy lewej ($M = 2,9^\circ$; $SD = 0,28^\circ$) w porównaniu do stopy prawej ($M = 2,8^\circ$; $SD = 0,29^\circ$). Tendencja ta utrzymywała się również w odniesieniu do grupy kontrolnej, z miednicą symetryczną ($M = 3,0^\circ$; $SD = 0,31^\circ$ versus $M = 2,8^\circ$; $SD = 0,31^\circ$). Osoby z asymetrycznie ustawioną miednicą cechowała zbliżona wartość wskaźnika Wejsfloga w obu stopach ($M = 2,9^\circ$ versus $M = 2,8^\circ$). Należy jednak podkreślić, że wskaźnik ten w przypadku stopy lewej u osób z asymetrią miednicy był niższy niż w grupie kontrolnej.

W toku badań własnych dokonano także oceny ustawienia stawu skokowego. Oceniono czy znajduje się on w koślawości, szpotawości lub jego ustawienie jest w normie.



Wykres 24. Ustawienie stawu skokowego lewego - rozkład procentowy ustawienia prawidłowego i koślawego w grupie z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz w całej badanej grupie

Jak wynika z przedstawionych wyników (Wykres 24) odsetek osób z koślawością stawu skokowego lewego wynosił 34% w grupie kontrolnej, z symetryczną miednicą i był wyższy w porównaniu do osób z asymetrią ustawienia miednicy, u których stwierdzono odsetek koślawości stawu skokowego wynoszący 26,5%. W przypadku całej grupy wszystkich badanych łącznie wartość ta stanowiła 30%.



Wykres 25. Ustawienie stawu skokowego prawego - rozkład procentowy ustawienia prawidłowego i koślawego w grupie z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz w całej badanej grupie

W przypadku kończyny dolnej prawej (Wykres 25) odsetki koślawości mierzonej omawianym testem były niższe i zbliżone do siebie w obu porównywanych grupach. Odsetek osób z koślawością stawu skokowego prawego wynosił 18,9% w grupie z symetryczną miednicą i zbliżony był do odsetka osób z asymetrią ustawienia miednicy, u których stwierdzono koślawość stawu skokowego u 18,4% badanych. W przypadku całej grupy wszystkich badanych ogółem wartość ta stanowiła 18,6%.

9.2. Zależności między zmiennymi. Weryfikacja problemów badawczych

W niniejszym podrozdziale dokonano próby weryfikacji problemów badawczych sformułowanych w poprzednich częściach pracy. Dodatkowo, w podrozdziale 9.2.1. dokonano analizy wyników różnych testów diagnostycznych badających osiowość miednicy względem kręgosłupa w odniesieniu do założonego i stosowanego w całej pracy podziału grupy badanej na symetryczne i asymetryczne ustawienie miednicy.

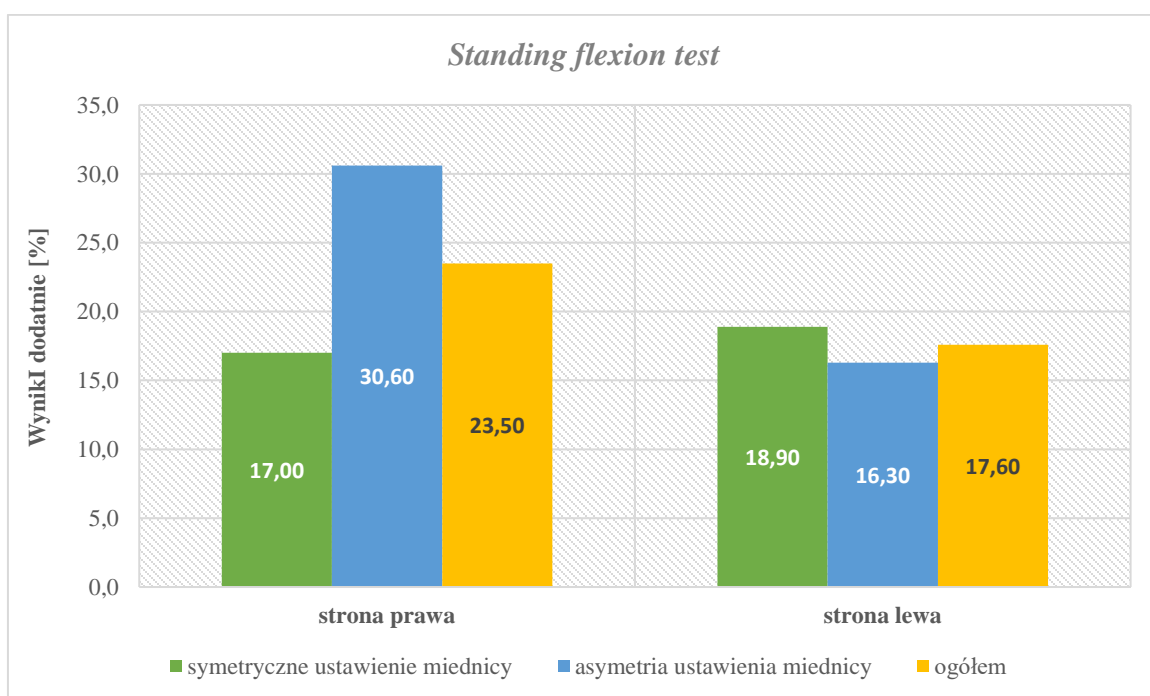
9.2.1. Ustawienie miednicy – wyniki różnych testów diagnostycznych

Przed przystąpieniem do weryfikacji problemów badawczych sprawdzono, czy istnieją związki między przynależnością do grupy (symetria/asymetria miednicy), a wynikami testów diagnostycznych badających ustawienie miednicy względem kręgosłupa.

9.2.1.1. Test wyprzedzenia (standing flexion test)

Tabela IV. Ustawienie miednicy a standing flexion test - tabela krzyżowa

standing flexion test	wynik	symetryczne ustawienie miednicy		asymetria ustawienia miednicy		Ogółem	
		N	%	N	%	N	%
strona prawa	ujemny	44	83,0	34	69,4	78	76,5
	dodatni	9	17,0	15	30,6	24	23,5
strona lewa	ujemny	43	81,1	41	83,7	84	82,4
	dodatni	10	18,9	8	16,3	18	17,6



Wykres 26. Ustawienie miednicy a standing flexion test - % wyników dodatnich

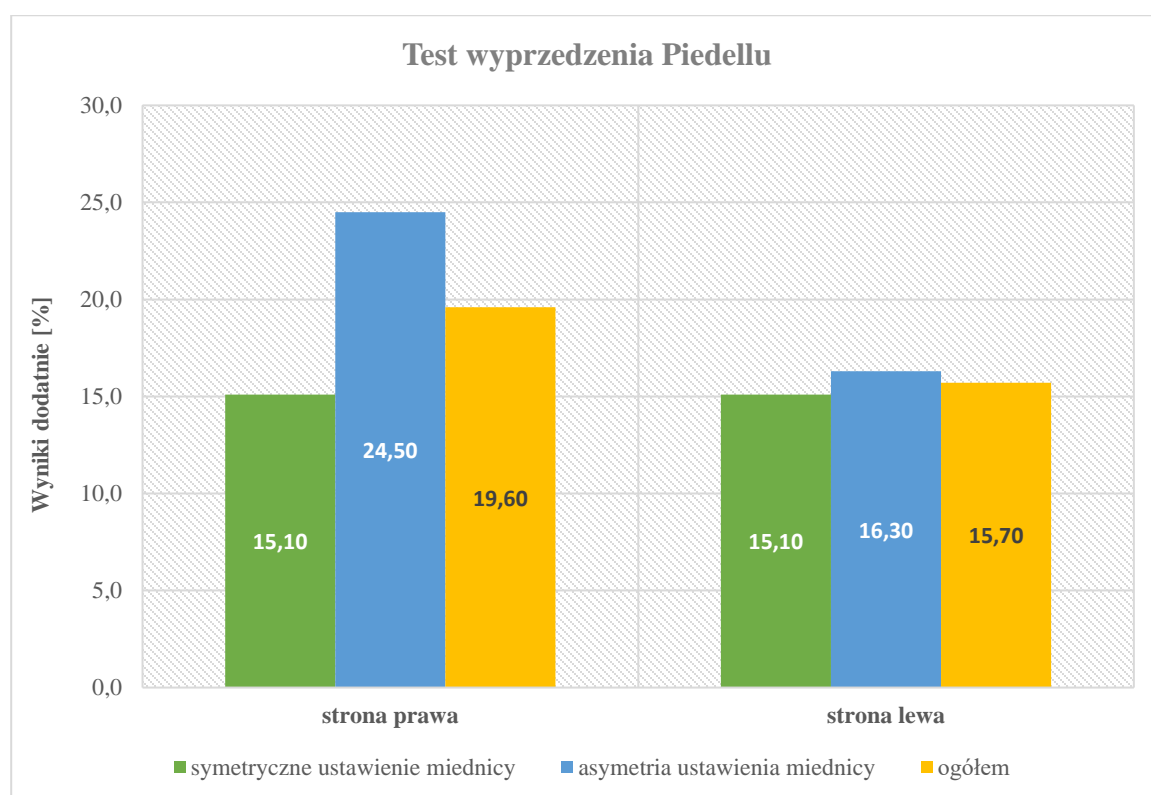
W przypadku *standing flexion test*, zauważono wyższy odsetek pozytywnych wyników dla strony prawej u osób, które zakwalifikowano jako manifestujące asymetrię ustawienia miednicy (30,6% versus 17%) (Tabela IV, Wykres 26). Wynik testu niezależności ($\chi^2_{(1)} = 2,63$; $p = 0,08$) na poziomie tendencji statystycznej wskazuje, że związek między przynależnością do grupy badanej a wynikami tego testu prawdopodobnie byłby istotny statystycznie, przy np. zwiększeniu liczebności badanej próby. Z kolei w przypadku strony

lewej, nie zauważono różnic międzygrupowych w zakresie testu wyprzedzenia *standing flexion test*.

9.2.1.2. Test wyprzedzenia Piedellu

Tabela V. Ustawienie miednicy a test wyprzedzenia Piedellu - tabela krzyżowa

test wyprzedzenia Piedellu	wynik	symetryczne ustawienie miednicy		asymetria ustawienia miednicy		Ogółem	
		N	%	N	%	N	%
strona prawa	ujemny	45	84,9	37	75,5	82	80,4
	dodatni	8	15,1	12	24,5	20	19,6
strona lewa	ujemny	45	84,9	41	83,7	86	84,3
	dodatni	8	15,1	8	16,3	16	15,7



Wykres 27. Ustawienie miednicy a test wyprzedzenia Piedellu - % wyników dodatnich

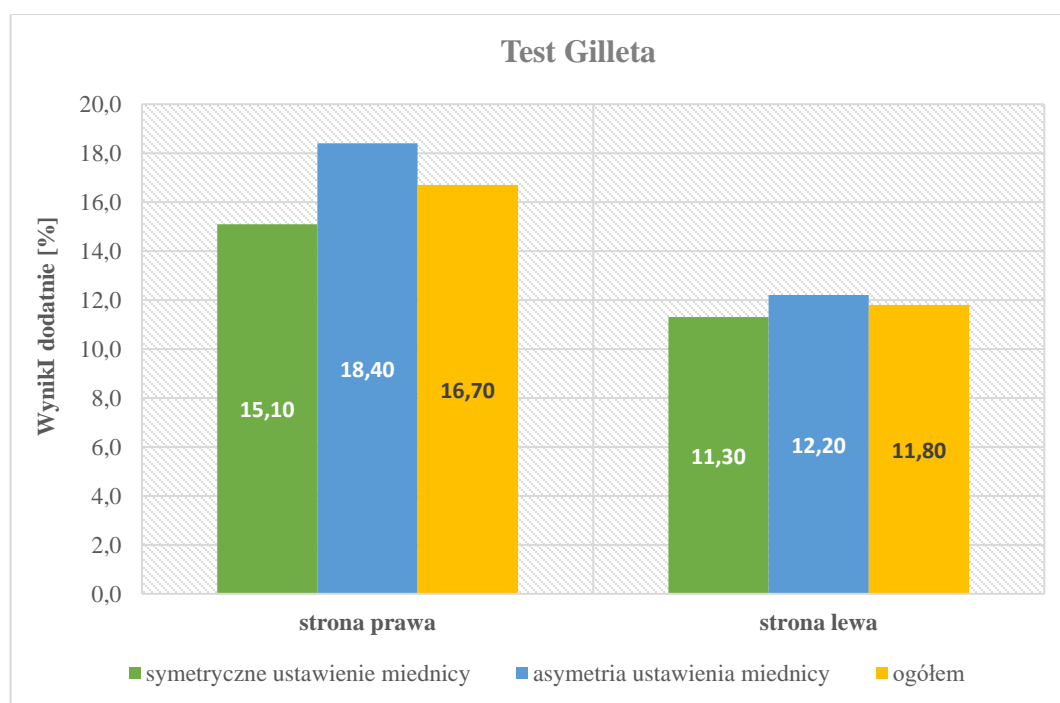
Analizując dane zawarte w powyższym zestawieniu można zauważyć, że w przypadku testu wyprzedzenia Piedellu po stronie prawej, więcej wyników dodatnich występowało wśród osób z asymetrycznie ustawioną miednicą (24,5%) w porównaniu do badanych z grupy kontrolnej (15,1%) (Tabela V, Wykres 27). Jednakże przeprowadzony test

niezależności dwóch zmiennych nie wykazał istotnego związku między ustawieniem miednicy a wynikiem testu Piedellu dla stopy prawej ($\chi^2_{(1)} = 1,43$; n.i.). W przypadku strony lewej, zarówno osoby z asymetrią miednicy, jak i badani z grupy kontrolnej mieli zbliżony odsetek wyników pozytywnych.

9.2.1.3. Test Gilleta

Tabela VI. Ustawienie miednicy a test Gilleta - tabela krzyżowa

test Gilleta	wynik	symetryczne ustawienie miednicy		asymetria ustawienia miednicy		Ogółem	
		N	%	N	%	N	%
strona prawa	ujemny	45	84,9	40	81,6	85	83,3
	dodatni	8	15,1	9	18,4	17	16,7
strona lewa	ujemny	47	88,7	43	87,8	90	88,2
	dodatni	6	11,3	6	12,2	12	11,8



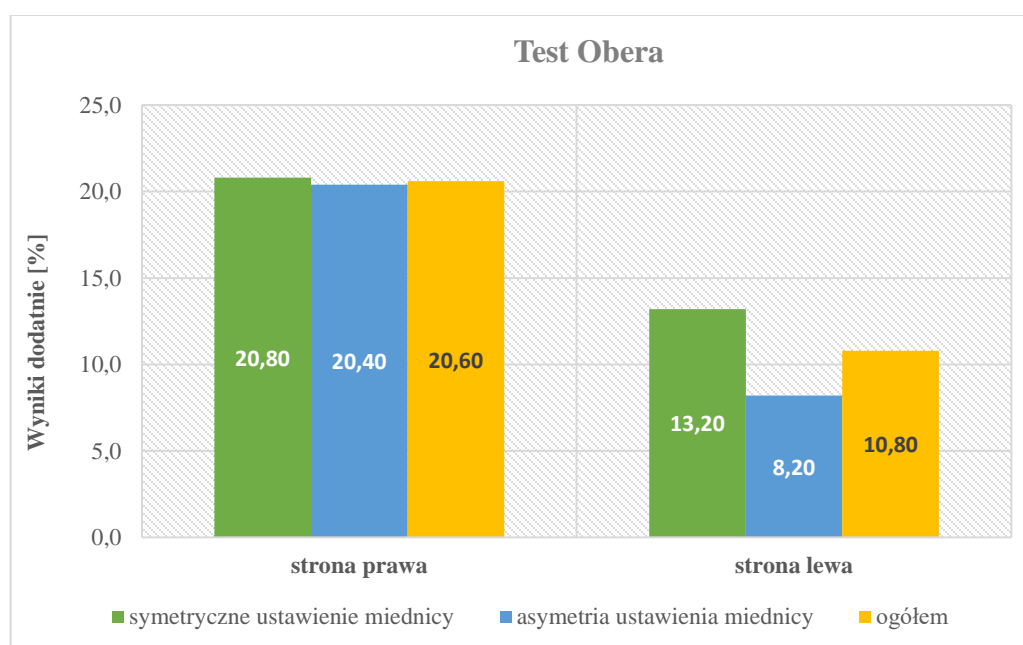
Wykres 28. Ustawienie miednicy a test Gilleta - % wyników dodatnich

W przypadku analizowania wyników testu Gilleta (Tabela VI, Wykres 28) zaobserwowano niewiele wyższy odsetek pozytywnych wyników dla strony prawej u osób, które zakwalifikowano jako manifestujące asymetrię ustawienia miednicy (18,4% versus 15,1%). Jeśli chodzi o stronę lewą, różnice międzygrupowe w odsetku wyników pozytywnych były minimalne. Test chi-kwadrat nie wykazał żadnego związku między ustawieniem miednicy a wynikami testu Gilleta ($\chi^2_{(1)} = 0,2$; n.i.; $\chi^2_{(1)} = 0,21$; n.i.).

9.2.1.4. Test Obera

Tabela VII. Ustawienie miednicy a test Obera - tabela krzyżowa

test Obera	wynik	symetryczne ustawienie miednicy		asymetria ustawienia miednicy		Ogółem	
		N	%	N	%	N	%
strona prawa	ujemny	42	79,2	39	79,6	81	79,4
	dodatni	11	20,8	10	20,4	21	20,6
strona lewa	ujemny	46	86,8	45	91,8	91	89,2
	dodatni	7	13,2	4	8,2	11	10,8



Wykres 29. Ustawienie miednicy a test Obera - % wyników dodatnich

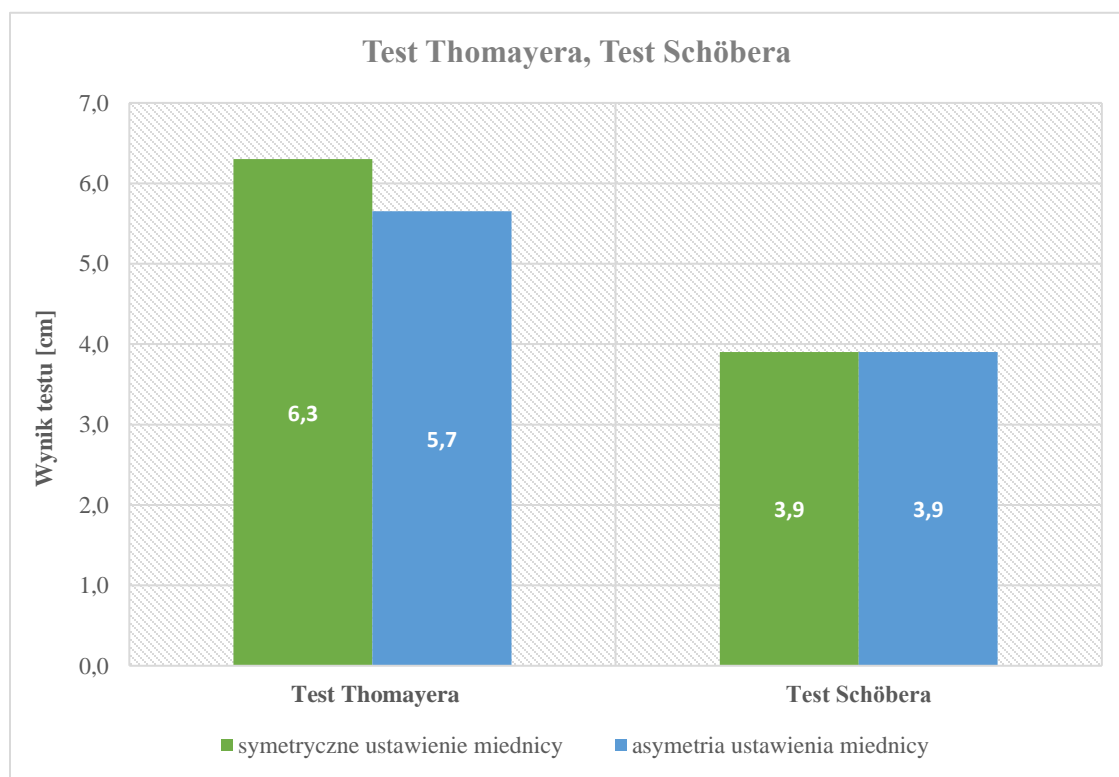
Analizując przedstawione powyżej dane wyników testu Obera (Tabela VII, Wykres 29), stwierdzono niższy odsetek pozytywnych wyników dla strony lewej u osób z asymetrią miednicy (8,2% versus 13,2%). Badając stronę prawą, różnice międzygrupowe w odsetku wyników pozytywnych były minimalne. Test chi-kwadrat nie wykazał żadnego związku między ustawieniem miednicy a wynikami testu Obera ($\chi^2_{(1)} = 0,002$; n.i.; $\chi^2_{(1)} = 0,67$; n.i.).

9.2.2. Ustawienie miednicy a ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa

W celu sprawdzenia, czy ustawienie miednicy różnicuje ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa, dokonano porównania międzygrupowego w zakresie wyników testu Thomayera i Schöbera. Poniższe zestawienie przedstawia podstawowe statystyki opisowe dla analizowanych pomiarów, a także wynik testu t-Studenta dla prób niezależnych (Tabela VIII, Wykres 30).

