

Uniwersytet Jagielloński
Collegium Medicum
Wydział Nauk o Zdrowiu

Anita Wójcik

**Związek między deficytem wyprostu w stawie
biodrowym a postawą ciała i bólem dolnego
odcinka kręgosłupa**

Praca doktorska

Opiekun naukowy: dr hab. Jan Bilski, prof. UJ

Miejsce wykonywania pracy: Zakład Ergonomii i Fizjologii Wysiłku
Fizycznego Instytutu Fizjoterapii, Wydział Nauk o Zdrowiu, Uniwersytet
Jagielloński Collegium Medicum

Kraków, 2018 rok

*Składam serdeczne podziękowania Panu dr hab. Janowi Bilskiemu, prof. UJ
za poświęcony mi czas, cenne uwagi i pomoc w opracowaniu niniejszej pracy.
Dziękuję również rodzinie i przyjaciołom za wsparcie i pomoc w dążeniu do celu.*

Anita Wójcik

Spis treści

Wykaz skrótów.....	5
Streszczenie.....	7
Summary	9
1. Wstęp.....	11
1.1. Ból kręgosłupa.....	11
1.2. Mechanizmy kontroli posturalnej.....	14
1.2.1. Rys historyczny pojęcia postawy ciała i metod jej oceny	14
1.2.2. Aktualne metody oceny postawy ciała.....	16
1.2.3. Wskaźniki postawy ciała a ból kręgosłupa	18
1.2.4. Mechanizmy kontroli posturalnej.....	18
1.2.5. Dysfunkcje stawu biodrowego a zaburzenia mechanizmów kontroli posturalnej	21
1.3. Staw biodrowy.....	22
1.3.1. Anatomia i biomechanika stawu biodrowego	22
1.3.2. Dysfunkcje stawu biodrowego	25
1.3.2.1. Wady wrodzone i zniekształcenia w obrębie stawu biodrowego.....	25
1.3.2.2. Zapalenie stawu biodrowego.....	26
1.3.2.3. Jałowa martwica głowy kości udowej.....	27
1.3.2.4. Młodzieńcze złuszczenie głowy kości udowej.....	27
1.3.2.5. Urazy i uszkodzenia stawu biodrowego.....	27
1.3.2.6. Zmiany zwyrodnieniowe stawu biodrowego	28
1.3.2.7. Zmniejszenie ruchomości stawu biodrowego	28
1.3.3. Konsekwencje ograniczenia ruchomości stawu biodrowego.....	31
1.3.4. Metody i narzędzia do oceny anatomii i funkcji stawu biodrowego.....	35
1.3.4.1. Dokładność pomiarowa zakresu ruchu w stawach.....	35
1.3.4.2. Narzędzia do oceny wyprostów w stawie biodrowym.....	36
1.3.4.3. Testy kliniczne do oceny wyprostów w stawie biodrowym	37
2. Cel badania i pytania badawcze	40
3. Materiał i metody	41
3.1. Teren badania i okres	41
3.2. Grupa badana.....	41
3.3. Metody badawcze.....	42
3.3.1. Sondaż diagnostyczny - ocena dolegliwości bólowych kręgosłupa.....	42
3.3.2. Badanie kliniczne	43

3.4. Procedury pomiarowe	43
3.4.1. Ocena zakresu ruchu zgięcia i wyprostu w stawach biodrowych	44
3.4.2. Ocena wskaźników ustawienia stawu biodrowego oraz lokalnych i globalnych cech postawy ciała	46
3.5. Dokładność pomiarowa videoanalizy	48
3.6. Metody statystyczne	49
4. Wyniki	51
4.1. Ocena dolegliwości bólowych kręgosłupa	51
4.2. Ocena ustawienia oraz zakresu ruchomości stawu biodrowego	51
4.2.1. Ocena powtarzalności pomiarów między badaczami i między pomiarami testów do oceny zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym	51
4.2.2. Ocena zakresu ruchomości zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym	53
4.2.3. Ocena ustawienia stawu biodrowego w zamkniętym łańcuchu kinematycznym	55
4.2.4. Ocena zależności między zakresem ruchu a ustawieniem stawu biodrowego.....	56
4.3. Ocena mechanizmów kontroli posturalnej	58
4.3.1. Lokalne wskaźniki postawy ciała	58
4.3.2. Globalne wskaźniki postawy ciała	59
4.4. Porównanie ruchomości w stawach biodrowych i wskaźników postawy ciała w grupach osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa.....	60
4.5. Zależność między ruchomością i ustawieniem stawu biodrowego a postawą ciała	65
4.6. Podział badanych na grupy ze względu na występowanie deficytu wyprostu w stawach biodrowych wykonany na podstawie analizy skupień	68
5. Dyskusja	70
6. Wnioski	86
7. Piśmiennictwo	88
8. Spis tabel i wykresów	101
8.1. Tabele	101
8.2. Wykresy	102
9. Aneks	103
9.1. Kwestionariusz ankiety	103
9.2. Kwestionariusz Oswestry	107

Wykaz skrótów

AAOS - (ang. American Academy of Orthopaedic Surgeons)

AROM - (ang. active range of motion)

ASIS - (ang. anterior superior iliac spine)

BMI - (ang. Body Mass Index)

EBM - (ang. evidence-based medicine)

FAI - (ang. Femoral Acetabular Impingement)

FHE - (ang. Functional Hip Extension test)

HOA - (ang. hip osteoarthritis)

HP - ustawienie stawu biodrowego w stosunku do linii ciężkości (ang. hip position)

HRQL - (ang. Health-Related Quality of Life)

HSS - (ang. hip spine syndrome)

ICC - (ang. intraclass correlation coefficients)

ISIS - (ang. Integrated Shape Investigation System)

K - pozycja klęcząca

KP - kifoza piersiowa

L - lewa strona

LA - kąt lędźwiowy (ang. lumbar angle)

LBP - (ang. low back pain)

LL - (ang. lumbar lordosis)

Me - mediana

MK - (ang. McKenzie low back pain classification system)

N - liczba badanych

Nach. KK - nachylenie kości krzyżowej w stosunku do poziomu

odl. bark - odległość między wyrostkiem barkowym a linią ciężkości

odl. kolano - odległość między nadkłykiem bocznym kości udowej a linią ciężkości

odl. krętarz - odległość między szczytem krętarza większego a linią ciężkości

odl. ucho - odległość między płatkami ucha a linią ciężkości

OSC - ogólny środek ciężkości

P - prawa strona

PFA - kąt udowo-miedniczny (ang. pelvifemoral angle)

PI - (ang. pelvic incidence)

PSIS - (ang. posterior superior iliac spine)

PT - pochylenie miednicy (ang. pelvic tilt)

Q1 - kwartyl dolny

Q2 - kwartyl górny

r - współczynnik korelacji Pearsona