Tabela VIII. Ustawienie miednicy a ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa – statystyki opisowe (średnia i odchylenie standardowe) oraz test t-Studenta dla prób niezależnych

Zmienna zależna	Grupa	Statystyki opisowe		Test t dla prób niezależnych		
		M	SD	t	df	p
test Thomayera [cm]	symetryczne ustawienie miednicy	6,3	7,71	0,41	100	0,683
	asymetria ustawienia miednicy	5,7	8,27			
test Schöbera - różnica skłon-wyprost [cm]	symetryczne ustawienie miednicy	3,9	0,86	-0,15	82,4	0,881
	asymetria ustawienia miednicy	3,9	1,30			

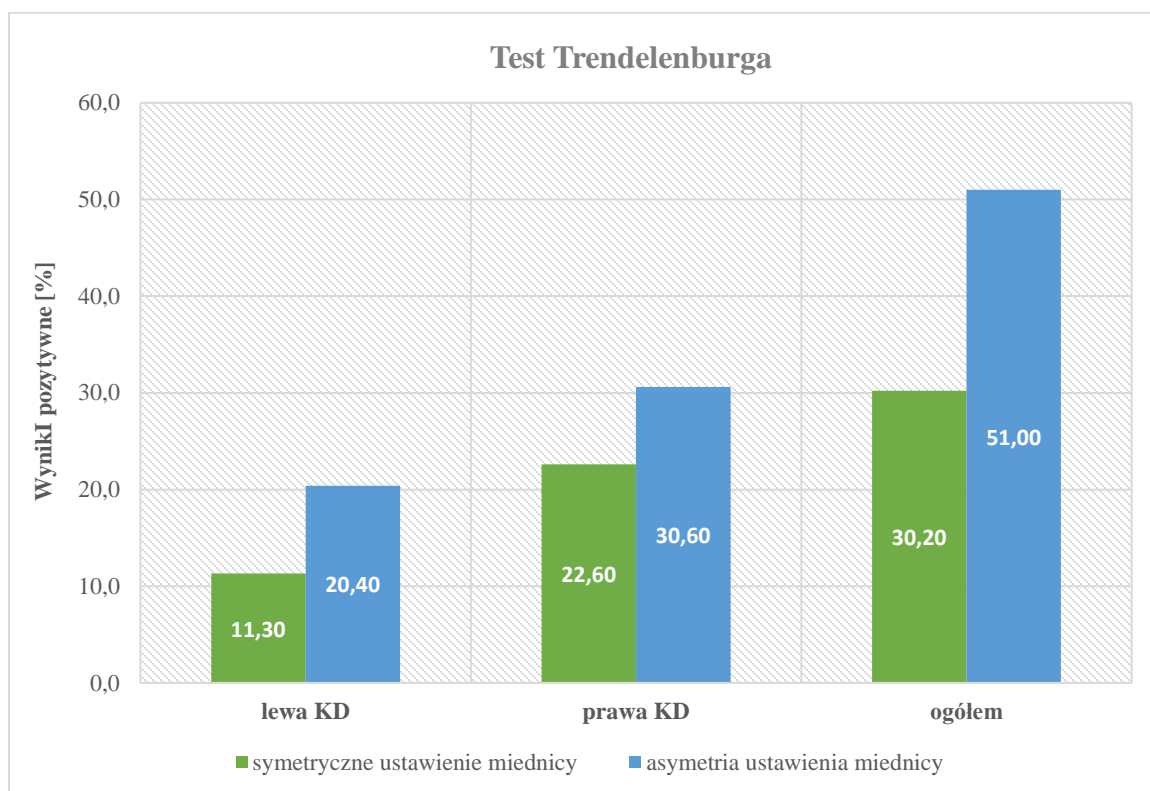


Wykres 30. Ustawienie miednicy a ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa - wykres średnich

Wyniki testu „t” dla obu pomiarów okazały się nieistotne statystycznie. Oznacza to, że nie było istotnych różnic między grupami w zakresie wyników testu Thomayera i Schöbera. Można zatem stwierdzić, że ruchomość odcinka lędźwiowego i elastyczność taśmy tylnej były na zbliżonym poziomie w obu grupach.

9.2.3. Ustawienie miednicy a wydolność mięśni miedniczno – krętarzowych

Pierwszym wskaźnikiem wydolności mięśni miedniczno – krętarzowych poddanym analizie był wynik testu Trendelenburga. Poniżej przedstawiono % wyników pozytywnych tego testu w porównywanych grupach pacjentów (Wykres 31).



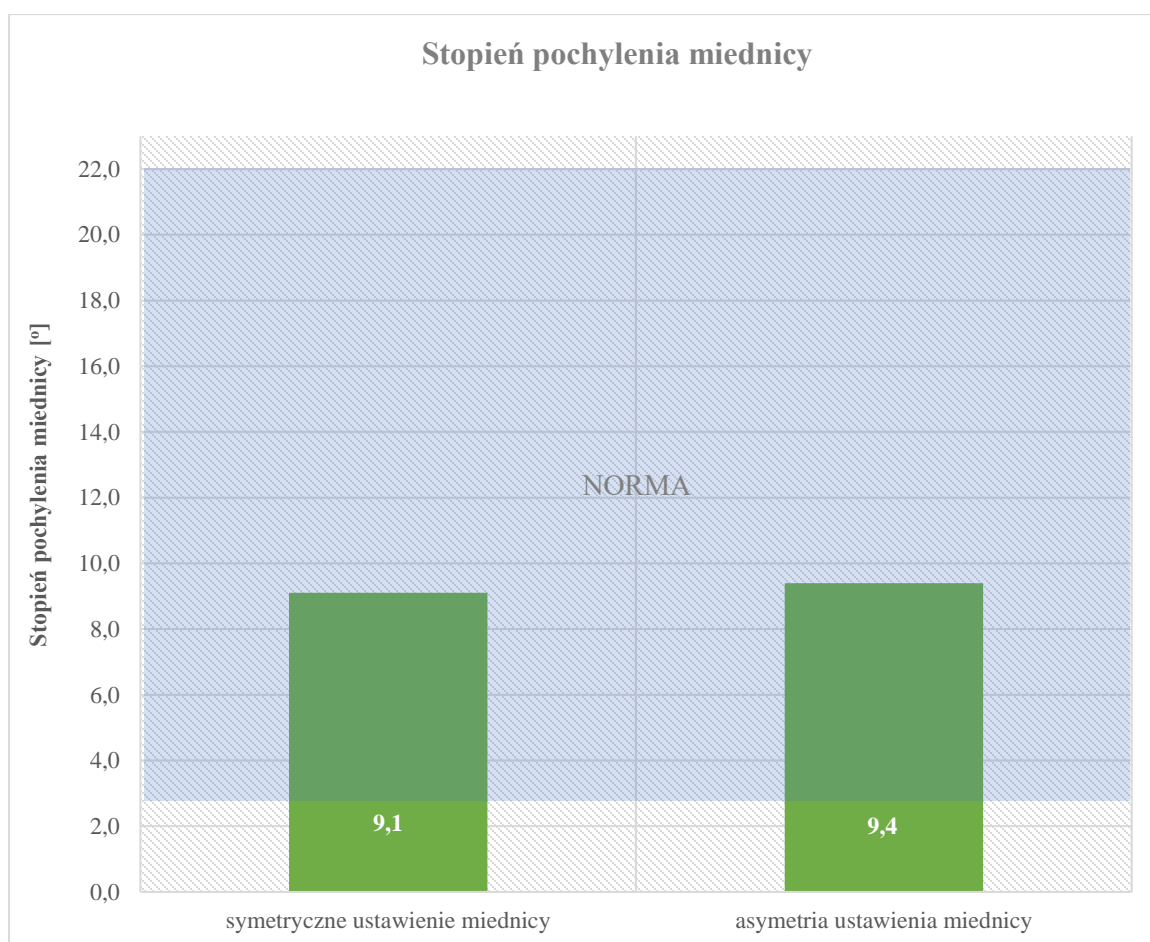
Wykres 31. Ustawienie miednicy a test Trendelenburga - % wyników pozytywnych (lewa KD – kończyna dolna lewa, prawa KD – kończyna dolna prawa)

Na podstawie przedstawionych powyżej wyników można zauważyć, że osoby z asymetrią ustawienia miednicy częściej manifestowały wyniki dodatnie w teście Trendelenburga: 20,4% versus 11,3% w przypadku lewej KD, 30,6% versus 22,6% w przypadku prawej KD. Jednakże różnice te nie były istotne statystycznie ($\chi^2_{(1)} = 1,59$; n.i., $\chi^2_{(1)} = 0,83$; n.i.). Na poziomie ogólnym wynik pozytywny w którejkolwiek z kończyn dotyczył 51% osób z asymetrią miednicy i 30,2% badanych z grupy kontrolnej. Związek między ustawieniem miednicy a ogólnym wynikiem testu Trendelenburga okazał się istotny statystycznie ($\chi^2_{(1)} = 4,60$; $p < 0,05$).

Kolejne badane wskaźniki wydolności mięśni miedniczno – krętarzowych były to: kąt pochylenia miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej. Poniższe zestawienie przedstawia podstawowe statystyki opisowe dla analizowanych pomiarów, a także wynik testu t - Studenta dla prób niezależnych (Tabela IX).

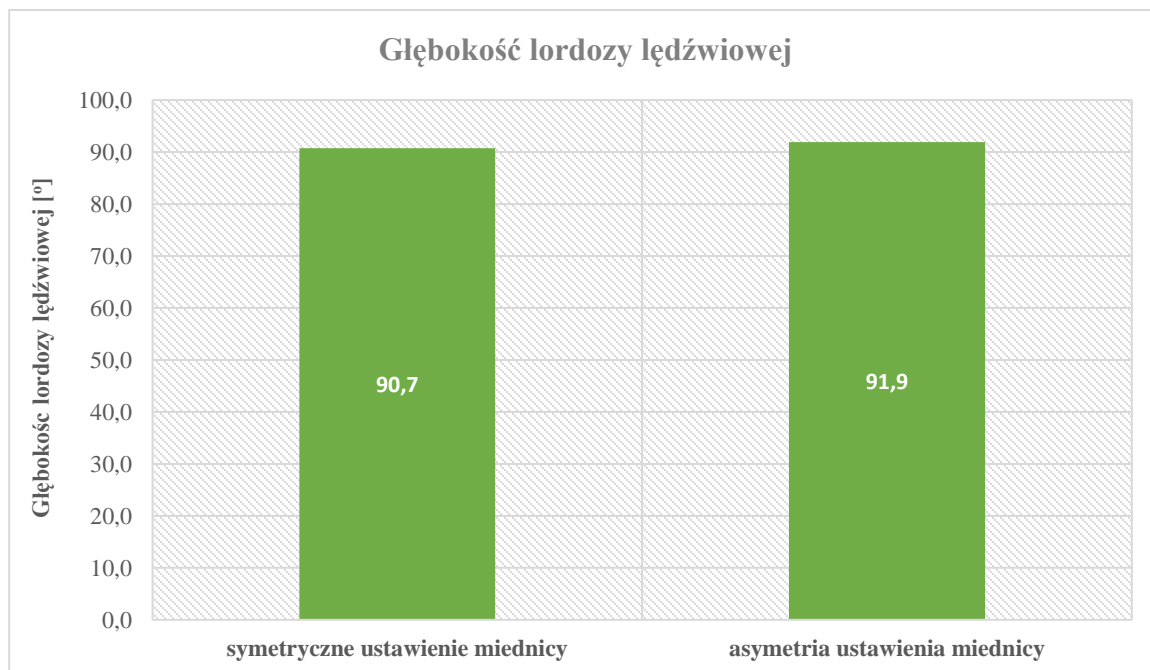
Tabela IX. Ustawienie miednicy a kąt pochylenia miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych

Zmienna zależna	Grupa	Statystyki opisowe		Test t dla prób niezależnych		
		M	SD	t	df	p
stopień (kąt) pochylenia miednicy [°]	symetryczne ustawienie miednicy	9,1	4,21	-0,33	98,3	0,743
	asymetria ustawienia miednicy	9,4	3,40			
głębokość lordozy lędźwiowej (kąt) [°]	symetryczne ustawienie miednicy	90,7	4,72	-1,01	85,6	0,315
	asymetria ustawienia miednicy	91,9	6,69			



Wykres 32. Ustawienie miednicy a kąt pochylenia miednicy – wykres wartości średnich u osób z symetrycznym i asymetrycznym ustawieniem miednicy

Wykres 32 ilustruje wartości średnie w zakresie kąta pochylenia miednicy w zależności od ustawienia miednicy. Zarówno w grupie z symetrycznym ustawieniem miednicy jak i w przypadku asymetrycznego ustawienia miednicy wartości mieściły się w zakresie normy, były do siebie zbliżone i wynosiły odpowiednio $9,1^{\circ}$ dla osób z symetrycznym ustawieniem miednicy oraz $9,4^{\circ}$ dla badanych z asymetrycznie ustawioną miednicą.



Wykres 33. Ustawienie miednicy a głębokość lordozy lędźwiowej – wykres wartości średnich u osób z symetrycznym i asymetrycznym ustawieniem miednicy

Analizując dane przedstawione na wykresie 33 przedstawiającym średnie wartości stopnia głębokości lordozy lędźwiowej w odniesieniu do ustawienia miednicy okazało się, że, w obu badanych grupach były one do siebie zbliżone i wynosiły $90,7^{\circ}$ dla osób z symetrycznym ustawieniem miednicy, oraz $91,9^{\circ}$ w grupie z asymetrią miednicy.

Średnie wyniki w zakresie stopnia pochylenia miednicy i głębokości lordozy lędźwiowej w obu porównywanych grupach były zbliżone (Wykres 32 i 33). Przeprowadzony test 't' nie wykazał istotnej różnicy międzygrupowej w zakresie

omawianych wskaźników. Można zatem stwierdzić, że ustawienie miednicy nie różnicuje kąta pochylenia miednicy i głębokości lordozy lędźwiowej.

9.2.4. Ustawienie miednicy a ustawienie stopy i stawu skokowego

W kolejnym etapie analizy sprawdzono, czy istnieje związek między ustawieniem miednicy a wskaźnikami ustawienia stopy i stawu skokowego. W tym celu poddano analizie kąty: Clarka, alpha, gamma, wskaźnik Wejsfloga i ustawienia stawu skokowego. Szczegółowa prezentacja graficzna wszystkich ww. wskaźników zawarta została w podrozdziale 4.2.6 (Wykresy nr 20-25), w którym omówiono wyniki w odniesieniu do norm, a także zbadano istotność różnic w schemacie zależnym (stopa lewa versus stopa prawa).

W bieżącym podrozdziale dokonano analizy międzygrupowej wszystkich wskaźników ustawienia stopy i stawu skokowego. Poniżej przedstawiono podstawowe statystyki opisowe oraz wyniki testu „t” dla prób niezależnych (Tabela X.).

Tabela X. Ustawienie miednicy a ustawienie stopy i stawu skokowego - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych

Zmienna zależna	Grupa	Statystyki opisowe		Test t dla prób niezależnych		
		M	SD	t	df	p
stopa lewa – kąt Clarka [°]	symetryczne ustawienie miednicy	49,2	6,50	-0,75	100	0,455
	asymetria ustawienia miednicy	50,1	5,71			
stopa prawa – kąt Clarka [°]	symetryczne ustawienie miednicy	53,5	6,78	0,12	100	0,901
	asymetria ustawienia miednicy	53,3	7,91			
stopa lewa – kąt alpha [°]	symetryczne ustawienie miednicy	10,0	6,48	2,26	100	0,026
	asymetria ustawienia miednicy	7,2	5,98			
stopa prawa – kąt alpha [°]	symetryczne ustawienie miednicy	7,1	7,89	2,54	85,8	0,013
	asymetria ustawienia miednicy	3,8	4,70			
stopa lewa – kąt gamma [°]	symetryczne ustawienie miednicy	16,4	2,75	-0,30	100	0,764
	asymetria ustawienia miednicy	16,6	2,41			
stopa prawa – kąt gamma [°]	symetryczne ustawienie miednicy	15,2	2,38	-2,16	100	0,033
	asymetria ustawienia miednicy	16,4	3,19			
wskaźnik Wejsfloga stopa lewa	symetryczne ustawienie miednicy	3,0	0,31	1,45	100	0,151
	asymetria ustawienia miednicy	2,9	0,25			
wskaźnik Wejsfloga stopa prawa	symetryczne ustawienie miednicy	2,8	0,31	0,39	100	0,699
	asymetria ustawienia miednicy	2,8	0,26			

Analizując statystyki i wyniki testu „t” przedstawione powyżej, zaobserwowano następujące różnice istotne statystycznie dotyczące:

- a) **Kąta alpha stopy lewej** ($t_{(100)} = 2,26$; $p < 0,05$); można stwierdzić, że osoby z asymetrią miednicy wykazały istotnie mniejszy kąt alpha stopy lewej ($M = 7,2^\circ$; $SD = 5,98^\circ$) w porównaniu do badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy ($M = 10^\circ$; $SD = 6,48^\circ$);
- b) **Kąta alpha stopy prawej** ($t_{(85,8)} = 2,54$; $p < 0,05$); osoby z asymetrią miednicy miały istotnie mniejszy kąt alpha stopy prawej ($M = 3,8^\circ$; $SD = 4,7^\circ$) w porównaniu do badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy ($M = 7,1^\circ$; $SD = 7,89^\circ$);
- c) **Kąta gamma stopy prawej** ($t_{(100)} = 2,16$; $p < 0,05$); osoby z symetrycznym ustawieniem miednicy charakteryzowały się istotnie mniejszym kątem gamma stopy prawej ($M = 15,2^\circ$; $SD = 2,38^\circ$) w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy ($M = 16,4^\circ$; $SD = 3,19^\circ$).

W związku z powyższym, można stwierdzić, że wybrane parametry ustawienia stopy różnią się istotnie statystycznie u osób z asymetrią miednicy w stosunku do parametrów badanej grupy z miednicą ustawioną symetrycznie.

Poniżej przedstawiono dane dotyczące ustawienia stawu skokowego w zależności od ustawienia miednicy (Tabela XI).

Tabela XI. Ustawienie miednicy a ustawienie stawu skokowego - tabela krzyżowa (KD lewa – kończyna dolna lewa, KD prawa – kończyna dolna prawa)

ustawienie stawu skokowego	wynik	symetryczne ustawienie miednicy		asymetria ustawienia miednicy		ogółem	
		N	%	N	%	N	%
KD lewa	norma	35	66,0	36	73,5	71	69,6
	koślawe	18	34,0	13	26,5	31	30,4
KD prawa	norma	43	81,1	40	81,6	83	81,4
	koślawe	10	18,9	9	18,4	19	18,6

Osoby z symetrycznie ustawioną miednicą częściej prezentowały koślawość stopy lewej (34%) w porównaniu do badanych z asymetrią (26,5%). Jednakże przeprowadzony test nie wykazał istotnego związku między ustawieniem miednicy a ustawieniem stawu skokowego ($\chi^2_{(1)} = 0,67$; n.i.; $\chi^2_{(1)} = 0,004$; n.i.).

9.2.5. Ustawienie miednicy a ciśnienie wywierane przez stopę na podłoże

W niniejszym podrozdziale przedstawiono wyniki analizy wskaźników ciśnienia wywieranego przez stopę na podłoże w zależności od ustawienia miednicy. W tym celu poddano analizie średnie procentowe wartości nacisku całkowitego stopy, a także nacisku na przodostopie i tyłostopie. Szczegółowa prezentacja graficzna wszystkich ww. wskaźników zawarta została w podrozdziale 9.1.5. (Wykresy nr 17-19.). W bieżącym podrozdziale dokonano analizy międzygrupowej wszystkich ww. wskaźników. Poniżej przedstawiono podstawowe statystyki opisowe oraz wyniki testu „t” dla prób niezależnych (Tabela XII).

Tabela XII. Ustawienie miednicy a ciśnienie wywierane przez stopę na podłoże - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych

Zmienna zależna	Grupa	Statystyki opisowe		Test t dla prób niezależnych		
		M	SD	t	df	p
KD lewa – nacisk całkowity [%]	symetryczne ustawienie miednicy	49,9	3,12	0,00	100	0,999
	asymetria ustawienia miednicy	49,9	3,66			
KD prawa – nacisk całkowity [%]	symetryczne ustawienie miednicy	50,1	3,12	0,00	100	0,999
	asymetria ustawienia miednicy	50,1	3,66			
stopa lewa – nacisk na przodostopie [%]	symetryczne ustawienie miednicy	39,8	8,06	-2,27	100	0,026
	asymetria ustawienia miednicy	43,5	8,37			
stopa lewa – nacisk na tyłostopie (pięta) [%]	symetryczne ustawienie miednicy	60,2	8,06	2,27	100	0,026
	asymetria ustawienia miednicy	56,5	8,37			
stopa prawa – nacisk na przodostopie [%]	symetryczne ustawienie miednicy	41,2	8,61	-3,03	100	0,003
	asymetria ustawienia miednicy	46,5	9,31			
stopa prawa – nacisk na tyłostopie (pięta) [%]	symetryczne ustawienie miednicy	58,8	8,61	3,03	100	0,003
	asymetria ustawienia miednicy	53,5	9,31			

Analizując statystyki i wyniki testu „t” przedstawione powyżej, można stwierdzić, że nie odnotowano różnic międzygrupowych w zakresie nacisku całkowitego kończyn dolnych. Zaobserwowano natomiast istotne statystycznie różnice w zakresie:

- a) **Nacisku na przodostopie – stopa lewa** – ($t_{(100)} = 2,27$; $p < 0,05$); osoby z asymetrią miednicy wykazały istotnie większy procentowy nacisk na przodostopie stopy lewej ($M = 43,5\%$; $SD = 8,37\%$) w stosunku do osób z symetrycznym ustawieniem miednicy ($M = 39,8\%$; $SD = 8,06\%$);
- b) **Nacisku na tyłostopie – stopa lewa** – ($t_{(100)} = 2,266$; $p < 0,05$); osoby z asymetrią miednicy charakteryzował istotnie niższy procentowy nacisk na tyłostopie stopy lewej ($M = 56,5\%$; $SD = 8,37\%$) w porównaniu do badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy ($M = 60,2\%$; $SD = 8,06\%$);
- c) **Nacisku na przodostopie – stopa prawa** – ($t_{(100)} = 3,03$; $p < 0,01$); badani z asymetrycznie ustawioną miednicą cechowali się istotnie większym naciskiem wywieranym na przodostopie stopy prawej ($M = 46,5\%$; $SD = 9,31\%$) w porównaniu do osób z symetrycznie ustawioną miednicą ($M = 41,2\%$; $SD = 8,61\%$);
- d) **Nacisku na tyłostopie – stopa prawa** – ($t_{(100)} = 3,03$; $p < 0,01$); osoby z symetrycznie ustawioną miednicą w istotnie wyższym stopniu wywierały nacisk na tyłostopie ($M = 58,8\%$; $SD = 8,61\%$) w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy ($M = 53,5\%$; $SD = 9,31\%$).

Podsumowując, można stwierdzić, że ustawienie miednicy określało sposób nacisku wywieranego przez stopę na podłoże. Nacisk ten różnił się istotnie statystycznie pomiędzy osobami z miednicą asymetryczną oraz miednicą o symetrycznym ustawieniu.

9.2.6. Wydolność mięśni miedniczno-krętarzowych a położenie środka ciężkości ciała

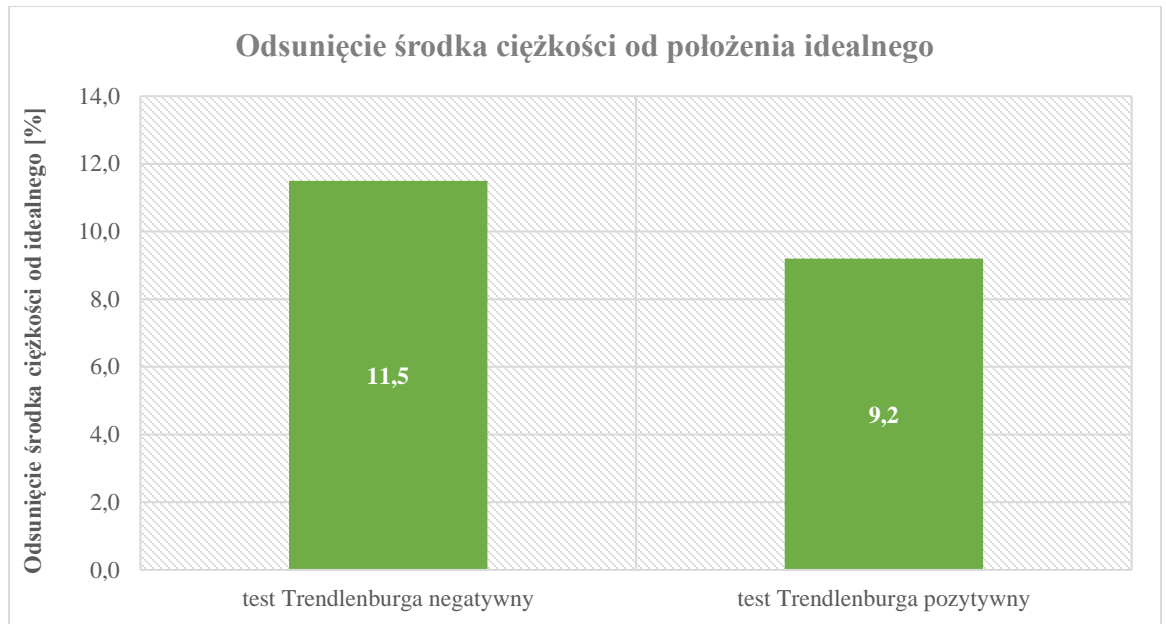
W kolejnym kroku analizy danych empirycznych sprawdzono, czy istnieje zależność między wydolnością mięśni miedniczno – krętarzowych a położeniem środka ciężkości ciała. Posłużono się wskaźnikami wydolności ww. mięśni: testem Trendelenburga (w postaci uogólnionej, abstrahującej od strony ciała), kątem pochylenia miednicy i głębokością lordozy lędźwiowej. Z drugiej strony jako wskaźnik położenia środka ciężkości ciała przyjęto procentowy współczynnik odsunięcia środka ciężkości od idealnego oraz kierunek przesunięcia (4-sektorowy).

9.2.6.1. Test Trendelenburga a położenie środka ciężkości ciała

Jak zostało wspomniane powyżej, do celów niniejszej analizy zastosowano uogólnienie testu Trendelenburga: jako pozytywny wynik uznano wynik pozytywny na lewej lub prawej kończynie dolnej, uzyskując w ten sposób rozkład 41 osób z wynikiem pozytywnym i 61 z wynikiem negatywnym. Sprawdzono, jak wygląda procentowe odsunięcie środka ciężkości od położenia idealnego w obu grupach badanych (Tabela XIII, Wykres 34).

Tabela XIII. Test Trendelenburga a % odsunięcie środka ciężkości ciała od idealnego - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych

Zmienna zależna	Grupa	Statystyki opisowe		Test t dla prób niezależnych		
		M	SD	t	df	p
odsunięcie środka ciężkości od idealnego [%]	test Trendlenburga negatywny	11,5	6,44	1,74	100	0,086
	test Trendlenburga pozytywny	9,2	6,44			



Wykres 34. Test Trendelenburga a % odsunięcie środka ciężkości ciała od idealnego – wykres wartości średnich dla badanych z negatywnym oraz pozytywnym testem Trendelenburga

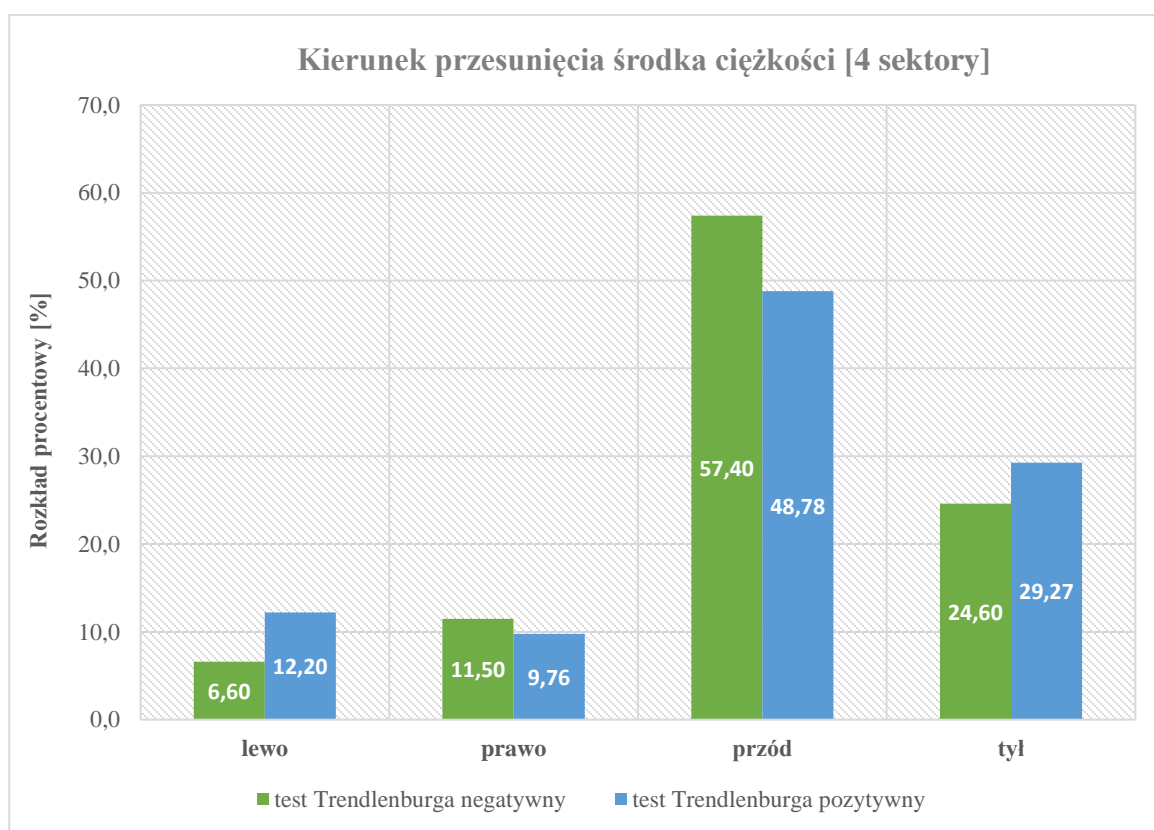
Różnica międzygrupowa w zakresie odsunięcia środka ciężkości od idealnego plasowała się na poziomie tendencji statystycznej ($t_{(100)} = 1,74$; $p = 0,086$). Oznacza to, że tendencja większego odsunięcia środka ciężkości w grupie osób z negatywnym wynikiem testu Trendelenburga ($M = 11,5\%$; $SD = 6,44\%$) w stosunku do osób z pozytywnym jego wynikiem ($M = 9,2\%$; $SD = 6,44\%$) mogłaby okazać się istotna statystycznie w przypadku udoskonalenia metody przedmiotowych badań.

9.2.6.2. Test Trendelenburga a kierunek przesunięcia środka ciężkości ciała

Poniżej przedstawiono kierunek przesunięcia środka ciężkości w zależności od wyniku testu Trendelenburga (Tabela XIV, Wykres 35).

Tabela XIV. Test Trendelenburga a kierunek przesunięcia środka ciężkości – tabela krzyżowa

kierunek przesunięcia środka ciężkości (4 sektory)	test Trendelenburga negatywny		test Trendelenburga pozytywny	
	N	%	N	%
Lewo	4	6,6	5	12,2
Prawo	7	11,5	4	9,8
Przód	35	57,4	20	48,8
Tył	15	24,6	12	29,3



Wykres 35. Test Trendelenburga a kierunek przesunięcia środka ciężkości – rozkład procentowy

Z danych zaprezentowanych powyżej wynika, że osoby z pozytywnym wynikiem testu Trendelenburga częściej wykazywały przesunięcie środka ciężkości ciała w lewo (12,2%) i do tyłu (29,3%) w porównaniu do osób z negatywnym wynikiem tego testu (odpowiednio: 6,6% i 24,6%). Z kolei ta ostatnia grupa częściej cechowała się przesunięciem środka ciężkości do przodu (57,4% versus 48,8%) i w prawo (11,5% versus 9,8%). Należy przy tym zaznaczyć, że testy statystyczne wykluczyły istotny statystycznie związek między wynikiem testu Trendelenburga a analizowaną zmienną dotyczącą kierunku przesunięcia środka ciężkości ($\chi^2_{(3)} = 1,49$; n.i.). Można stwierdzić, że obie grupy badanych cechowała podobna tendencja do przesunięcia środka ciężkości ciała w kierunkach: przód i tył.

9.2.6.3. Pochylenie miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej a procentowe odsunięcie środka ciężkości ciała od położenia idealnego

W celu wykrycia związków między pochyleniem miednicy i głębokością lordozy lędźwiowej a procentowym wskaźnikiem odsunięcia środka ciężkości ciała od idealnego, obliczono współczynniki korelacji r Pearsona, co przedstawiono w tabeli XV.

Tabela XV. Stopień pochylenia miednicy, głębokość lordozy lędźwiowej a % odsunięcia środka ciężkości ciała od idealnego – współczynniki korelacji r Pearsona

Korelacja Pearsona		odsunięcie środka ciężkości od położenia idealnego [%]
stopień (kąt) pochylenia miednicy [°]	r	-0,060
	p	0,550
	N	102
głębokość lordozy lędźwiowej (kąt) [°]	r	0,181
	p	0,069
	N	102

Przedstawione powyżej współczynniki informują, że nie wykazano żadnego istotnego statystycznie związku między pochyleniem miednicy i głębokością lordozy lędźwiowej a odsunięciem środka ciężkości od idealnego na poziomie ogólnym badanej próby. Jednak w toku analizy sprawdzono, czy związek taki występuje w podziale ze względu na ustawienie miednicy.

Tabela XVI. Ustawienie miednicy a związek między kątem pochylenia miednicy, głębokością lordozy lędźwiowej i % odsunięcia środka ciężkości ciała od idealnego – współczynniki korelacji r Pearsona

Ustawienie miednicy	Korelacja Pearsona		odsunięcie środka ciężkości od położenia idealnego [%]
Symetryczne	stopień (kąt) pochylenia miednicy [°]	r	-0,103
		p	0,462
		N	53
	głębokość lordozy lędźwiowej (kąt) [°]	r	0,022
		p	0,874
		N	53

Tabela XVI. Ustawienie miednicy a związek między kątem pochylenia miednicy, głębokością lordozy lędźwiowej i % odsunięcia środka ciężkości ciała od idealnego – współczynniki korelacji r Pearsona – cd.

Asymetryczne	stopień (kąt) pochylenia miednicy [°]	r	-0,001
		p	0,996
		N	49
	głębokość lordozy lędźwiowej (kąt) [°]	r	0,314
		p	0,028
		N	49

Dane przedstawione w tabeli XVI dowodzą, że zidentyfikowano istotną korelację w przypadku grupy osób o asymetrycznym ustawieniu miednicy. Współczynnik $r_{(49)} = 0,31$; $p < 0,05$ pozwala zauważyć dodatni, słaby związek między głębokością lordozy lędźwiowej a odsunięciem środka ciężkości od idealnego w tej grupie badanych. Oznacza to, że wśród osób z asymetrycznie ustawioną miednicą wraz ze zwiększeniem głębokości lordozy lędźwiowej, zwiększyło się procentowe odsunięcie środka ciężkości od położenia idealnego.

9.2.7. Wydolność mięśni miedniczno-krętarzowych a wysklepienie łuków stopy

W ostatnim kroku analiz sprawdzono, czy istnieje związek między wydolnością mięśni miedniczno – krętarzowych a wysklepieniem łuków stopy i ustawieniem stawu skokowego. W tym celu dokonano porównań parametrów wysklepienia stopy w grupach wyróżnionych na podstawie testu Trendelenburga, a także obliczono odpowiednie współczynniki korelacji między wskaźnikami stopnia pochylenia miednicy i głębokości lordozy lędźwiowej a parametrami wysklepienia stopy. Wyniki przedstawiono w tabeli XVII.

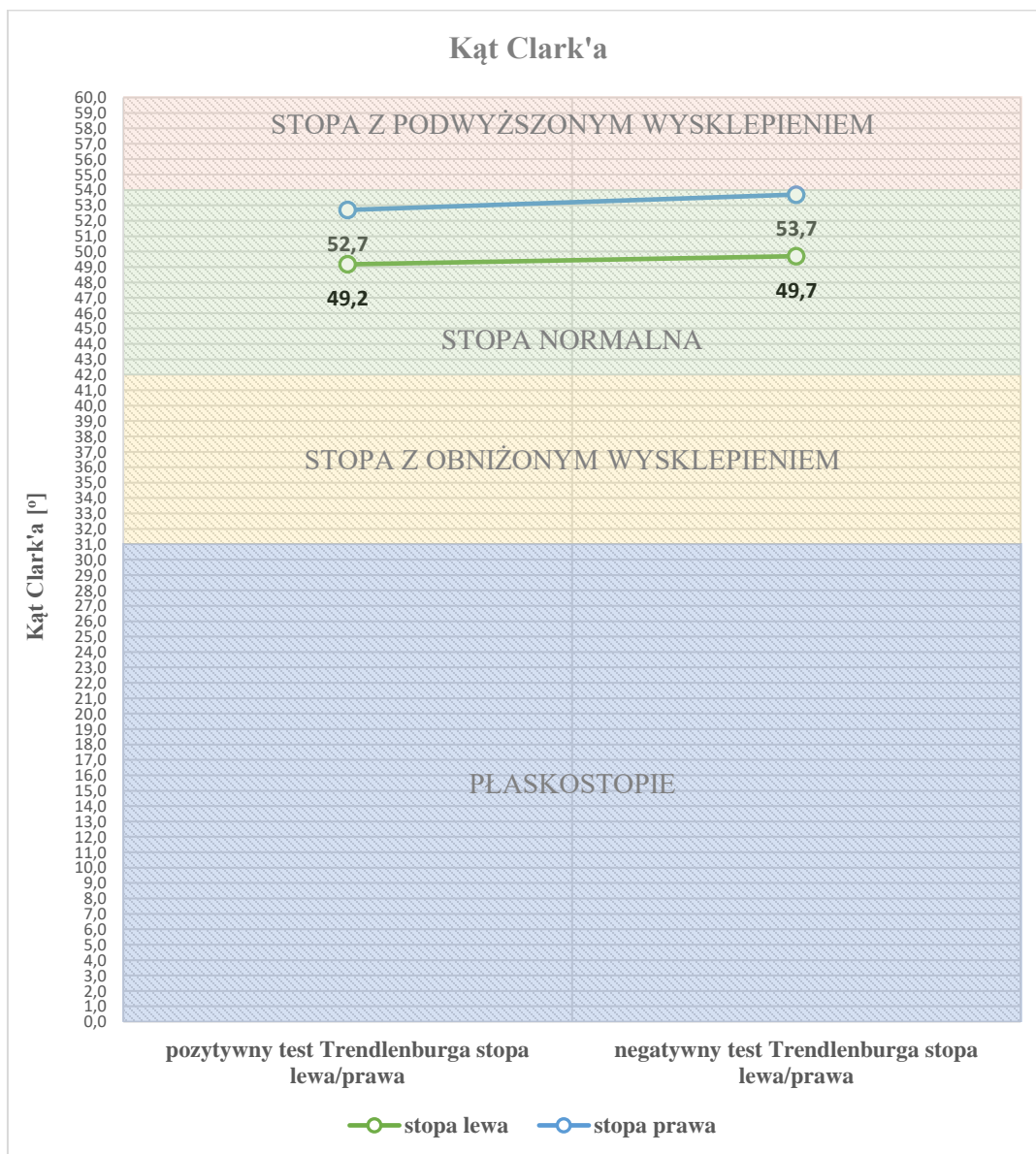
9.2.7.1. Test Trendelenburga a wysklepienie łuków stopy

Tabela XVII. Test Trendelenburga a parametry wysklepienia łuków stopy – statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych

	Miara	Test Trendelenburga	Statystyki opisowe		Test t dla prób niezależnych		
			M	SD	t	df	p
STOPA LEWA	stopa lewa – kąt Clarka [°]	negatywny	49,7	5,46	0,212	17,1	0,835
		pozytywny	49,2	9,12			
	stopa lewa – kąt alpha [°]	negatywny	8,2	6,13	-1,496	100	0,138
		pozytywny	10,8	7,40			
	stopa lewa – kąt gamma [°]	negatywny	16,4	2,38	-0,681	17,6	0,504
		pozytywny	17,0	3,54			
wskaźnik Wejsfloga stopa lewa	negatywny	2,9	0,28	1,577	100	0,118	
	pozytywny	2,8	0,28				
STOPA PRAWA	stopa prawa – kąt Clarka [°]	negatywny	53,7	6,67	0,579	100	0,564
		pozytywny	52,7	8,95			
	stopa prawa – kąt alpha [°]	negatywny	5,5	6,81	-0,017	100	0,987
		pozytywny	5,5	6,60			
	stopa prawa – kąt gamma [°]	negatywny	15,8	2,93	0,558	100	0,578
		pozytywny	15,5	2,65			
	wskaźnik Wejsfloga stopa prawa	negatywny	2,8	0,30	0,407	100	0,685
		pozytywny	2,8	0,25			

Nie wykazano istotnego związku między wynikami testu Trendelenburga, a kątami i wskaźnikami oznaczanymi w stopach, zarówno w prawej jak i lewej.

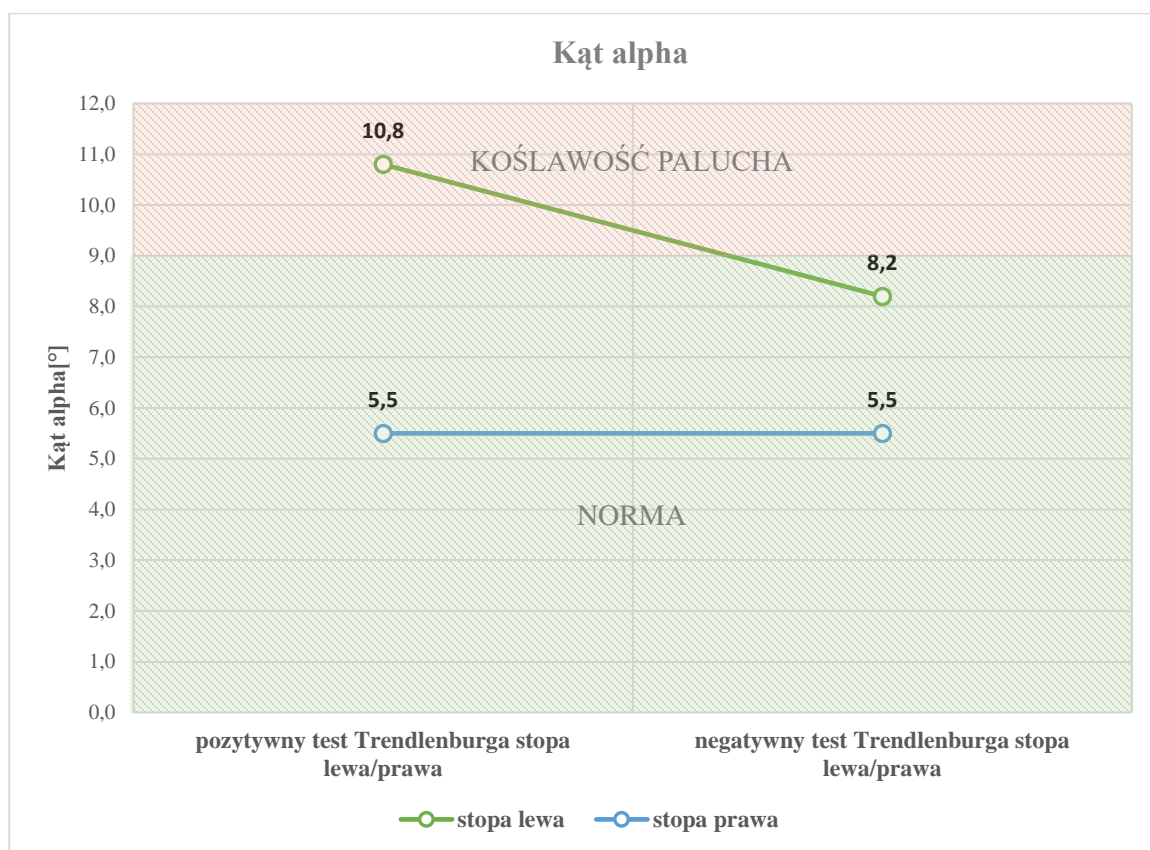
Na wykresie 36 przedstawiono średnie wartości kąta Clark'a dla stopy lewej i prawej u badanych porównane z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga. Pole niebieskie przedstawia wartości kąta Clark'a dla stopy płaskiej (płaskostopie). Pole żółte wyznacza wartości kąta dla stopy z obniżonym wysklepieniem. Pole zielone oznacza wartości katowe dla stopy w normie, zaś polem czerwonym oznaczone są wartości odpowiadające stopie z podwyższonym wysklepieniem.



Wykres 36. Test Trendelenburga a kąt Clarka – wykres wartości średnich dla badanych z pozytywnym testem Trendelenburga oraz dla badanych z negatywnym testem Trendelenburga

Średnie wartości kąta Clark'a (Wykres 36) dla badanych z pozytywnym i negatywnym wynikiem testu Trendelenburga plasowały się w granicach normy i były nieco wyższe dla stopy prawej. U osób z pozytywnym wynikiem testu Trendelenburga kąt Clark'a wynosił w stopie prawej 52,7° a w stopie lewej 49,2°. Z kolei u badanych cechujących się negatywnym wynikiem testu Trendelenburga wskaźnik kątowy Clark'a dla stopy prawej równał się 53,7° natomiast dla stopy lewej: 49,7°.

Wykres 37 przedstawia średnie wartości kąta alpha (α) dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga. Pole zielone wyznacza normę kąta alpha, zaś polem czerwonym oznaczone są wartości odpowiadające koślawości palucha.

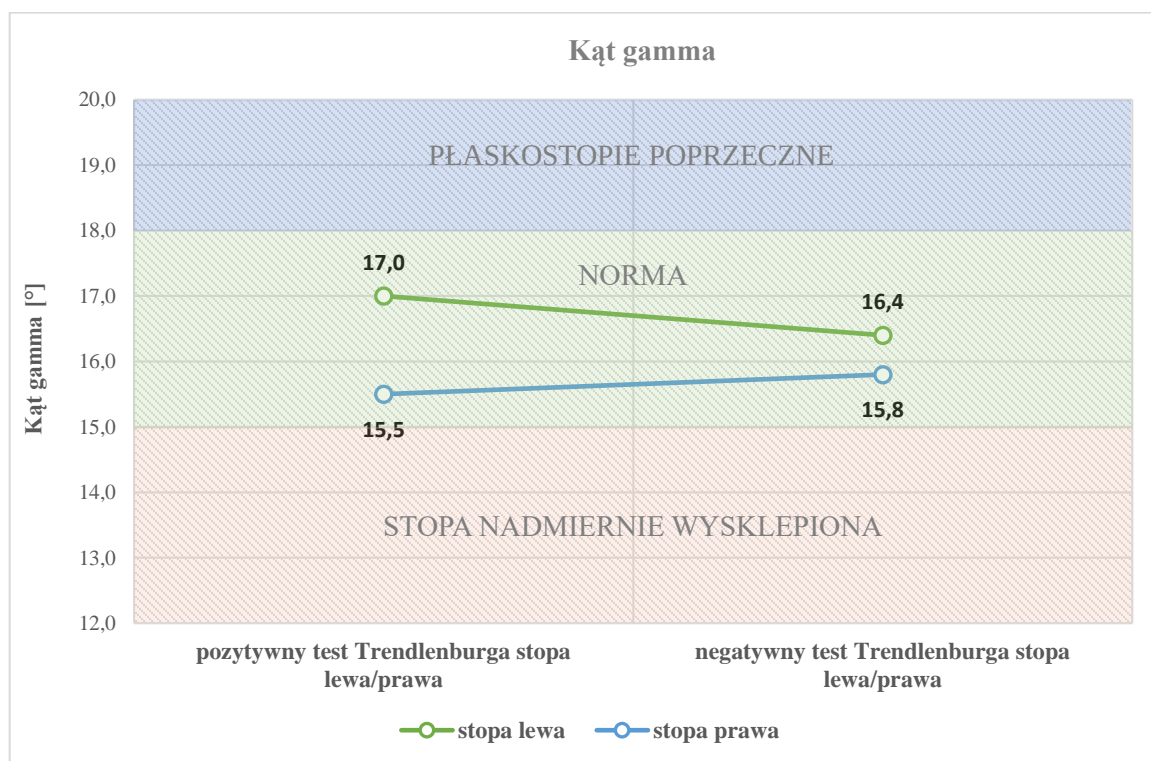


Wykres 37. Test Trendelenburga a kąt alpha – wykres wartości średnich kąta alpha dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga

Średnia wartość kąta alpha (α) (Wykres 37) dla badanych z pozytywnym wynikiem testu Trendelenburga dla stopy prawej mieściła się w granicach normy i wynosiła 5,5°, zaś dla

stopy lewej przekroczyła wartość normatywną i wynosiła 10,8°, co oznacza koślawość palucha. Z kolei dla badanych cechujących się negatywnym wynikiem testu Trendelenburga zarówno dla stopy prawej jak i lewej średnie wartości kąta alpha (α) mieściły się w zakresie normy i wynosiły odpowiednio dla stopy prawej 5,5° a dla stopy lewej 8,2°.

Wykres 38 ilustruje z kolei średnie wartości kąta gamma (γ) dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga. Pole czerwone wyznacza wartości kąta gamma dla stopy z nadmiernym wysklepieniem, pole zielone ilustruje normę dla badanego, zaś polem niebieskim oznaczono wartości dla płaskostopia poprzecznego.

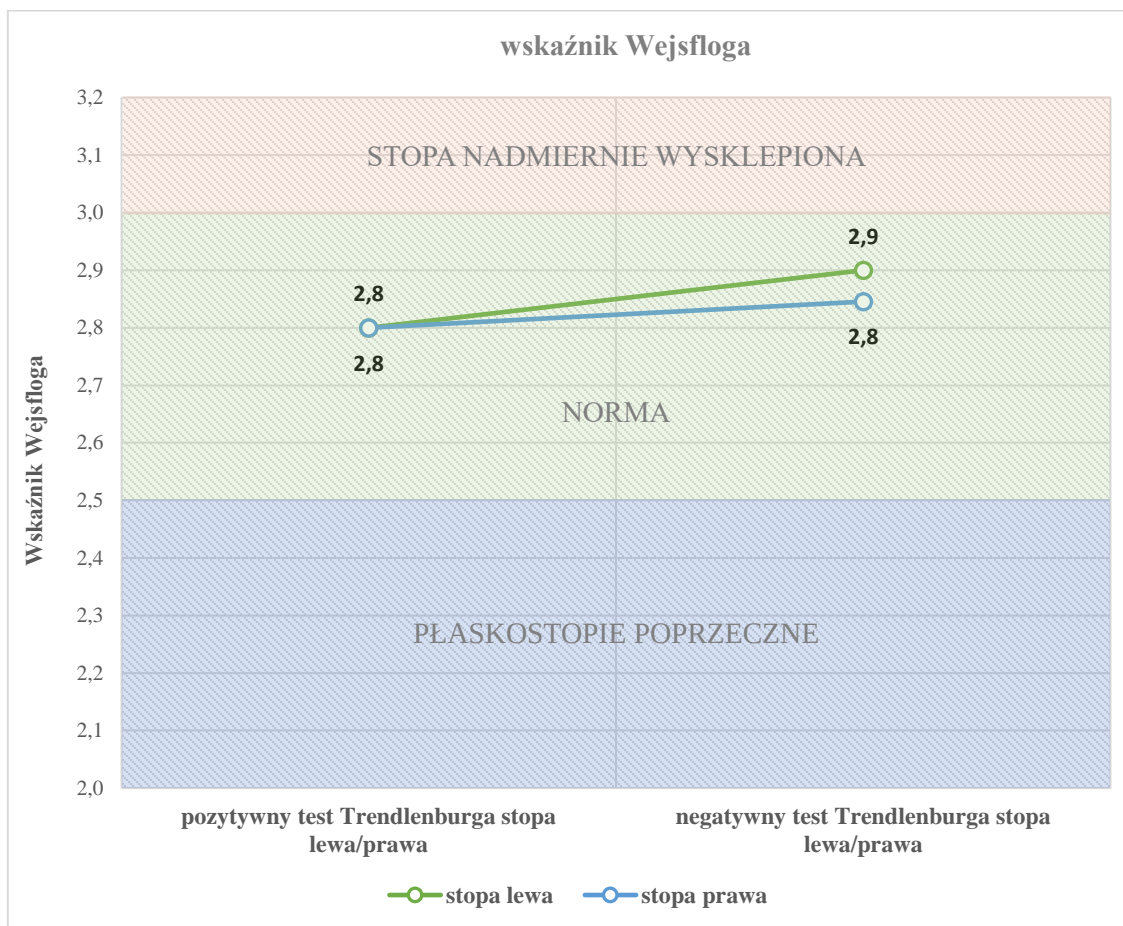


Wykres 38. Test Trendelenburga a kąt gamma – wykres średnich kąta gamma dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga

Średnie wartości kąta gamma (γ) (Wykres 38) dla badanych z pozytywnym i negatywnym wynikiem testu Trendelenburga plasowały się w granicach normy i były nieco wyższe w stopie lewej. W grupie osób z pozytywnym testem Trendelenburga kąt ten dla stopy prawej wynosił 15,5°, zaś dla stopy lewej: 17°. Natomiast u osób z negatywnym wynikiem testu

wartość omawianego kąta plasowała się na poziomie 15,8° dla stopy prawej i 16,4° dla stopy lewej.

Na Wykresie 39 przedstawiono wartości średnie wskaźnika Wejsfloga dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga. Pole zielone przedstawia normę dla wskaźnika Wejsfloga. Polem niebieskim oznaczone są wartości odpowiadające płaskostopiu poprzecznemu, zaś pole czerwone obrazuje nadmiernie wysklepioną stopę.



Wykres 39. Test Trendelenburga a wskaźnik Wejsfloga – wykres wartości średnich wskaźnika Wejsfloga dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga

Średnie wartości wskaźnika Wejsfloga (Wykres 39) dla badanych z pozytywnym i negatywnym wynikiem testu Trendelenburga mieściły się w granicach normy. W grupie badanych z pozytywnym wynikiem testu Trendelenburga były jednakowe dla obu stóp

i wynosiły $2,8^{\circ}$. Również dla osób z negatywnym wynikiem testu były do siebie bardzo zbliżone: w stopie prawej wynosiły $2,8^{\circ}$, zaś w stopie lewej $2,9^{\circ}$.

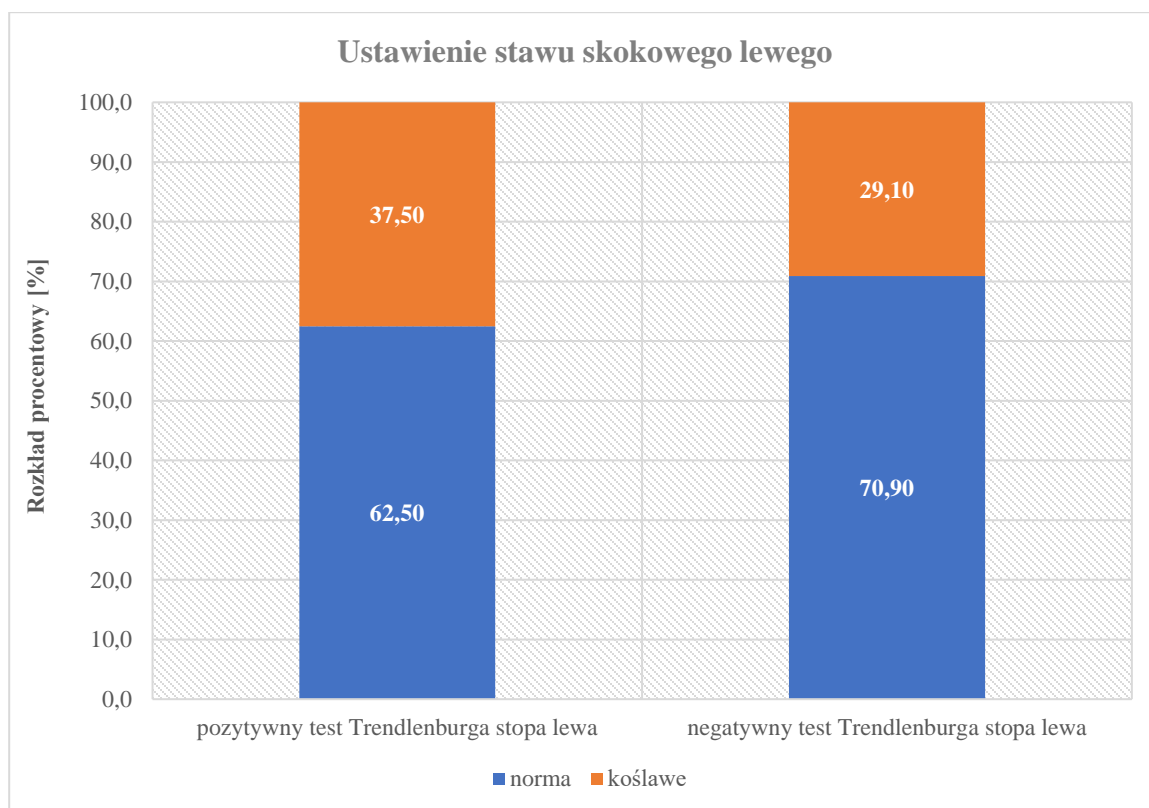
Na poziomie podstawowych statystyk opisowych można zauważyć niewielkie różnice w miarach wysklepienia stopy lewej między osobami z pozytywnym i negatywnym wynikiem testu Trendelenburga, jednakże nie były one istotne statystycznie.

9.2.7.2. Test Trendelenburga a ustawienie stawu skokowego

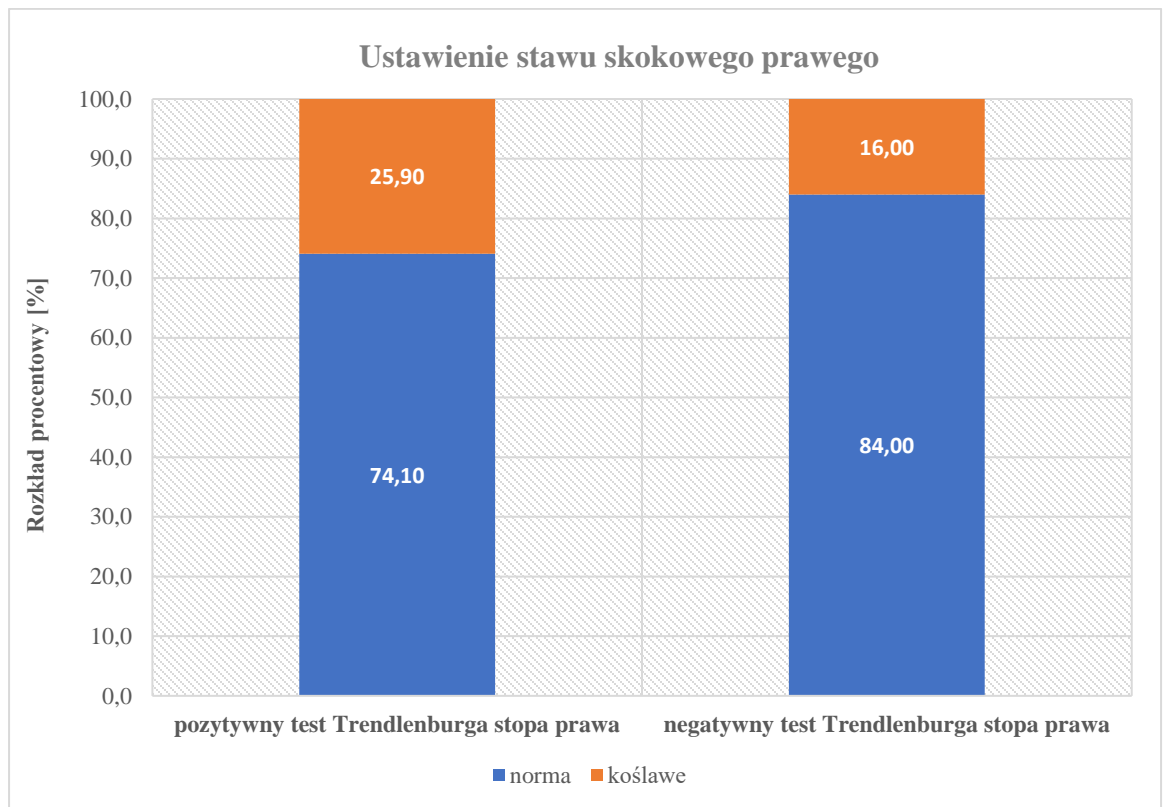
Poniżej przedstawiono wyniki testu ustawienia stawu skokowego w podziale ze względu na wynik testu Trendelenburga (Tabela XVIII).

Tabela XVIII. Test Trendelenburga ustawienie stawu skokowego - tabela krzyżowa

	ustawienie stawu skokowego	test Trendelenburga negatywny		test Trendelenburga pozytywny	
		N	%	N	%
STOPA LEWA	Norma	61	70,9	10	62,5
	Koślawe	25	29,1	6	37,5
STOPA PRAWA	Norma	63	84,0	20	74,1
	Koślawe	12	16,0	7	25,9



Wykres 40. Test Trendelenburga ustawienie stawu skokowego - stopa lewa – rozkład procentowy



Wykres 41. Test Trendelenburga ustawienie stawu skokowego - stopa prawa – rozkład procentowy

W przypadku ustawienia stawu skokowego lewego (Wykres 40) można było zauważyć wyższy odsetek osób z wynikiem sugerującym koślawość w grupie osób z pozytywnym wynikiem testu Trendelenburga (37,5%) w stosunku do badanych z negatywnym jego wynikiem (29,1%). Niewiele większa różnica występowała w przypadku stawu skokowego prawego (25,9% versus 16%) (Wykres 41). Przeprowadzone testy chi-kwadrat Pearsona nie wykazały istotnego związku między wynikiem testu Trendelenburga a ustawieniem stawu skokowego ($\chi^2_{(1)} = 0,45$; n.i.; $\chi^2_{(1)} = 1,29$; n.i.).

9.2.7.3. Pochylenie miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej a wysklepienie łuków stopy

W celu wykrycia ewentualnych związków między kątem pochylenia miednicy, głębokością lordozy lędźwiowej a wysklepieniem łuków stopy, obliczono współczynniki korelacji r Pearsona przedstawione w tabeli XIX.

Tabela XIX. Pochylenie miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej a wysklepienie łuków stopy – współczynniki korelacji r Pearsona

Korelacja Pearsona		stopień (kąt) pochylenia miednicy [°]	głębokość lordozy lędźwiowej (kąt) [°]
stopa lewa – kąt Clarka [°]	r	-0,303	0,004
	p	0,002	0,971
	N	102	102
stopa lewa – kąt alpha [°]	r	-0,012	0,114
	p	0,902	0,253
	N	102	102
stopa lewa – kąt gamma [°]	r	-0,06	0,007
	p	0,55	0,943
	N	102	102
stopa prawa – kąt Clarka [°]	r	-0,085	-0,033
	p	0,398	0,739
	N	102	102
stopa prawa – kąt alpha [°]	r	0,002	-0,05
	p	0,983	0,619
	N	102	102
stopa prawa – kąt gamma [°]	r	<u>0,18</u>	0,018
	p	0,071	0,855
	N	102	102
wskaźnik Wejsfloga stopa lewa	r	-0,048	0,002
	p	0,633	0,981
	N	102	102
wskaźnik Wejsfloga stopa prawa	r	-0,064	-0,082
	p	0,525	0,413
	N	102	102

Zidentyfikowano istotny statystycznie związek między stopniem pochylenia miednicy a kątem Clarka stopy lewej ($r_{(102)} = -0,30$; $p < 0,01$). Ujemna, słaba korelacja między tymi zmiennymi informuje, że im większy był stopień pochylenia miednicy, tym mniejszy okazał się kąt Clarka stopy lewej. Zauważono również dodatni, słaby, potencjalny związek ($r_{(102)} = 0,18$; $p = 0,07$) między stopniem pochylenia miednicy a kątem gamma stopy prawej. Oznacza to, że prawdopodobnie w dalszych badaniach przedmiotowych możliwe byłoby wykrycie tego typu związku, informującego o zwiększeniu kąta gamma wraz ze wzrostem stopnia pochylenia miednicy.

10. Dyskusja

Ciało człowieka stanowi integralną strukturę biologiczną regulowaną przez wiele systemów, kontrolujących rozliczne procesy zachodzące w organizmie człowieka. Aktywność ciała ludzkiego przejawia się bowiem w postaci interakcji układów ruchowych organizmu funkcjonującego wg określonych wzorców motorycznych oraz wzorów postawy [105]. Dlatego zgodnie z zasadą jedności funkcji i struktury mięśnie dopasowują się do aktualnych warunków w jakich znajduje się ciało człowieka [12]. Stwierdzenie to jest spójne z koncepcją tensegracji, cieszącą się w ostatnich latach coraz większą popularnością. Wedle jej założeń, ciało jest całością, a poszczególne jego elementy pozostają we wzajemnej zależności. Są one bowiem zatopione w sieci tkanek miękkich, które poprzez kompresję lub rozciąganie oddziałują wzajemnie na siebie [106]. Jest to uwarunkowane sprawnością układu mięśniowo-powięziowego, tworzącego swoiste autostrady w układzie ruchu w postaci łańcuchów łączących nawet odległe od siebie struktury anatomiczne.

Wielu badaczy podejmowało temat tensegracji w aspekcie współzależności różnych obszarów ciała. Nie znalazłam natomiast badań, które przedstawiałyby związek między asymetrycznym ustawieniem miednicy, a wybranymi parametrami biomechanicznymi stopy i stawu skokowego.

Obręcz miedniczna stanowi połączenie między kręgosłupem a kończynami dolnymi, a jej optymalne ustawienie jest determinowane stanem funkcjonalnym dwóch układów mięśniowych: obręczy biodrowej oraz kończyn dolnych [107]. Jest ona zatem uznawana za kluczowy element właściwej postawy ciała warunkując m.in. właściwe ustawienie kończyn dolnych lub właściwą dystrybucję ciężaru ciała na stopy [108], a te z kolei, stanowią jeden z najważniejszych elementów utrzymania właściwej postawy ciała. Jest to zgodne z założeniem, iż „*największy wpływ na kontrolę posturalną ma obszar ciała, będący najbliżej tego, który jest w kontakcie z podłożem (...) [109]*”. Z tego powodu ukształtowanie stóp oraz ich odpowiednie obciążenie jest kluczowe dla właściwej postawy ciała, bowiem wszelkie dysfunkcje w ich obrębie mogą oddziaływać na inne ogniwa łańcucha kinematycznego [110]. Jak sugerował Steinmetz, istnieje biomechaniczny związek między cechami stóp a cechami tułowia [111]. Poprzez łańcuchy mięśniowo-powięziowe,

które swoje zakończenia mają zazwyczaj na stopach, wszelkie nieprawidłowości zgodnie z zasadą tensegracji są albo przenoszone na wyższe partie ciała, powodując powstanie wad postawy [108], albo na odwrót wszelkie nieprawidłowości w budowie stóp mogą być spowodowane zaburzeniami w obrębie innych części ciała [79]. Niewłaściwa dystrybucja obciążenia

w obrębie stóp może wynikać z działania wielu czynników m.in nieprawidłowej budowy anatomicznej stopy, otyłości, zaburzeń napięcia mięśni posturalnych, jednostronnego przeciążania kończyny dolnej związanego z lateralizacją ciała lub długotrwałym noszeniem niewłaściwego obuwia [112]. Nie bez znaczenia jest także ustawienie miednicy, determinującej położenie pozostałych ogniw łańcucha kinematycznego, którego zakończenie stanowi stopa. Jest to bardzo ważny aspekt, bowiem sposób obciążania stopy jest często konsekwencją zależności biomechanicznych zachodzących w innych częściach narządu ruchu. Dla przykładu, trójpłaszczyznowe deformacje kręgosłupa stanowią częstą przyczynę asymetrii obciążeń stóp, powodując osłabienie ich stabilizatorów mięśniowych oraz torebkowo-więzadłowych, a to z kolei w konsekwencji prowadzi do asymetrii chodu [113]. Z tego też powodu dbałość o prawidłowe kształtowanie stóp oraz ich wydolność, a także zapobieganie wszelkim deformacjom stóp nabierają szczególnego znaczenia [114].

Celem niniejszej pracy była ocena współzależności regionalnej w obrębie kompleksu lędźwiowo-miedniczo-biodrowego oraz stopy i stawu skokowego. Zbadano również związek między asymetrią w ustawieniu miednicy względem osi ciała a wybranymi parametrami biomechanicznymi stopy i stawu skokowego. Sprawdzone ponadto czy asymetria ta koreluje z obecnością i stopniem zaawansowania płaskostopia zarówno podłużnego i poprzecznego.

W badaniach własnych wykazano, iż **istnieje współzależność między ustawieniem miednicy a wybranymi parametrami ustawienia stopy**. Osoby z asymetrią miednicy wykazują istotnie mniejszy kąt α zarówno stopy lewej jak i prawej w porównaniu do badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy. Sugeruje to, iż asymetria miednicy może stanowić czynnik zapobiegający wystąpieniu koślawości palucha, jednej z najczęściej występujących dysfunkcji w obrębie stopy [115]. Z kolei, osoby z symetrycznym

ustawieniem miednicy charakteryzują się istotnie mniejszym kątem gamma stopy prawej w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy. Świadczy to o mniejszej tendencji do wystąpienia płaskostopia poprzecznego.

W piśmiennictwie znaleźć można badania, w których sprawdzano korelację między cechami stóp, a cechami tułowia, jednak najczęściej dotyczą one populacji dzieci i młodzieży.

W badaniach Mrozkowiaka M. i wsp. [116] ocenie podlegały liczne parametry zespołu miednica-kręgosłup oraz stóp w populacji nastolatków. Analizowano zależności pomiędzy cechami stóp w badanej populacji oraz parametrami strzałkowymi tułowia: nachylenia odcinka piersiowo-lędźwiowego i odcinka piersiowego górnego kręgosłupa oraz wielkości kifozy piersiowej. Nie wykazano w nich żadnych zależności między badanymi parametrami, traktując je jako występujące przypadkowo. Najintensywniej na cechy tułowia w populacji chłopców wpływała wysokość i długość łuków wysklepienia podłużnego lewej stopy, zaś w populacji dziewcząt – szerokość prawej stopy, długość prawej i lewej stopy oraz wysokość i długość łuków podłużnych lewej stopy.

Podobne wnioski wyciągnęli Sokołowski M. i wsp. [111], w badaniach których ocenie podlegało występowanie związku między wybranymi cechami opisującymi stopy a określonymi cechami tułowia w grupie blisko 22 tysięcy dzieci i młodzieży między 4 a 18 rokiem życia. Również w tych badaniach wykazano współwystępowanie związku cech stóp z cechami tułowia we wszystkich grupach wiekowych. Najliczniejsze i o największej częstości korelacje występowały w grupie 7-13 latków, nieco mniejsze w przedziale 14-18 rż., zaś najmniejsze w wieku 4-6 lat.

Wnioski z cytowanej powyżej analizy zostały potwierdzone przez wyniki badań pilotażowych przygotowanych przez Drzał-Grabiec J. i Snela P. [117], które dotyczyły populacji dziewcząt i chłopców między 7 a 9 r.ż. Pozwoliły one stwierdzić zależność między wysklepieniem łuku podłużnego stopy prawej i lewej mierzonych kątem Clark'a a parametrami długościowymi charakteryzującymi postawę ciała. Wykazały one, iż istnieje istotna statystycznie zależność między kątem Clark'a stopy prawej i lewej oraz długością całkowitą kręgosłupa, a także długością poszczególnych krzywizn kręgosłupa. Nie stwierdzono natomiast w badanej grupie istotnych statystycznie zależności między

wysklepieniem łuku podłużnego stóp a parametrami opisującymi kręgosłup w płaszczyźnie czołowej.

Kluczowym pozostaje pytanie czy ustawienie miednicy wpływa w istotny sposób na nacisk wywierany przez stopę na podłoże. Przyjmuje się, iż prawidłowe obciążenie obu kończyn dolnych winno być jednakowe (po 50% dla każdej strony), natomiast dystrybucja obciążenia dla każdej ze stóp powinna mieć następujący rozkład: 60% ciężaru powinno być zlokalizowane w okolicy pięty, zaś 40% skierowane na przodostopie [174]. Poszczególne elementy łańcucha kinematycznego wywierają na siebie wzajemnie wpływ, w wyniku czego z jednej strony nieprawidłowości budowy stóp mogą wpływać negatywnie na całą postawę, natomiast z drugiej - wszelkie dysfunkcje wyższych pięt mogą niekorzystnie rzutować na stopy [102]. Dlatego wszelkie zmiany postawy ciała wpływają na zaburzenia proporcji obciążania stóp [119]. Zmiany te wynikają z przesunięcia środka ciężkości ciała. Jak dowodzi Winter D.A. [120] każda zmiana ustawienia górnej części tułowia prowadzi do przesunięcia środka ciężkości ciała, co poprzez stawy biodrowy i skokowy przenosi się na podeszwową część stopy, w wyniku czego dochodzi do zmiany dystrybucji ciężaru ciała w tym obszarze.

W badaniach Wojtków M. i wsp. [63] wykorzystano metodę fotogrametryczną do zbadania postawy ciała w płaszczyźnie strzałkowej 78 dzieci w wieku 6-8 lat, zaś do wyznaczenia obciążenia kończyn dolnych wybrano platformę baropodometryczną. Ocenie podlegały kąty pochylenia poszczególnych odcinków kręgosłupa oraz symetria obciążania kończyn dolnych. Wykazano w nich, iż w grupie dziewcząt obciążenie w większym stopniu było przenoszone przez prawą stopę ($p < 0,001$), zaś w grupie chłopców obciążenie było przenoszone równomiernie przez lewą i prawą stopę. Wyniki z grupy chłopców pokrywają się z wynikami badań własnych, w których dowiedziono, iż rozkład nacisku całkowitego ciężaru ciała wywieranego zarówno przez stopę lewą jak i prawą wśród osób badanych były do siebie zbliżone. Ponadto, w przytaczanych badaniach Wojtków i wsp. [63] dokonano także analizy rozkładu masy ciała przenoszonej przez stopy badanych, która wykazała, iż w obu grupach obciążenie w większym stopniu było przenoszone przez tyłostopie, koncentrowało się tam średnio około 70% ciężaru ciała. Badanie przeprowadzone przez Rodrigues S. i wsp. [62] wykazały, że u 10-letnich uczniów tył stopy był obciążony w około 65%. Z drugiej strony Cavanagh P.R. i wsp. [121], udowodnili, że u dorosłych tyłostopie było obciążone

w około 60%, co potwierdziły również wyniki badań własnych. Porównanie wyników uzyskanych przez różnych autorów może sugerować, że wraz z wiekiem procent obciążenia przenieszonego przez tylną część stopy nieznacznie maleje, co może mieć związek z procesem kształtowania postawy ciała, szczególnie w płaszczyźnie strzałkowej oraz kształtowaniem lepszej stabilności.

We właściwej dystrybucji ciężaru ciała na stopy zasadnicze znaczenie odgrywa również symetria ustawienia obręczy miedniczej. Jak wykazano w przeprowadzonych badaniach własnych osoby z asymetrią miednicy wywierały istotnie większy procentowy nacisk na przodostopie obu stóp w stosunku do osób z symetrycznie ustawioną miednicą. Co więcej, u osób z asymetrią miednicy wykazano istotnie niższy procentowy nacisk na tyłostopie stopy lewej w porównaniu do badanych z symetrycznie ustawioną miednicą. Z kolei, osoby z symetrycznie ustawioną miednicą w istotnie wyższym stopniu naciskały na tyłostopie w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy. Wyniki badań własnych są potwierdzeniem obserwacji dokonanych przez Wilczyńskiego J. [122], który analizował wpływ skoliozy na postawę ciała. W cytowanym badaniu nierówne ustawienie kolców biodrowych, które jest charakterystyczne dla zniekształceń o typie skoliozy, spowodowało przesunięcie obciążenia na przednią część stopy, po stronie w którą zrotowana była miednica oraz na piętę przeciwnej stopy. Przedstawione powyżej rozbieżności dystrybucji ciężaru ciała na stopy stanowią prawdopodobnie formę kompensacji przemieszczania środka ciężkości ciała spowodowanego skoliozą.

Prawidłowo, w pozycji ortostatycznej rzut środka ciężkości ciała zlokalizowany jest nad drugim kręgiem krzyżowym na wysokości stawów biodrowych. Niemniej położenie środka ciężkości ciała nie jest stałe, ponieważ zależy nie tylko od ustawienia obręczy miedniczej, ale też jest uwarunkowane ustawieniem całego ciała w przestrzeni. Zmienia się ono w zależności od układu głowy, tułowia a także kończyn [123-125]. Co ciekawe, staw skokowo-goleniowy ma kluczowe znaczenie w położeniu środka ciężkości ciała w pozycji stojącej [126]. Organizm ludzki nieustannie dąży do takiej lokalizacji środka ciężkości, aby jego rzut padał na utworzony przez stopy czworobok podstawy, możliwie najbliżej środka tego czworoboku. Niemniej każde wychylenie, dodatkowe obciążenie lub asymetria występująca po jednej stronie ciała powoduje przemieszczenie środka ciężkości ciała, wynikiem czego jest odruchowe wygięcie lub przesunięcie innej części łańcucha

kinematycznego ciała w stronę przeciwną. Z jednej strony przywraca to względną równowagę ciała, ale z drugiej pogłębia asymetrię postawy [127]. Potwierdzenie powyższej zasady stanowią wyniki badań własnych, w których wykazano, iż w grupie osób z asymetrycznie ustawioną obręczą miedniczną odsunięcie środka ciężkości od położenia idealnego jest nieco większe niż u osób wykazujących symetrię ustawienia miednicy. Co więcej dominowała w tej grupie istotna statystycznie tendencja do przesuwania środka ciężkości ciała do przodu, a z kolei u osób z symetrycznie ustawioną miednicą zdecydowanie częściej występował kierunek przesunięcia tego do tyłu.

Uzupełnienie badań własnych mogą stanowić prace przeprowadzone przez Rykałę J. i wsp. [127] w których ocenie podlegał wpływ niewielkich asymetrii tułowia na wartości wybranych parametrów przemieszczania środka nacisku stóp. Dowiedziono w nich, iż osoby z asymetrią tułowia utrzymują swobodną pozycję pionową ciała na wyraźnie większym obszarze przemieszczeń punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na podłoże. Natomiast wyniki osób z prawidłową symetrią tułowia, charakteryzują się zdecydowanie mniejszą oscylacją krzywej stabilogramu. Różnice te nie były jednak istotne statystycznie. Z kolei w badania Żurawskiego A. i wsp. [119] analizowano wpływ skrzywienia miednicy na dystrybucję sił oddziaływania podłoża na stopy w warunkach statycznych oraz w trakcie chodu. Badania te obejmowały ocenę postawy ciała, dystrybucję sił oddziaływania podłoża oraz reakcje równoważne. Wykazano w nich, iż w warunkach statycznych stopień skrzywienia miednicy korelował dodatnio z wartościami maksymalnego nacisku lewej i prawej stopy a także rozkładem procentowym nacisku lewej pięty w warunkach statycznych. Z kolei skrzywienie miednicy korelowało ujemnie z rozkładem nacisku procentowego zarówno prawego jak i lewego przodostopia. Stopień skrzywienia miednicy korelował dodatnio z poziomem średniego nacisku lewej stopy w warunkach statycznych.

Stopy człowieka pełnią szereg różnorodnych funkcji. Są m.in. odpowiedzialne za przenoszenie dużych oraz dynamicznych obciążeń, a także stanowią element bezpośredniego kontaktu z podłożem amortyzując wstrząsy podczas lokomocji. Jest to możliwe dzięki misternej budowie anatomicznej stopy, w której zasadniczą rolę odgrywa system łuków podłużnych i poprzecznych, rozciągających się pod wpływem obciążenia, a w przypadku odciążenia powracających do stanu wyjściowego [128, 129]. Co więcej stopa, jest także

końcowym ogniwem łańcucha kinematycznego, z tego powodu wszelkie nieprawidłowości w budowie i funkcji poszczególnych ogniw tegoż łańcucha uruchamiają cały szereg mechanizmów kompensacyjnych, co z kolei może prowadzić do dysfunkcji w innych elementach układu ruchu [66]. Należy zatem pamiętać o wpływie, jaki wywierają na siebie wzajemnie wszystkie elementy układu podporowego; kończyny dolne, miednica a także kręgosłup. Z jednej strony niesprawność i nieprawidłowości w budowie stóp wpływają negatywnie na całą postawę, nawet przy braku objawów bólowych związanych bezpośrednio ze stopami. Z drugiej strony nieprawidłowa struktura lub funkcja stóp może być wynikiem patologii występującej na wyższych piętrach szkieletu [67].

Istotnym pozostaje zatem pytanie czy asymetria ustawienia obręczy miednicznej ma wpływ na ustawienie stóp oraz ich wysklepienie. W badaniach własnych pozytywnie zweryfikowane zostało powyższe pytanie, ponieważ wykazano, iż kąt Clark'a określający stopień wysklepienia podłużnego stopy mieścił się w granicach normy dla obu stóp zarówno dla osób z symetrycznym ustawieniem miednicy jak i dla badanych z asymetrią obręczy miednicznej. Natomiast w obu grupach kąt Clark'a stopy prawej był istotnie wyższy od tego kąta w stopie lewej. Kąt α definiujący koślawość palucha był istotnie większy w stopie lewej w każdej z badanych grup. Dodatkowo, u osób z symetrycznym ustawieniem miednicy przekraczał on wartość normy, świadcząc o występowaniu koślawości palucha. Sugeruje to, iż asymetria miednicy może w jakiś sposób stanowić czynnik zapobiegający wystąpieniu koślawości palucha. Kąt γ oceniający sklepienie poprzeczne był istotnie większy w stopie lewej wśród osób z symetrycznie ustawioną miednicą a także dla całej badanej populacji. Osoby z asymetrycznie ustawioną miednicą cechowała zbliżona wartość kąta γ dla obu stóp. Ponadto, kąt γ stopy prawej u osób z asymetrią miednicy był wyższy niż u osób z symetrycznym ustawieniem miednicy. Wskaźnik Wejsfloga służący do oceny płaskostopia poprzecznego dla każdej z grup mieścił się w granicach normy. Istotne różnice występowały między stopą lewą a stopą prawą dla całej badanej grupy oraz u osób z symetrycznym ustawieniem miednicy.

W piśmiennictwie dotyczącym tego zagadnienia występują liczne doniesienia na temat wysklepienia stóp, jednak najczęściej dotyczą one populacji w wieku rozwojowym [70, 102, 111, 116, 130-134] albo zmian inwolucyjnych zachodzących w stopach osób w wieku geriatrycznym [112, 135, 136]. Jest to po części zrozumiałe, gdyż w wieku przedszkolnym

i szkolnym następuje dynamiczny rozwój stopy, zaś u osób starszych nasila się tempo zmian destrukcyjnych, z powodu zaników mięśni, spadku napięcia mięśniowego, osteoporozy, czy nasilających się w tym okresie chorób współistniejących. Ponadto znaleźć można liczne doniesienia traktujące o wpływie masy ciała, a szczególnie nadwagi i otyłości na wysklepienie stopy [53, 77, 101, 136-143]. Niewiele natomiast istnieje badań, które przedstawiają parametry biomechaniczne stóp zdrowych osób dorosłych [66, 73, 144-150].

W dostępnej literaturze nie znalazłam badań, które podejmowałyby temat korelacji pomiędzy asymetrią ustawienia obręczy miednicznej a parametrami biomechanicznymi stopy. Najczęściej badania te skupiały się na związku cech tułowia z wybranymi parametrami stopy [111]. Jedynymi doniesieniami, które w pewien sposób nawiązywały do badań własnych były prace, w których sprawdzano związek postawy skoliozycznej (w której również występuje asymetria ustawienia obręczy miednicznej) z wybranymi parametrami biomechanicznymi stóp, szczególnie ciśnieniem wywieranym przez stopy na podłoże oraz przemieszczaniem środka ciężkości ciała. Okazuje się bowiem, iż sposób zarówno ustawiania jak i obciążania stopy jest nierzadko konsekwencją zależności biomechanicznych zachodzących w innych obszarach narządu ruchu. Przykładowo, trójplaszczynowe deformacje kręgosłupa stanowią częstą przyczynę asymetrii obciążeń stóp, osłabienia ich stabilizatorów mięśniowych i torebkowo-więzadłowych oraz asymetrii chodu [113]. W badaniach Wilczyńskiego J. i wsp. [151] oceniano związek pomiędzy kompensacją skoliozy kręgosłupa a reakcjami posturalnymi rejestrowanymi jako wychylenia środka ciężkości ciała oraz rozkład nacisku stóp na podłoże u dziewcząt w wieku szkolnym. Dowiedziono w nich, iż występowanie skoliozy powoduje przemieszczanie poszczególnych segmentów ciała, co wpływa na reakcje posturalne i jest zależne od rodzaju skrzywienia.

Bardzo ciekawą kwestią jest współwystępowanie skoliozy wraz ze stopą wydrążoną, niemniej doniesienia na ten temat są niejednolite [152, 153].

Jednak nie tylko zaburzenia w ustawieniu wyższych ogniw łańcucha kinematycznego są powodem zmian w obrębie stóp. Sytuacja może być zgoła odwrotna. Otóż zmiany występujące w przestrzennym ukształtowaniu stawów stopy mogą stanowić przyczynę dysfunkcji wyżej położonych części ciała, mając jednocześnie wpływ na koordynację

wzorców ruchowych oraz równowagę mięśniową. Tym samym mogą one powodować zaburzenia kontroli proprioceptywnej statycznej lub dynamicznej. Badania w tym kierunku prowadziła Wiernicka M. i wsp. [154]. Dotyczyły one kontroli postawy ciała w zależności od wydolności stóp u dzieci z bocznym skrzywieniem kręgosłupa. Ocenie podlegało wysklepienie podłużne oraz poprzeczne stopy a także kontrolowano postawę, zarówno statyczną jak i dynamiczną. Badania wykazały, iż u osób ze zmniejszoną wydolnością stóp występowały zaburzenia propriocepcji oraz równowagi.

Ponadto badania przeprowadzone u osób z różnymi typami stóp pokazały, iż gorszą kontrolę postawy manifestującą się większym polem powierzchni nacisku stóp mają osoby ze stopami wydrążonymi w porównaniu do osób ze stopami o prawidłowym wysklepieniu [155]. Stanowi to potwierdzenie założenia, iż wysklepienie stóp może mieć wpływ na występowanie nieprawidłowości postawy w innych najbardziej oddalonych odcinkach ciała. Dzieje się to poprzez łańcuchy kinematyczne, w skład których zawsze wchodzi stopa (z wyjątkiem tzw. krótkich taśm mięśniowo-powięziowych czyli taśm kończyn górnych). Dla przykładu nieprawidłowe wysklepienie stopy w postaci stopy płasko-koślawej z czasem pociąga za sobą kompensacje w postaci zaburzenia osi stawów kolanowych (w kierunku koślawości), nieprawidłowe obciążanie stawów biodrowych oraz kręgosłupa, a z czasem zmianę ich funkcji. Następnie, na skutek asymetrycznego obciążania stóp rozwinąć się może statyczne skrzywienie kręgosłupa, które z kolei prowadzi do wczesnych zmian zwyrodnieniowych oraz dyskopatii w obrębie kręgosłupa [156].

Postawa ciała poprzez złożony system jej kontroli jest podatna na wpływ wielu czynników, dlatego do wszelkich zaburzeń i wad postawy należy podchodzić całościowo, biorąc pod uwagę nie tylko dysfunkcyjną część ciała, ale również pozostałe ogniwa łańcucha kinematycznego [157]. Wcześniejsze badania wskazują, iż dzielenie ciała na coraz mniejsze fragmenty nie prowadzi do zrozumienia skomplikowanej kinezyjologii układu ruchu [158]. Jest to uwarunkowane istnieniem taśm mięśniowo-powięziowych, które łączą ze sobą nawet wydawać by się mogło odległe struktury anatomiczne. Powięź biegnie nieprzerwanie przez cały organizm, tworząc swoiste “opakowanie” wewnętrzne w postaci tkanki łącznej otaczającej kości oraz “opakowanie” zewnętrzne mięśni [159]. Wbrew atlasom anatomicznym rozdzielającym te elementy należy pamiętać, iż wszystkie struktury układu

ruchu w organizmie stanowią anatomiczną i nierozzerwalną całość. Władła i ścięgna nie przyczepiają się bezpośrednio do kości tylko stanowią kontynuację okostnej. Mięśnie z kolei są otoczone powięzią, która również tworzy ich przegrody mięśniowe. Komórki mięśniowe są zatem bezpośrednio połączone z powięzią dlatego nie analizuje się ich jako izolowanych jednostek ruchowych, ale postrzega się jako nierozzerwalną sieć układu mięśniowo-powięziowego [16]. Zapewnia to stałą ciągłość, która pozwala na dopasowanie się przenoszonego napięcia wokół poszczególnych elementów kości, a także narządów wewnętrznych [15]. System ten przenosi napięcia w naszym ciele za pomocą tensegracji, która opiera się na współdziałaniu podstawowych praw fizyki: rozciągania i ściskania [25]. Siły te przenoszone są w sposób naturalny najkrótszą drogą, łącząc elementy napięciowe z kompresyjnymi, a wzrost napięcia jednego elementu musi zostać równoważony przez inne elementy struktury, które pozostają z nim w kontakcie. Dlatego koncepcja tensegracji zakłada, iż kości są strukturami stałymi, niezmiennymi otoczonymi przez tkanki miękkie, zaś cała konstrukcja jest równoważona przez napięcie elastycznych struktur mięśniowo-powięziowych [15]. Z tego powodu wszelkie nieprawidłowości w obrębie jednego ogniwa łańcucha będą kompensacyjnie przenoszone na inne, nawet najbardziej odległe i wydawać by się mogło zupełnie niezależne struktury.

Właściwa postawa ciała jest uwarunkowana działaniem wielu układów i systemów. Jak podkreślają klinicyści jest ona również uzależniona od czynników morfologicznych oraz funkcjonalnych, a przede wszystkim od struktury układu kostno-mięśniowo-powięziowego [159]. Pod względem funkcjonalnym kluczową rolę odgrywa miednica, ponieważ spełnia niezwykle ważną rolę z punktu widzenia statyki oraz dynamiki ciała łącząc kręgosłup z kończynami dolnymi. Ten obszar ciała w literaturze opisywany jest często jako kompleks lędźwiowo-miedniczno-biodrowy, tworzący gorset mięśniowy otaczający cały tułów [160]. Nazywane są one potocznie mięśniami core (*ang. core – centrum, rdzeń, istota*) i odpowiadają one za tzw. stabilizację centralną, kontrolującą centrum ciała człowieka zarówno w statyce jak i dynamicie, kształtując prawidłowe wzorce ruchowe oraz zapobiegając powstawaniu i pogłębianiu się wad postawy [161]. Wyniki badań Barr K.P. i wsp. [162] oraz Akuthota V. i wsp. [163] zgodnie podkreślają ich fundamentalną rolę w stabilizacji centralnej. Mechanizm stabilizacji centralnej może zostać zaburzony poprzez każdą dysfunkcję w obszarze miedniczno-biodrowo-lędźwiowym, co prowadzi będzie do

generowania wadliwych wzorców ruchowych [164]. Wynikają one przede wszystkim z przeciążenia spowodowanego nieprawidłowym napięciem mięśni powierzchownych, przejmujących rolę mięśni głębokich [161]. Z czasem doprowadzić to może do narastających zaburzeń stabilizacji, czego efektem będzie pogłębienie dysbalansu mięśniowego, a w konsekwencji powstają przeciążenia i uszkodzenia strukturalne nawet w odległych częściach ciała, jako efekt przenoszenia zaburzeń napięcia wzdłuż łańcuchów mięśniowo-powięziowych. Dlatego wszelkie zmiany patologiczne, które upośledzają działanie układu sterującego lub wykonawczego, znajdują swoje odbicie w stabilności ciała [165].

Kluczowe znaczenie dla właściwego ustawienia obręczy miednicznej mają mięśnie miedniczno-krętarzowe czyli mięśnie pośladkowe (szczególnie średnie i małe), które zapobiegają opadaniu miednicy w płaszczyźnie czołowej. Ich właściwe funkcjonowanie zapewnia optymalne ułożenie miednicy oraz harmonijny chód. W badaniach własnych negatywnie zweryfikowano hipotezę, iż istnieje związek między wydolnością mięśni miedniczno-krętarzowych a wysklepieniem łuków stopy. Wydawać by się mogło, iż wynika to z faktu, że ich wydolność koreluje z położeniem środka ciężkości ciała na poziomie tendencji statystycznej. Wg badań własnych osoby z negatywnym testem Trendelenburga, a więc obustronnie wydolnymi mięśniami miedniczno-pośladkowymi mają tendencję do mniejszego odsunięcia środka ciężkości ciała, w stosunku do osób z pozytywnym jego wynikiem. W dostępnej literaturze nie znalazłam badań, które sprawdzały taką zależność.

Drugim kluczowym ogniwem odpowiedzialnym za kontrolowanie postawy ciała stanowią stopy. Może to wynikać z kilku przyczyn. Pierwszą z nich jest fakt, iż pełnią one bardzo ważną funkcję receptorową, która jest związana zarówno z czuciem powierzchownym jak i głębokim. Liczne receptory zlokalizowane w stopach przekazują informację do centralnego układu nerwowego o ustawieniu stopy, a także wzajemnej współzależności stóp z innymi elementami narządu ruchu, informują o warunkach otoczenia stopy a także rodzaju podłoża na którym się znajduje [50]. Dlatego tak ważne jest znaczenie receptorów obciążenia stóp w kształtowaniu prawidłowej postawy ciała oraz zapewnieniu optymalnych reakcji równoważnych. Jak wskazują wyniki badań klinicznych ich właściwa stymulacja daje wymierne efekty w postaci poprawy zarówno postawy ciała jak i równowagi [166]. Według badań Kondradsena L. i wsp. [167] główną rolę w kontroli postawy oraz propriocepcji kompleksu stawu skokowego i stopy pełnią receptory,

zlokalizowane w mięśniach i ścięgnach. Potwierdza to założenie, iż poprzez łańcuchy mięśniowo-powięziowe możliwe jest kompensowanie nieprawidłowości jednego ognia dysfunkcjami pojawiającymi się w innych częściach narządu ruchu. Co więcej, w przytoczonych badaniach udowodniono, iż informacje płynące z układu więzadłowego nie mają istotnego udziału w pogarszaniu kontroli postawy [167]. Dlatego też kluczowe znaczenie dla właściwej kontroli postawy odgrywa odpowiednia praca mięśni. Dysbalans napięciowy, powodujący rozciągnięcie pojedynczych mięśni czy całych ich grup, z jednoczesnym skróceniem innych przyczynia się m.in. do szybszego zmęczenia mięśni, co również ma zasadniczy wpływ na kontrolę postawy ciała. Gribble P.A. i wsp. [168] wykazali, iż zmęczenie mięśni stawu skokowego ma duże znaczenie dla kontroli pozycji ciała w płaszczyźnie strzałkowej, z kolei zmęczenie proksymalnych mięśni stawu biodrowego oraz kolanowego, a więc kolejnych ogniw łańcucha kinematycznego, powoduje zaburzenia kontroli postawy również w płaszczyźnie czołowej.

Na podstawie tych doniesień można wnioskować, iż wydolność funkcjonalna stopy i stawu skokowego stanowi bardzo ważny mechanizm wpływający na kontrolę postawy ciała. Jak wskazują badania przeprowadzone przez Kirshenbaum N. i wsp. [169] u osób ze zmniejszoną wydolnością stóp parametry kontroli postawy odbiegały od wartości prawidłowych, co najprawdopodobniej wynikało ze zmniejszonej pracy mięśni przebiegających nad stawem skokowym.

Przedstawione powyżej informacje tłumaczą w części wieloaspektowość problemu płaskostopia, które występuje u 10-90% populacji, a także konieczność holistycznego postrzegania tej dysfunkcji [114]. Jak podkreśla Borrelli A.H. [170] etiologia omawianej patologii jest wieloczynnikowa, jednak zdaniem wielu autorów jest ona skutkiem osłabienia przede wszystkim aparatu mięśniowego stopy i goleni, szczególnie mięśnia piszczelowego tylnego, a następnie struktur więzadłowych a także zaburzeń posturalnych [171-173]. Dlatego wraz z nasilaniem się tej patologii pojawiać się może wielomiejscowy, często o różnej charakterystyce klinicznej, zespół bólowy, który może być zlokalizowany zarówno w obrębie stopy jak i wyżej położonych ogniw łańcucha kinematycznego.

Reasumując, zgodnie z zasadą tensegracji ciało człowieka stanowi całość, a poszczególne jego komponenty poprzez liczne taśmy mięśniowo-powięziowe są ze sobą powiązane. Z tego też powodu należy pamiętać, iż ocena wszelkiego typu dysfunkcji powinna skupiać

się nie tylko na miejscu ich występowania, ale także obejmować inne ogniwa łańcucha kinematycznego. Zarówno do oceny postawy ciała jak i do przygotowania strategii rehabilitacyjnych w celu leczenia m.in. płaskostopia należy podchodzić całościowo, uwzględniając poszczególne komponenty taśm mięśniowo-powięziowych, a szczególnie obręcz miedniczną. Praca nad odpowiednim ustawieniem miednicy może mieć zatem kluczowe znaczenie zarówno dla profilaktyki jak i korekcji wad stóp w każdej grupie wiekowej pacjentów.

11. Wnioski

W niniejszej pracy zrealizowano wszystkie cele badawcze, które zostały określone w rozdziale 7 a analiza przeprowadzonych badań pozwala na wyciągnięcie następujących wniosków:

- 1. Istnieje współzależność między ustawieniem miednicy a wybranymi parametrami ustawienia stopy.** Osoby z asymetrią miednicy wykazały istotnie mniejszy kąt α zarówno stopy lewej jak i prawej w porównaniu do badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy. Ponadto, osoby z symetrycznym ustawieniem miednicy charakteryzowały się istotnie mniejszym kątem γ stopy prawej w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy.

Nie wykazano natomiast istotnego statystycznie związku między ustawieniem miednicy a ustawieniem stawu skokowego.

Wniosek ten częściowo weryfikuje hipotezę H1.

- 2. Ustawienie miednicy różnicuje nacisk wywierany przez stopę na podłoże.** Osoby z asymetrią miednicy wykazały istotnie większy procentowy nacisk na przodostopie zarówno stopy prawej jak i lewej w stosunku do osób z symetrycznie ustawioną miednicą. Ponadto osoby z asymetrią miednicy prezentowały istotnie niższy procentowy nacisk na tyłostopie stopy lewej w porównaniu do badanych z symetrycznie ustawioną miednicą. Z kolei, osoby z symetrycznie ustawioną miednicą w istotnie wyższym stopniu wywierały nacisk na tyłostopie w porównaniu do badanych z asymetrią miednicy.

Asymetria miednicy wpływa również na ustawienie stopy oraz jej wysklepienie.

- Kąt α informujący o koślawości palucha był istotnie większy w stopie lewej w każdej z badanych grup. W dodatku, u osób z symetrycznym

ustawieniem miednicy przekraczał on wartość normy świadcząco o występowaniu koślawości palucha.

- Kąt gamma oceniający sklepienie poprzeczne był istotnie większy w stopie lewej wśród osób z symetrycznie ustawioną miednicą a także dla całej badanej populacji. Osoby z asymetrycznie ustawioną miednicą cechowała zbliżona wartość kąta gamma dla obu stóp. Ponadto, kąt gamma stopy prawej u osób z asymetrią miednicy okazał się większy niż u osób z symetrycznym ustawieniem miednicy.
- Z kolei kąt Clark'a określający stopień wysklepienia podłużnego stopy mieścił się w granicach normy dla obu stóp zarówno dla osób z symetrycznym ustawieniem miednicy jak i dla badanych z asymetrią obręczy miednicznej.
- Wskaźnik Wejsfloga służący do oceny płaskostopia poprzecznego dla każdej z grup mieścił się w granicach normy. Istotne różnice występowały między stopą lewą a stopą prawą dla całej badanej grupy oraz u osób z symetrycznym ustawieniem miednicy.

Wnioski te weryfikują pozytywnie hipotezę H2.

- 3. Wydolność mięśni miedniczno-krętarzowych koreluje z położeniem środka ciężkości na poziomie tendencji statystycznej.** Oznacza to tendencję większego odsunięcia środka ciężkości w grupie osób z negatywnym wynikiem testu Trendelenburga w stosunku do osób z pozytywnym jego wynikiem. Nie występował istotny statystycznie związek między wydolnością mięśni miedniczno-krętarzowych a kierunkiem przesunięcia środka ciężkości.

Nie wykazano natomiast istotnego statystycznie związku między wydolnością mięśni miedniczno-krętarzowych a wysklepieniem łuków stopy.

Wnioski te częściowo weryfikują hipotezę H3.

12. Piśmiennictwo

1. Stecco C.: Anatomy consensus in nomenclature, 2015 Fascia Research Congress Video Content, 2015 [online]: <http://www.fasciacongress.org/2015/conference/dvd-recordings-and-books/2015-video-content/> [Dostęp online: 2.03.2017].
2. Lesondak D.: Powięź bez tajemnic. Czym jest i jakie jest jej znaczenie. Łódź: Galaktyka, 2018.
3. Kwong E.H., Findley T.W.: Fascia-current knowledge and future directions in physiatry: Narrative review. *J. Rehab. Res. Develop.*, 2014; 51 (6): 875-884.
4. Stecco L., Stecco A.: Manipulacje powięzi w leczeniu dolegliwości bólowych układu ruchu. Wyd. 3, Szczecin: Odnova-med, 2019.
5. Kirkwood J.E., Fuller G.G.: Liquid crystal collagen: A self-assembled morphology for the orientation of mammalian cells. *Langimur*, 2009; 25 (5): 3200-3206.
6. Aumailley M., Gayraud B.: Structure and biological activity of the extracellular matrix. *J. Mol. Med.*, 1998; 76: 253–26.
7. Mikołajczyk A., Kocięcki M., Zaklukiewicz A., Listewnik M., Gębska M.: Zastosowanie koncepcji tensegracji strukturalnej w manipulacjach powięziowych wg Stecco. *Roczniki PAM.*, 2014; 60 (2): , 59–64.
8. Sivakumar P., Czirok A., Rongish B.J., Divakara V.P., Wang Y.P., Dallas S.L.: New insights into extracellular matrix assembly and reorganization from dynamic imaging of extracellular matrix proteins in living osteoblasts. *J. Cell Sci.*, 2006; 119: 1350–1360.
9. Oschman J.: Connective tissue as an energetic and informational continuum. *Struct. Integrat.*, 2003; 31 (3): 5-15.
10. Matteini P., Dei L., Carretti E. Volpi N., Goti A., Pini R.: Structural behaviour of highly concentrated hyaluronan. *Biomacromolecules*, 2009; 10 (6): 1516-1522.
11. Kuchera W.A, Kuchera M.L.: *Osteopathic Principles in Practice*. Wyd 2, Ohio: Greyden Press Columbus, 1994.
12. Richter P., Hebegen E.: Punkty spustowe i łańcuchy mięśniowo-powięziowe w osteopatii i terapii manualnej. Łódź: Galaktyka, 2010.

13. Schleip R., Klingler W., Lehmann-Horn F.: Active fascial contractility: fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Med. Hypotheses*, 2005; 65: 273-277.
14. Schleip R., Naylor I.L., Ursu D., Melzer W., Zorn A., Wilke H.J., Lehmann-Horn F., Klingler W.: Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue. *Med. Hypotheses*, 2006; 66: 66-71.
15. Romanowski M.: Łańcuchy mięśniowo-powięziowe. Charakterystyka taśm anatomicznych. *Medycyna Manualna*, 2011; 2: 13-19.
16. Myers T. W. : Taśmy anatomiczne. Meridiany mięśniowo-powięziowe dla terapeutów manualnych i specjalistów leczenia ruchem. Wyd.3, Błonie: DB Publising, 2014.
17. Richter P., Hebgen E.: Trigger points and muscle chains in osteopathy. Stuttgart: Thieme, 2009.
18. Schultz R.L., Feitis R.: Nieskończona sieć. Anatomia powięzi w działaniu. Wyd. 3, Poznań: Virgo, 2011.
19. Kassolik K., Andrzejewski W., Brzozowski M.: Możliwość zastosowania prawa tensegracji w fizjoterapii. *Rehabil. Prakt.*, 2009; 1: 52-54.
20. Guimberteau J.C., Armstrong C.: Architektura żywej powięzi człowieka. Poznań: Virgo, 2016
21. Fuller B.: Synergetics. New York: Macmillan, 1975.
22. Kassolik K., Andrzejewski W.: Masaż tensegracyjny. *Fizjoterapia*, 2010; 18 (1): 67-72 .
23. Uryzaj R., Kuklińska A., Cabak A.: Wpływ masażu tkanek głębokich na obniżenie napięcia struktur taśmy powierzchownej tylnej. *Med. Sport.*, 2016; 3 (4): 157-163.
24. Ingeber D.E.: Cellular tensegrity revisited I. Cell structure and hierarchical system biology. *J. Cell Sci.*, 2003; 116: 1157-1173.
25. Scarr G.: Biotensegracja. Strukturalna podstawa życia. Wyd.1. Poznań: Virgo, 2014.
26. Tolić-Nørrelykke I.M.: Push-me-pull you: how microtubules organize the cell interior. *Eur. Biophys. J.*, 2008; 37 (7): 1271-1278.
27. Stamenović D., Ingber D.E.: Tensegrity-guided self assembly: from molecules to living cells. *Soft Matter*, 2009; 5: 1137-1145.

28. Tomasek J., Gabbiani G., Hinz B., Chaponnier C., Brown R.A.: Miofibroblastes and mechanoregulation of connective tissue modeling. *Nature Rev. Mol. Cell Biol.*, 2002; 3: 349-363.
29. Kassolik K., Jaskólska A., Kisiel-Sajewicz K., Marusiak J., Krawczyński A., Jaskólski A.: Tensegrity principle in massage demonstrated by electro- and mechanomyography. *J. Bodyw. Mov. Ther.*, 2009; 13: 164-170.
30. Kassolik K., Andrzejewski W., Trzęsicka E., Charlton G.: Anatomiczne uzasadnienie wykorzystania zasady tensegracji w masażu. *Fizjoter. Pol.* 2007; 7: 332-343.
31. Kassolik K., Jaskólska A., Kisiel-Sajewicz K., Marusiak J., Krawczyński A., Jaskólski A.: Tensegrity principle in massage demonstrated by electro- and mechanomyography. *J. Bodyw. Mov. Ther.*, 2009; 13: 164-170.
32. Kassolik K., Andrzejewski W., Trzęsicka E.: Role of the tensegrity rule in theoretical basis of massage therapy. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.*, 2007; 20: 15-20.
33. Ingber D. E.: Architecture of life. *Sci. Am.*, 1998; 278: 48-57.
34. Travell J. G., Simons D. G. Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.
35. Mense S., Simons D. G.: Muscle pain. Understanding its nature, diagnosis, and treatment. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
36. Zemkova E., Viitasalo J., Hannola H., Blomqvist M., Konttinen N., Mononen K.: The effect of maximal exercise on static and dynamic balance in athletes and non-athletes. *Med. Sportiva*, 2007; 11 (3): 70-77.
37. Kapandij A.I.: Anatomia funkcjonalna stawów. Tom 3. Kręgosłup i głowa. Wrocław: Elsevier Urban&Partner, 2014.
38. Bruska M., Ciszek B., Kowański P., Woźniak W. [red]: Anatomia. Podręcznik dla studentów. Tom 1,2. Wyd. 1. Wrocław: Edra Urban&Partner, 2010.
39. Kroll P.G., Arnofsky S., Leeds S., Peckham D., Rabinowitz A.: The relationship between lumbar lordosis and pelvic tilt angle. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.*, 2000; 14 (1): 21-25.
40. Crowell R.D., Cummings G.S., Walker J.R., Tillman L.J.: Intratester and intertester reliability and validity of measures of innominate bone inclination. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 1994; 20 (2): 88-97.

41. Mortka K., Ostiak W., Kinel E., Krystkowiak I., Kotwicki T.: Dysfunkcje stawów krzyżowo-biodrowych u pacjentów ze skoliozą i ich związek z ustawieniem miednicy. [online]: <https://ironsjournal.org/wp-content/uploads/2013/11/Mortka-i-wsp.-PL.pdf>. [Dostęp online: 22.02.2020].
42. Gasik R., Styczyński T.: Ocena symetrii miednicy na podstawie diagnostycznych badań rentgenowskich u pacjentów z dyskopatią przepuklinową lędźwiowego odcinka kręgosłupa. *Reumatologia*, 2008; 46 (1): 6-9.
43. Rakowski A.: *Kręgosłup w stresie. Jak usunąć ból i jego przyczyny*. Wyd. 5. Gdańsk: Gdańskie Wydawnictwo Psychologiczne, 2008.
44. Ostiak W., Kaczmarek-Maciejewska M., Kasprzak P.: Foot and shin in terms of Anatomy Trains. *J. Orthop. Trauma Surg. Relat. Res* 2001; 5(25): 38-46.
45. Adams M., Bogduk N., Burton K., Dolan P.: *Biomechanika bólu kręgosłupa*. Wyd. 2. Warszawa: DB Publishing, 2010.
46. Bibrowicz K., Osińska M.: Charakterystyka wielkości i ocena zależności pomiędzy pochyleniem miednicy w płaszczyźnie strzałkowej a wielkością przednio-tylnych krzywizn kręgosłupa u uczniów w wieku 13, 14, 15 lat. [online]: <https://ironsjournal.org/wp-content/uploads/2013/06/Bibrowicz-i-wsp.-pl.pdf>. [Dostęp online: 22.02.2020]
47. Chaitow L.: *Muscle energy techniques*. Wyd. 2. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2001.
48. Girloy A.M., MacPherson B.R., Ross L.R.: *Atlas anatomii*. Wrocław: MedPharm Polska, 2011.
49. Napióntek M.: *Wrodzona stopa końsko-szpotawa. Przewodnik dla rodziców (i nie tylko) dzieci dotkniętych wadą*. Poznań: Ortopedia Dziecięca Plus Sp. z o.o, 2006.
50. Stodolny J., Stodolna-Tukendorf J.: *Słownik terminów w podologii ortopedycznej propedis*. Wyd. 1. Busko-Zdrój: Wydawnictwo ZL Natura, 2017.
51. Godek P.: Diagnostyka różnicowa stawu skokowego i stopy – część 1. *Prakt. Fizjoter. Rehabil.*, 2018; 99: 42-49.
52. Kapandij A.: *Anatomia funkcjonalna stawów. Tom 2. Kończyna dolna*. Wyd. 1, Wrocław: Elsevier Urban & Partner, 2013.
53. Drzał-Grabiec J.: Wpływ masy ciała na wysklepienie łuku podłużnego stóp. *Problemy Higieny i Epidemiologii*, 2012; 93(2): 315-318.

54. Rothbart B.A., Penzabene L.F.: *Forever Free from Chronic Pain: The Pain Sufferer's Guide to Getting Your Life Back*. Cupertino: Happy About, 2009.
55. Langevin H.M., Huijing P.A.: Communicating about fascia: history, pitfalls and recommendations. *Int. J. Ther. Massage Bodywork*, 2009; 2(4): 3–8.
56. Miszczyk L., Woźniak G., Jochymek B., Rożek-Lesiak K., Trela K., Kim L.: Ocena skuteczności przeciwbólowej radioterapii ostróg piętowych. *Rep. Pract. Oncol. Radiother.* 2003; 8: 199-200.
57. Krzeszowska E., Książek-Czekaj A., Wiecheć M.: Postępowanie terapeutyczne w przypadku entezopatii rozciągnięta podeszwowego. *Prakt. Fizjoter. Rehabil.*, 2012; 33: 28-31.
58. Bolgla L.A., Malone T.R.: Plantar Fasciitis and the Windlass Mechanism: A Biomechanical Link to Clinical Practice. *J. Athl. Train.*, 2004; 39(1): 77–82.
59. Uczciwek M.M.: Metody fizjoterapeutyczne w leczeniu ostrogi piętowej i zapalenia rozciągnięta podeszwowego–przegląd piśmiennictwa. *J. Educ. Health Sport.* 2017; 7(6): 408-418.
60. Nonn-Wasztan S., Wójcik M.: Zastosowanie stretchingu i jego form u tancerzy. [W:] *Dysfunkcje narządów ruchu*. Red.: Majchrzycki M., Łączak-Trzakowska M., Gajewska E. Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań, 2013: 49–61.
61. Cavanagh P.R., Rodgers M.M., Iiboshai A.: Pressure distribution under symptom free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*, 1987; 7: 262–276.
62. Rodrigues S., Montebelo M., Teodori R.: Plantar force distribution and pressure center oscillation in relation to the weight and positioning of school supplies and books in student's backpack, *Braz. J. Phys. Ther.*, 2008; 12: 43–48.
63. Wojtków M., Szkoła-Poliszuk K., Szotek S.: Influence of body posture on foot load distribution in young school-age children. *Acta Bioeng. Biomech.*, 2018; 20 (2): 101-107.
64. Kwolek A., Drużbicki M.: Ocena symetrii obciążania kończyn dolnych i prędkości chodu chorych po udarze mózgu rehabilitowanych szpitalnie z wykorzystaniem platformy dynamometrycznej. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego*, 2005; 1: 52–57.
65. Czesak J., Szczygieł A., Żak M.: Wpływ postępowania fizjoterapeutycznego na wskaźnik symetryczności obciążania kończyn dolnych u osób po 65. roku - badanie pilotażowe. *Gerontol. Pol.*, 2011; 19, 3–4: 171–175.

66. Puszczalowska-Lizis E., Kowlek A.: Częstość występowania płaskostopia podłużnego u młodzieży akademickiej w świetle różnych technik opracowania plantogramu. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego i Narodowego Instytutu Leków w Warszawie*, 2011; 3: 305-314.
67. Nowotny J. [red.].: *Podstawy Fizjoterapii. Część I: podstawy teoretyczne i wybrane aspekty praktyczne*. Kraków: Kasper, 2004.
68. Lizis P. Kształtowanie się wysklepienia łuku podłużnego stopy i problemy korekcji płaskostopia u dzieci i młodzieży w wieku rozwojowym. *Podręczniki i Skrypty nr 10. AWF Kraków*, 2000; 10-17: 47-68.
69. Niedźwiedzki T., Kubicz-Czachurska M.: Urazy stopy i ich leczenie. Część I: Złamania kości stopy. *Rehabil. Med.*, 2003; 7 (4): 9.
70. Drzał-Grabiec J., Snela S., Walicka-Cupryś K.: Wysklepienie łuku podłużnego stóp, a typ postawy ciała. *Problemy Higieny i Epidemiologii*, 2012; 93:718-721.
71. Aroeira R.M., Leal J.S., de Melo Pertence A.E: New method of scoliosis assessment: preliminary result using computerized photogrammetry. *Spine*, 2011; 36:1584-1591.
72. Lizis P.: Sklepienie stóp oraz ich związki z wybranymi cechami morfologicznymi i funkcjonalnymi studentów. *AWF Kraków*, 2012; 5-9, 24-39.
73. Mucha D., Ambroży T., Mucha D., Koteja P.: Stan wysklepienia i rozkład sił nacisku stron podeszwy stóp na podłoże u studentek PPWSZ w Nowym Targu. *Security, Economy & Law*, 2015; 4 (9), 117–133.
74. Moraes M.R., Cavalcante M.L., Leite J.A., Ferreira F.V., Castro A.J., Santana M.G.: Histomorphometric evaluation of mechanoreceptors and free nerve endings in human lateral ankle ligaments. *Foot and Ankle Int.*, 2008; 29: 87-90.
75. Admczyk M., Gawrońska K., Lorkowski J., Szczepanowska-Wołowicz B., Kotela A., Hładki W., Kotela I.: Ocena budowy anatomicznej stópki u studentów Uniwersytetu Jana Kochanowskiego w Kielcach. *Ostry Dyżur*, 2016; 9 (3): 73-76.
76. Chen C. H., Huang M. H., Chen T. W., Weng M. C., Lee C. L., Wang G. J.: The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2006; 87: 235–239.

77. Madejski P., Bac A., Madejski R.: Wpływ wartości wskaźnika BMI oraz procentowej zawartości tkanki tłuszczowej na wysklepienie podłużne stóp wśród studentów AWF w Krakowie. *Health Prom. Phys. Activ.*, 2018; 4 (5): 22-29.
78. Huang C.K., Kitaoka H.B., An K.N., Chao E.Y.: Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle*, 1993; 14: 353.
79. Pauk J., Derlatka M.: Antropometria stopy płasko-koślawej. Modelowanie inżynierskie, 2009; 38: 153-159.
80. Szczygieł E., Golec E., Golec J., Mazur T., Sobczyk Ł.: Analiza porównawcza dystrybucji nacisków na powierzchni podeszwy stóp prawidłowo wysklepionych oraz stóp płaskich. *Prz. Lek.*, 2008; 65 (1): 4-7.
81. Srokowska A., Piernicka D., Lewandowski A., Kowalik T., Siedlaczek M., Srokowski G., Radziwińska A.: Nadwaga a płaskostopie u dzieci w wieku przedszkolnym – raport z badań. *J. Educ. Health Sport*, 2015; 5(4): 380-404.
82. Holmes G.D., Mann R.A.: Possible epidemiological factors associated with with rupture of the posterior tibial tendon. *Foot Ankle*, 1992; 13: 70.
83. Niki H., Ching R.P., Kiser P.: The effect of posterior tibial tendon dysfunction of hindfoot kinematics. *Foot Ankle Int.*, 2001; 22: 292.
84. Deland J.T., Arnoczky S., Thompson F.: Adult acquired flatfoot deformity at the talonavicular joint: reconstruction of the spring ligament in an in vitro model. *Foot Ankle*, 1992; 13, 322.
85. Okoński M.: Wady stóp u dzieci. *Forum Pediatrii Praktycznej*, 2018; 23: 20-24.
86. Fuhrmann R.A., Trommer T., Venbrocks R.A.: The acquired buckling-flatfoot. A foot deformity due to obesity? *Orthopaedics*, 2005; 34 (7): 682-689.
87. Pleiffer M., Kotz R., Ledl T., Hanser G., Sluga M.: Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*, 2006; 118: 634-639.
88. Mosór K., Kromka-Szydek M.: Wpływ wybranych czynników na parametry stopy w oparciu o badanie podoskopowe. *Aktualne Problemy Biomechaniki*; 2012, 6: 99-104.
89. Kirby K.A.: Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 2001; 91 (9), 465-487.
90. Ledoux W.R., Hillstrom H.J.: The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait Posture*, 2002; 15 (1): 1-9.

91. Kasperczyk T.: Wady postawy ciała i leczenie. Kraków: Kasper, 2001.
92. Wilczyński J.: Korekcja wad postawy człowieka. Wyd. 3. Starachowice: Anthropos, 2005: 311-314.
93. Nowotny J.: Podstawy kliniczne fizjoterapii w dysfunkcjach narządu ruchu. Warszawa: Medipadge, 2006.
94. Deland J. T.: Adult-acquired flatfoot deformity. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, 2008; 16 (7): 399–406.
95. Madejski P., Bac A., Madejski R.: Statyczna i dynamiczna ocena funkcjonalna wybranych parametrów stopy wskaźnika BMI oraz procentowej zawartości tkanki tłuszczowej na wysklepienie podłużne stóp wśród studentów AWF w Krakowie. *Health Promot. Phys. Activ.*, 2018; 4 (5): 22-29.
96. Jastrzębski P., Kaczor T., Żłobiński T., Stolecka-Warzecha A., Błońska-Fajfrowska B.: Metatarsalgia jako kostno-stawowa przyczyna zaburzenia funkcji stopy. *Ann. Acad. Med. Siles.*, 2019; 73: 134–143.
97. Backup K.: Testy kliniczne w badaniu kości, stawów, mięśni. Wyd. 3. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2007.
98. Franklin M.E., Chenier T.C., Braugniger L., Cook H., Harris S.: Effect of positive heel inclination on posture. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 1995; 21 (2): 94-99.
99. Il Youp C., Si Young P., Jong Hoon P., Tea Kwon K., Tea Wan J., Hyun Min L.: The effect of standing and different sitting positions on lumbar lordosis: radiographic study of 30 healthy volunteers. *Asian Spine J.*, 2015; 9 (5): 762-769.
100. Sztuce S.: Diagnostyka stawu krzyżowo-biodrowego dla potrzeb fizjoterapii. *Prakt. Rehabil. Fizjoter.*, 2016; 74: 42-47.
101. Jankowicz-Szymańska A., Rojek R., Kołpa M., Mikołajczyk E.: Zależności pomiędzy budową somatyczną a ukształtowaniem stóp młodych osób dorosłych. *Problemy Higieny i Epidemiologii*, 2013; 94 (4): 734-739.
102. Srokowska A., Foss J., Lewandowski A., Siedlaczek M., Srokowski G., Radzimińska A., Weber-Rajek M., Zukow W.: Statyczna i dynamiczna ocena funkcjonalna wybranych parametrów stopy. *J. Educ. Health Sport*, 2015; 5(7): 568-589.
103. [online]: http://www.cq.com.pl/n_st_parametry.html. [Dostęp online: 21.02.2020].

104. Puszczalska-Lizis E.: Trafność doboru wskaźników do oceny ukształtowania stopy w świetle analizy czynnikowej. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*. 2012; 1(6), 14: 61-70.
105. Ears J., Myers T.: Rozluźnianie powięziowe dla równowagi strukturalnej. Wyd.2, Poznań: Wyższa Szkoła Edukacji i Terapii, 2019.
106. Wytrzątek M.: Masaż tkanek głębokich - podstawowe zasady efektywnej pracy z pacjentem. [W]: *Horyzonty współczesnej fizjoterapii*. Red.: Borowicz A., Osińska M., Poznań: Wydawnictwo Wyższej Szkoły Edukacji i Terapii im. Kazimierzy Milanowskiej, 2016, 265-282.
107. Mrozkowiak M.: Analiza biomechaniczna zespołu miednica-kręgosłup zawodników kadry narodowej judo w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej. [online: <https://repozytorium.ukw.edu.pl/bitstream/handle/item/3584/Mrozkowiak%20Analiza%20biomechaniczna%20zespolu%20miednica%20kregoslup%20zawodnikow%20kadry%20narodowej%20judo%20w%20plaszczyznie%20czolowej%20i%20poprzecznej.pdf?sequence=1&isAllowed=y>] [dostęp online: 15.02.2020]
108. Sadowska J., Dragun G., Gutowska A., Szczepaniak R.: Znaczenie prawidłowej postawy podczas ćwiczeń logopedycznych. *Forum Logopedyczne*, 2016; 24: 59-70.
109. Pountney T.E., Mulcahy C.M., Clarke S., Green E.M.: *Podjęcie Chailey do postępowania posturalnego*. Wyd. 1, Warszawa: ReHouse, Warszawa: 2011.
110. Wójcik G.: The effect of high-heeled footwear on the induction of selected musculoskeletal conditions and potential beneficial uses in prophylaxis and management. *Health Probl. Civil.*, 2019; 13 (3): 209-216.
111. Sokołowski M., Mrozkowiak M.: Związki wybranych cech opisujących stopy z cechami tułowia dzieci i młodzieży w wieku 4-18 lat. *J. Educ., Health Sport*, 2017; 7(6): 281-316.
112. Kah O., Mraz M., Mraz T., Demczuk-Włodarczyk E.: Charakterystyka rozkładu sił reakcji podłoża w obrębie stóp u kobiet po 55. roku życia. *Gerontologia Współczesna*, 2017; 3 (5): 95-100.
113. Chockalingam N., Dangerfield P.H., Rahmatalla A., Ahmed el-N., Cochrane T.: Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur. Spine J.*, 2004; 13(8): 750–754.

114. Puszczalowska-Lizis E.: Główne kierunki rozwoju badań dotyczących budowy i funkcji stopy oraz ich ewolucja – przegląd piśmiennictwa. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego i Narodowego Instytutu Leków w Warszawie*, 2011; 4: 407–415.
115. Bajerska M., Ambroź A., Wiecheć M.: Paluch koślawy- postępowanie fizjoterapeutyczne. *Prakt. Fizjoter. Rehabil.*, 2015; 64, 32-39.
116. Mrozkowiak M., Kaiser A., Sokołowski M.: Connection and influence of pelvis–spine complex features and feet in population of boys and girls aged 14–18 years. *Probl. Med. Rodz.*, 2012; 14 (3): 28-39.
117. Drzał-Grabiec J., Snela P.: Spinal curvatures and foot defects in children: an experimental study. *Spine*, 2012; 1: 36-47.
119. Żurawski A., Wiecheć M.: Wpływ skrzywienia miednicy na rozkład sił reakcji podłoża i sprawności reakcji równoważnych w badaniu obrazowym systemem DIERS. *Prakt. i Fizjoter. Rehabil.*, 2020; 112 (1): 65-70.
120. Winter D.A.: Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 1995; 3: 193-214.
121. Cavanagh P.R., Rodgers M.M., Iiboshai A.: Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*, 1987; 7, 262–276.
122. Wilczyński J.: Asymmetries of the shoulder and pelvic girdles in girls with scoliosis and scoliotic posturę. *Stud. Med.*, 2013; 29 (2): 152–159.
123. Silva A.M., De Siqueria G.R., De Silva G.A.: Implications of high-heeled shoes on body posturę of adolescents. *Rev. Paul. Pediatr.*, 2013; 31(2): 265-271.
124. Głowacka M., Fredyk A., Trzaska J.: Zakres maksymalnych dowolnych wychyleń środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej ludzi w różnym wieku jako miara stabilności postawy.
[online]:<http://www.zeszyty.awf.katowice.pl/pdf/vol%2019/07%20glowacka%20i%20wsp.pdf> [dostęp online: 11.09.2020]
125. Kuczyński M., Podbielska M.L., Bieć D., Paluszak A, Kręcisz K.: Podstawy oceny równowagi ciała: czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć? *Acta Bio-Opt. Inform. Med.*, 2012; 18 (4): 243-249.
126. Błaszczyk J.W., Czerwosz L.: Stabilność posturalna w procesie starzenia. *Gerontol. Pol.*, 2005; 13 (1): 25-36.

127. Rykała J., Drzał-Grabiec J., Podgórska J., Snela S.: Wpływ asymetrii łopatek na stabilność posturalną dzieci. *Post. Rehab.*, 2013; 3, 27 – 32.
128. Rykała J., Snela S., Drzał-Grabiec J., Podgórska J., Nowicka J., Kosiba W.: Ocena wysklepienia podłużnego i poprzecznego stóp w warunkach odciążenia i obciążenia masą własną u dzieci w wieku 7-10 lat. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego i Narodowego Instytutu Leków w Warszawie*, 2013; 2: 183-193.
129. Binek E., Olszewski J.: Stopy z obniżonym wysklepieniem jako współczesny problem interdyscyplinarny. *Kwartalnik Ortopedyczny*, 2012; 1: 1-6.
130. Leszczak J., Drzał-Grabiec J., Rykała J., Podgórska-Bednarz J., Rachwał M.: Charakterystyka wybranych parametrów antropometrycznych kończyn dolnych w warunkach odciążenia i obciążenia masą własną u dzieci w wieku szkolnym. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego i Narodowego Instytutu Leków w Warszawie*, 2014; 1, 55–61.
131. Wilczyński J., Karolak P., Paprocki M., Rychter P., Wilczyński I.: Korelacja porządku rang Charlesa Speramana pomiędzy zmianami postawy w płaszczyźnie strzałkowej a reakcjami posturalnymi u dziewcząt w wieku 12-15 lat. *J. Educ. Health Sport*, 2016; 6 (5): 38-54.
132. Wilczyński J., Lipińska-Stańczak M., Szaraniec K.: Posture defects and the speed of the centre of foot pressure in children of school age. *Stud. Med.*, 2014; 30 (3): 156–161.
133. Jankowicz-Szymańska A., Pocięcha M.: Zróżnicowanie wysklepienia podłużnego stóp u dzieci w wieku przedszkolnym. *Fizjoterapia*, 2012; 20 (2): 3-11.
134. Mrozkowiak M.: Deskrypcja różnic powierzchni plantokonturogramu między lewą a prawą stopą populacji dziewcząt w wieku od 4 do 18 lat w ujęciu odsetkowym i w świetle mory projekcyjnej. *J. Educ. Health Sport*. 2015; 5 (11): 433-440.
135. Puszczalowska- Lizis E.: Związki kąta Clark'a z cechami przedniej i tylnej strefy podparcia oraz częstość występowania deformacji stóp u kobiet w wieku geriatrycznym. *Gerontol. Pol.*, 2011; 19 (1): 33–39.
136. Menz H.B., Lord S.R.: Foot pain impairs balance and functional ability in community-dwelling older people. *J. Am. Podiatr. Assoc.*, 2001; 91 (5): 222-229.
137. Pfeiffer M., Kotz R., Ledl T., Hauser G., Sluga M.: Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*, 2006; 118 (2): 634-639.

138. Mickle K.J., Steele J.R., Munro B., J.: The feet of overweight and obese young children: are they flat or fat? *Obesity*, 2006; 14: 1949–1953.
139. Bordin D., De Giorgi G., Mazzocco G., Rigon F.: Flat and cavus foot, indexes of obesity and overweight in a population of primary-school children. *Minerva Pediatr.*, 2001; 53(1): 7.
140. Villarroya M. A., Esquivel J.M., Concepción T., Moreno L.A., Buenafé A., Bueno G.: Assessment of the medial longitudinal arch in children and adolescents with obesity: footprints and radiographic study. *Eur. J. Pediatr.*, 2009; 168(5): 559-567.
141. Mikołajczyk E., Jankowicz-Szymańska A.: Effect of fatness on feet arching and lower limbs development in 7-year-olds. *Physiotherapy*, 2010; 18 (2): 10-20.
142. Woźniacka R., Bac A., Matusik S., Szczygieł E., Ciszek E.: Body weight and the medial longitudinal foot arch: high-arched foot, a hidden problem? *Eur. J. Pediatr.*, 2013; 172: 683–691.
143. Woźniacka R., Bac A., Matusik S.: Effect of Obesity Level on the Longitudinal Arch in 7- to 12Year-Old Rural and Urban Children. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 2015; 105 (6): 484-492.
144. Puszczałowska-Lizis E.: Związki wysklepienia podłużnego z architekturą poprzeczną i przednią strefą podparcia stopy u młodzieży akademickiej. *Fizjoterapia*, 2011; 19 (3): 3-8.
145. Puszczałowska-Lizis E., Kwolek A.: Dymorfizm płciowy w wybranych cechach budowy stóp kobiet i mężczyzn w wieku 20-28 lat. [W]: *Efekty kształcenia i wychowania w kulturze fizycznej*. Red. J. Ślężyński. AWF Katowice, Katowice, 2011: 369-371.
146. Puszczałowska-Lizis E.: Związki pomiędzy cechami plantograficznymi stóp a siłą eksplozywną kończyn dolnych u kobiet w wieku 20-27 lat. *Fizjoterapia*, 2011; 19 (2): 9-15.
147. Puszczałowska-Lizis E.: Częstość występowania płaskostopia poprzecznego u młodzieży akademickiej w świetle dwóch technik opracowania plantogramu. *Kwart. Ortop.*, 2011; 83 (3): 267-272.
148. Puszczałowska-Lizis E. Związki pomiędzy wysklepieniem podłużnym stóp a wybranymi cechami morfologicznymi u studentów wybranych uczelni Podkarpacia i Podbeskidzia. *Fizjoterapia*, 2011; 19 (4): 4-16.
149. Puszczałowska-Lizis E.: Związki pomiędzy budową morfologiczną stóp a siłą eksplozywną kończyn dolnych u mężczyzn w wieku 20-28 lat. *Antropomotoryka*, 2012; 60: 25-32.

150. Puszczalowska-Lizis E.: Wskaźnik smukłości a wysklepienie podłużne stóp studentów. *Hygeia Public Health*, 2014; 49 (1): 98-102.
151. Wilczyński J., Habik N., Paprocki M., Rychter P., Wilczyński I., Dworakowska D.: Kompensacja skolioz a reakcje posturalne u dziewcząt w wieku szkolnym. *J. Educ. Health Sport*, 2017; 7 (8): 218-232.
152. Grivas T.B., Stalvas P., Koukos K., Samelis P., Polyzois B.: Scoliosis and cavus foot. Is there a relationship? Study in referrals, with and without scoliosis from school screening. *Stud. Health Technol. Inform.*, 2002; 88: 10-14.
153. Belabbassi H., Haddouche A., Ouadah A., Kaced H.: Pes cavus and idiopathic scoliosis from school screening. *Scoliosis*, 2013; 8 (Suppl. 2): 06.
154. Wiernicka M., Kaczmarek D., Kamińska E., Ciechanowicz-Kowalczyk I., Cywińska-Wasilewska G., Łączak-Trzaskowska M., Warzecha D.: Kontrola postawy ciała w zależności od wydolności stóp u dzieci z bocznym skrzywieniem kręgosłupa. Doniesienie wstępne. *Fizjoter. Pol.*, 2008; 3(4): 299-309.
155. Hertel J., Gay M.R., Denegar C.R.: Differences in Postural Control During Single-Leg Stance Among Healthy Individuals With Different Foot Types. *J. Athl. Train.*, 2002; 37 (2): 129–132.
156. Grudziecka B., Raczkowski J., Miller E., Włodarczyk J.: Wstępna analiza wpływu zaburzeń statyczno-dynamicznych na powstawanie wad postawy. [online]: <http://idn.org.pl/Lodz/Mken/Mken%202001/Referaty%202001/39.pdf>. [Dostęp online: 12.09.2020].
157. Nowotny J., Czupryna K., Rottermund J.: O skoliozach inaczej (cz. 1). Podstawy fizjologiczne i fizjopatologiczne terapii skolioz. *Eur. J. Clin. Exp. Med.*, 2012; 3: 341-350.
158. Richter P., Hebgen E.: Trigger points and muscle chains in osteopathy. Thieme, Stuttgart, 2009.
159. Paoletti S.: The fascia. Anatomy, dysfunction & treatment. Seattle: Eastland Press, 2006.
160. Lech A., Grymel-Kulesza E.: Trening stabilizacji kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego jako terapia bólu odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Opis przypadku. [W]: *Choroby XXI wieku – wyzwania w pracy fizjoterapeuty*. Red.: Podgórska M., Gdańsk: Wydawnictwo Wyższej Szkoły Zarządzania, 2017, 93-106.
161. Bednarczyk E.: Core Stability. *Prakt. Fizjoter. Rehabil.*, 2019; 106 (6): 53-58.

162. Barr K.P., Griggs M., Cadby T.: Lumbar stabilization- core concepts and current literature, part 1. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 2005; 84: 473-480.
163. Akuthota V., Ferreiro A., Moore T., Frede-Ricson M: Core stability exercise principles. *Curr. Sports Med. Rep.*, 2008; 7: 39-44.
164. Panjabi M.M.: Clinical spinal instability and low back pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2003; 13 (4): 371-379.
165. Alexandrov A.V., Frolov A.A., Massion J.: Movement strategies during forward upper trunk bending in terms of eigenvectors of human body biomechanics. *Gait Posture*, 1999; 9 (1): 7.
166. Vuillmere N., Chenu O., Demongeot J., Payan Y.: Controlling posture using a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system. *Exp. Brain Res.*, 2007; 179: 409-414.
167. Konradsen L., Ravn J.B., Sorensen A.I.: Proprioception at the ankle: the effect on anaesthetic blockade of ligament receptors. *J. Bone Joint Surg.*, 1993; 75-B: 433-446.
168. Gribble P.A., Hertel J.: Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2004; 85: 589-592.
169. Kirshenbaum N., Riach C., Strakes J.: Non-linear development of postural control and strategy use in young children: a longitudinal study. *Exp. Brain Res.*, 2001; 140 (4):420-431.
170. Borrelli A.H.: Plantar dominance. A major determinant in flatfoot stabilization. *Clin. Podiatr. Med. Surg.*, 1999; 16 (3): 407-21.
171. Conti M.S., Chan J.Y., Do H.T., Ellis S.J., Deland J.T.: Correlation of postoperative midfoot position with outcome following reconstruction of the stage II adult acquired flatfoot deformity. *Foot Ankle Int.*, 2015; 36 (3): 239-247.
172. Kulig K., Lee S.P., Reischl S.F., Noceti-DeWit L.: Effect of posterior tibial tendon dysfunction on unipedal standing balance test. *Foot Ankle Int.*, 2015; 36 (1): 83-89.
173. Gołab A., Nowak S., Szczygieł E.: Ocena wydolności czynnościowej stóp u chorych z płaskostopiem leczonych z wykorzystaniem własnego programu ćwiczeń – doniesienie wstępne. *Post. Rehab.*, 2017; 2: 39 – 52.
174. Cavanagh P., Abdul Razak A.H., Zayegh A., Begg R.K., Wahab Y.: Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors*, 2012; 12: 9884-9912.
175. Materiał własny

176. [online]: <http://www.opiw.pl>. [Dostęp online: 24.10.2020].
177. [online]: <https://technomex.pl> [Dostęp online: 24.10.2020].

13. Spis tabel, wykresów i rycin

13.1. Spis tabel

Tabela I.	Płeć osób badanych – zestawienie procentowe	s. 71
Tabela II.	Wiek osób badanych – średnia i odchylenie standardowe	s. 73
Tabela III.	Waga, wzrost oraz BMI osób badanych – średnia i odchylenie standardowe	s. 73
Tabela IV.	Ustawienie miednicy a standing flexion test - tabela krzyżowa	s. 122
Tabela V.	Ustawienie miednicy a test wyprzedzenia Piedellu - tabela krzyżowa	s. 124
Tabela VI.	Ustawienie miednicy a test Gilleta - tabela krzyżowa	s. 126
Tabela VII.	Ustawienie miednicy a test Obera - tabela krzyżowa	s. 127
Tabela VIII.	Ustawienie miednicy a ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych	s. 128
Tabela IX.	Ustawienie miednicy a kąt pochylenia miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej – statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych	s. 131
Tabela X.	Ustawienie miednicy a ustawienie stopy i stawu skokowego - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych	s. 134
Tabela XI.	Ustawienie miednicy a ustawienie stawu skokowego - tabela krzyżowa	s. 135
Tabela XII.	Ustawienie miednicy a ustawienie stopy i stawu skokowego - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych	s. 137

Tabela XIII.	Test Trendelenburga a % odsunięcie środka ciężkości ciała od idealnego - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych	s. 139
Tabela XIV.	Test Trendelenburga a kierunek przesunięcia środka ciężkości - tabela krzyżowa	s. 141
Tabela XV.	Stopień pochylenia miednicy, głębokość lordozy lędźwiowej a % odsunięcia środka ciężkości ciała od idealnego - współczynniki korelacji r Pearsona	s. 143
Tabela XVI.	Ustawienie miednicy a związek między kątem pochylenia miednicy, głębokością lordozy lędźwiowej i % odsunięcia środka ciężkości ciała od idealnego - współczynniki korelacji r Pearsona	s. 143-144
Tabela XVII.	Test Trendelenburga a parametry wysklepienia łuków stopy - statystyki opisowe i test t Studenta dla prób niezależnych	s. 145
Tabela XVIII.	Test Trendelenburga ustawienie stawu skokowego - tabela krzyżowa	s. 151
Tabela XIX.	Pochylenie miednicy i głębokość lordozy lędźwiowej a wysklepienie łuków stopy - współczynniki korelacji r Pearsona	s. 153

13.2. Spis wykresów

Wykres 1.	Płeć osób badanych – zestawienie graficzne	s. 72
Wykres 2.	Wiek osób badanych – wykres średnich	s. 73
Wykres 3.	Waga osób badanych - wykres średnich	s. 74
Wykres 4.	Wzrost osób badanych - wykres średnich	s. 74
Wykres 5.	Średnie BMI osób w poszczególnych grupach	s. 75
Wykres 6.	Test Thomayera- wykres wartości średnich u badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 96
Wykres 7.	Test Schöbera – wykres wartości średnich u badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 97
Wykres 8.	Test Trendelenburga – procent wyników pozytywnych dla prawej i lewej kończyny dolnej oraz dla całej grupy	s. 98
Wykres 9.	Średni stopień pochylenia miednicy – wykres wartości średnich dla badanych z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 99
Wykres 10.	Głębokość lordozy lędźwiowej – wykres wartości średnich dla badanych z ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 100
Wykres 11.	Odsunięcie środka ciężkości ciała od położenia idealnego – wykres wartości średnich	s. 101
Wykres 12.	Kierunek przesunięcia środka ciężkości – rozkład procentowy u osób z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 102

Wykres 13.	Wyniki standing flexion test – rozkład procentowy w grupie badanej ogółem	s. 103
Wykres 14.	Wyniki testu wyprzedzania Piedellu – rozkład procentowy w grupie badanej ogółem	s. 104
Wykres 15.	Wyniki testu Gilleta - rozkład procentowy w grupie badanej ogółem	s. 105
Wykres 16.	Wyniki testu Obera – rozkład procentowy w grupie badanej ogółem	s. 106
Wykres 17.	Uśrednione wartości procentowego obciążenia kończyn dolnych w podziale na grupy oraz dla całej grupy	s. 107
Wykres 18.	Obciążenie tyło - i przodostopia - stopa lewa – średnie wartości procentowe dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 108
	Obciążenie tyło - i przodostopia - stopa prawa – średnie wartości procentowe dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 109
Wykres 19.		
	Obciążenie tyło - i przodostopia - stopa lewa – średnie wartości procentowe dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 110
Wykres 20.	Kąt Clark’a – wykres wartości średnich dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 111
Wykres 21.	Kąt alpha – wykres wartości średnich dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 113
Wykres 22.	Kąt gamma - wykres wartości średnich dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 115

Wykres 23.	Wskaźnik Wejsfloga - wykres wartości średnich dla grupy z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz dla całej grupy	s. 117
Wykres 24.	Ustawienie stawu skokowego - KD lewa - rozkład procentowy ustawienie prawidłowego i koślawego w grupie z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz w całej badanej grupie	s. 119
Wykres 25.	Ustawienie stawu skokowego - KD prawa - rozkład procentowy ustawienie prawidłowego i koślawego w grupie z symetrycznym ustawieniem miednicy, asymetrycznym ustawieniem miednicy oraz w całej badanej grupie	s. 120
Wykres 26.	Ustawienie miednicy a standing flexion test - % wyników dodatnich	s. 122
Wykres 27.	Ustawienie miednicy a test wyprzedzenia Piedellu - % wyników dodatnich	s. 124
Wykres 28.	Ustawienie miednicy a test Gilleta - % wyników dodatnich	s. 126
Wykres 29.	Ustawienie miednicy a test Obera - % wyników dodatnich	s. 127
Wykres 30.	Ustawienie miednicy a ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa - wykres średnich	s. 128
Wykres 31.	Ustawienie miednicy a test Trendelenburga - % wyników pozytywnych	s. 130
Wykres 32.	Ustawienie miednicy a kąt pochylenia miednicy – wykres wartości średnich u osób z symetrycznym i asymetrycznym ustawieniem miednicy	s. 131

Wykres 33.	Ustawienie miednicy a głębokość lordozy lędźwiowej – wykres wartości średnich u osób z symetrycznym i asymetrycznym ustawieniem miednicy	s. 132
Wykres 34.	Test Trendelenburga a % odsunięcie środka ciężkości ciała od idealnego - wykres wartości średnich dla badanych z negatywnym oraz pozytywnym testem Trendelenburga	s. 140
Wykres 35.	Test Trendelenburga a kierunek przesunięcia środka ciężkości - rozkład procentowy	s. 141
Wykres 36.	Test Trendelenburga a kąt Clarka – wykres wartości średnich dla badanych z pozytywnym testem Trendelenburga oraz dla badanych z negatywnym testem Trendelenburga	s. 146
Wykres 37.	Test Trendelenburga a kąt alpha - wykres wartości średnich kąta alpha dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga	s. 147
Wykres 38.	Test Trendelenburga a kąt gamma - wykres średnich kąta gamma dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga	s. 148
Wykres 39.	Test Trendelenburga a wskaźnik Wejsfloga – wykres wartości średnich wskaźnika Wejsfloga dla badanych z pozytywnym oraz negatywnym testem Trendelenburga	s. 149
Wykres 40.	Test Trendelenburga ustawienie stawu skokowego - stopa lewa - rozkład procentowy	s. 151
Wykres 41.	Test Trendelenburga ustawienie stawu skokowego - stopa prawa - rozkład procentowy	s. 152

13.3. Spis rycin

Rycina 1.	Powięź w fotomikrografii	s. 18
Rycina 2.	Syncytium (zespolina) utworzona przez tkankę łączną	s. 18
Rycina 3.	Układ fraktalny powięzi	s. 19
Rycina 4.	Taśma powierzchniowa tylna	s. 25
Rycina 5.	Taśma powierzchniowa przednia	s. 26
Rycina 6.	Taśma głęboka przednia	s. 27
Rycina 7.	Taśma boczna	s. 28
Rycina 8.	Taśma spiralna	s. 29
Rycina 9.	Taśma przednia głęboka i powierzchniowa	s. 30
Rycina 10.	Taśma tylna głęboka i powierzchniowa	s. 30
Rycina 11.	Taśma funkcjonalna przednia	s. 31
Rycina 12.	Taśma funkcjonalna tylna	s. 31
Rycina 13.	Budowa anatomiczna obręczy miednicznej	s. 38
Rycina 14.	Kąt pochylenia miednicy zawarty między płaszczyzną horyzontalną a linią łączącą kolce biodrowe górne	s. 39
Rycina 15.	Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego: zginacze stawu biodrowego	s. 40
Rycina 16.	Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego: prostowniki, odwodziciele, rotatory stawu biodrowego	s. 40
Rycina 17.	Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego: przedział tylny uda: prostowniki stawu biodrowego, zginacze stawu kolanowego	s. 41

Rycina 18.	Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego: przedział przedni uda: zginacze i rotatory stawu biodrowego, prostowniki stawu kolanowego	s. 41
Rycina 19.	Mięśnie kompleksu lędźwiowo-miedniczno-biodrowego przywodziciele stawu biodrowego	s. 42
Rycina 20.	Miednica symetryczna	s. 43
Rycina 21.	Miednica asymetryczna	s. 43
Rycina 22.	Miednica skośna	s. 44
Rycina 23a.	Miednica mieszana: symetrycznie ustawione kolce biodrowe przednie, asymetrycznie kolce biodrowe tylne	s. 44
Rycina 23b.	Miednica mieszana: symetrycznie ustawione kolce biodrowe tylne, asymetrycznie kolce biodrowe przednie	s. 44
Rycina 24.	Budowa anatomiczna odcinka lędźwiowego kręgosłupa	s. 46
Rycina 25.	Budowa anatomiczna kręgu lędźwiowego	s. 46
Rycina 26.	Więzadła stabilizujące kręgosłup	s. 47-48
Rycina 27.	Mięśnie stabilizujące kręgosłup lędźwiowy	s. 49
Rycina 28.	Krzywizny kręgosłupa	s. 50
Rycina 29.	Nierównowaga mięśniowa w hiperlordozie lędźwiowej	s. 52
Rycina 30.	Nierównowaga mięśniowa w hipolordozie lędźwiowej	s. 52
Rycina 31.	Budowa anatomiczna stawu skokowo-goleniowego	s. 53
Rycina 32.	Budowa anatomiczna stawu skokowo-piętowo-lódkowego	s. 54
Rycina 33.	Oś Henke'go	s. 54
Rycina 34.	Budowa anatomiczna stopy	s. 55

Rycina 35.	Linia Lisfranca	s. 56
Rycina 36.	Punkty podparcia stopy	s. 57
Rycina 37.	Łuk przyśrodkowy stopy	s. 58
Rycina 38.	Łuk boczny stopy	s. 59
Rycina 39.	Łuk poprzeczny stopy	s. 60
Rycina 40.	Rozciągnięto podeszwowe stopy	s. 61
Rycina 41.	Stabilizatory łuków stopy (więzadła i ścięgna)	s. 62
Rycina 42.	Rozkład obciążenia na stopie	s. 63
Rycina 43.	Stopa z płaskostopiem podłużnym	s. 67
Rycina 44.	Stopa z płaskostopiem poprzecznym	s. 67
Rycina 45.	Test Thomayera-pozycja wyjściowa	s.77
Rycina 46.	Test Thomayera-pozycja końcowa	s. 77
Rycina 47.	Test Schöbera -pozycja wyjściowa: wyznaczenie odległości 10 cm	s. 78
Rycina 48.	Test Schöbera -pozycja wyjściowa	s. 78
Rycina 49.	Test Schöbera – zgięcie	s. 79
Rycina 50.	Test Schöbera – wyprost	s. 79
Rycina 51.	Test Trendelenburga – pozycja początkowa	s. 80
Rycina 52.	Test Trendelenburga – pozycja końcowa	s. 80
Rycina 53.	Cyfrowy inklinometr	s. 81
Rycina 54.	Pomiar pochylenia miednicy za pomocą cyfrowego inklinometru	s. 81
Rycina 55.	Pochyłomierz AMI	s. 82

Rycina 56.	Pomiar pochylenia miednicy za pomocą cyfrowego inklinometru	s. 82
Rycina 57.	Test wyprzedzania – pozycja wyjściowa	s. 84
Rycina 58.	Test wyprzedzania – pozycja końcowa	s. 84
Rycina 59.	Test wyprzedzania Piedellu – pozycja wyjściowa	s. 85
Rycina 60.	Test wyprzedzania Piedellu- pozycja końcowa	s. 85
Rycina 61.	Test wyprzedzania Gilleta – pozycja wyjściowa	s. 86
Rycina 62.	Test wyprzedzania Gilleta – pozycja końcowa	s. 86
Rycina 63.	Test Obera- pozycja wyjściowa	s. 87
Rycina 64.	Test Obera - pozycja końcowa	s. 87
Rycina 65.	Ocena symetrii kolców biodrowych przednich górnych	s. 88
Rycina 66.	Ocena symetrii kolców biodrowych tylnych górnych	s. 88
Rycina 67.	Platforma dynamograficzna Zebris FDM-S	s. 89
Rycina 68.	Ocena nacisku wywieranego przez stopy na podłoże za pomocą platformy dynamograficznej Zebris FDM-S	s. 89
Rycina 69.	Dominujący kierunek przesunięcia rzutu rzeczywistego środka ciężkości	s. 91
Rycina 70.	Przesunięcie rzeczywistego środka ciężkości od położenia idealnego	s. 91
Rycina 71.	Ocena ustawienia stawu skokowego	s. 92
Rycina 72.	Kąt Clark'a	s. 93
Rycina 73.	Kąt koślawości palucha (α)	s. 93
Rycina 74.	Kąt piętowy (γ)	s. 94

Aneks

Załącznik 1. Formularz świadomej zgody na udział w badaniach.

Załącznik 2. Karta badania (badanie przedmiotowe)

Załącznik 3. Karta badania (badanie podmiotowe)

Załącznik 4. Raport z badania na platformie dynamograficznej Zebris FDM-S

FORMULARZ ŚWIADOMEJ ZGODY NA UDZIAŁ W BADANIACH

Niniejszym oświadczam, iż jestem osobą pełnoletnią i nieubezważoną całkowicie. Zostałam/em poinformowana/y o planowanym badaniu naukowym pt. „Tensegracja regionu łódzkiowo-miedniczno-łódzkiego oraz stopy i stawu skokowego” w szczególności o jego założeniach, celach, przebiegu i sposobie przeprowadzenia oraz przewidzianych korzyściach i ryzyku związanym z udziałem w tym badaniu a także, że otrzymałam, przeczytałam i zrozumiałam pismemną informację dla uczestnika tego badania naukowego.

Oświadczam, iż mam możliwość zadawania pytań oraz uzyskania na nie odpowiedzi od osoby udzielającej informacji o badaniu.

Zostałam/em poinformowana/y, iż udział w badaniu jest całkowicie anonimowy i dobrowolny.

Zostałam/em także poinformowana/y, że mogę wycofać się z udziału w tym badaniu naukowym w dowolnym momencie, bez podania przyczyny, a moja decyzja nie pociągnie za sobą żadnych kar ani utraty praw, które mi przysługują z innych tytułów.

Zostałam/em poinformowana/y, że jeśli w trakcie badania naukowego będę miała/ miał jakieś pytania lub wątpliwości, to mogę się z nimi zwrócić do osób wskazanych w informacji.

Dobrowolnie i świadomie wyrażam udział w badaniu naukowym pt.: „Tensegracja regionu łódzkiowo-miedniczno-łódzkiego oraz stopy i stawu skokowego”


.....
(miejsowość, data)

(podpis)

KARTA BADANIA (BADANIE PODMIOTOWE)

1. **PŁEĆ:** KOBIEȚA/ MĘŻCZYŻNA
2. **WIEK:**
3. **WAGA:**
4. **WZROST:**

KARTA BADANIA (BADANIE PRZEDMIOTOWE)**DATA BADANIA:**

TEST	WYNIKI
TEST THOMAYERA	[cm]
TEST SCHBÓERA	SKŁON W PRZÓD WYPROST [cm]
TEST TRENDLENBURGA	LEWA KD: POZYTYWNY/ NEGATYWNY PRAWA KD: POZYTYWNY/NEGATYWNY
STOPIEŃ POCHYLENIA MIEDNICY	[°]
GŁĘBOKOŚĆ LORDOZY LĘDŹWIOWEJ	[°]
TEST WYPRZEDZANIA (STANDING FLEXION TEST)	STRONA PRAWA: DODATNI/ UJEMNY STRONA LEWA: DODATNI/UJEMNY
TEST WYPRZEDZANIA PIEDELLU	STRONA PRAWA: DODATNI/UJEMNY STRONA LEWA: DODATNI/UJEMNY
TEST GILLETA	STRONA PRAWA: DODATNI/UJEMNY STRONA LEWA: DODATNI/UJEMNY
TEST OBERA	STRONA PRAWA: DODATNI/UJEMNY STRONA LEWA: DODATNI/UJEMNY
SYMETRIA USTAWIENIA KOLCÓW BIODROWYCH PRZEDNICH GÓRNYCH I TYLNYCH GÓRNYCH	

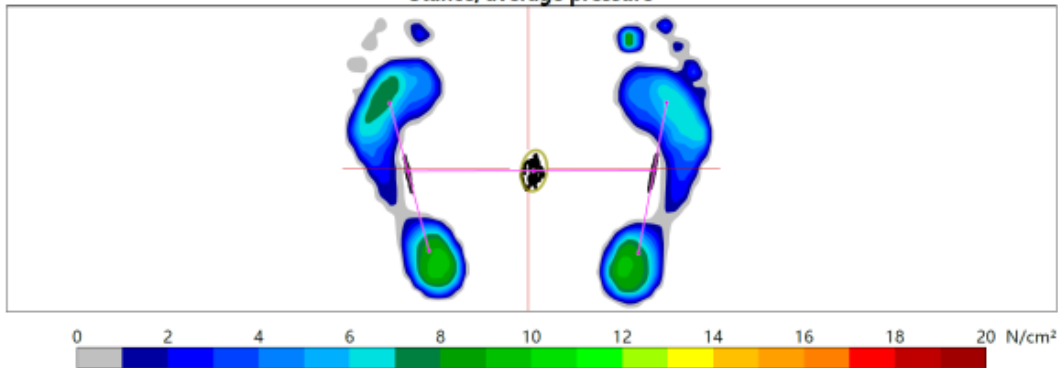
zebris Stance Report

Person:
 Record: Stance Analysis FDM



Stance parameters

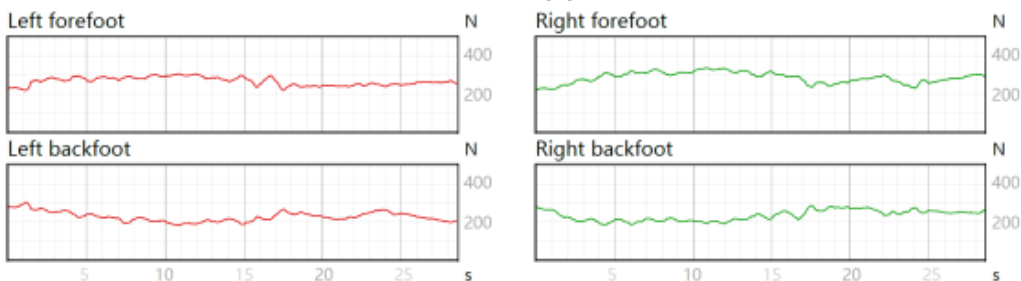
Stance, average pressure



Parameters

Analysis time, sec	28,6	40 sec
95% confidence ellipse area, mm ²	664	800 mm ²
COP path length, mm	263	400 mm
COP average velocity, mm/sec	9	12 mm/sec

Force (N)



Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	54	100%	55	Forefoot	100%
Backfoot	46		45	Backfoot	
Total	49		51	Total	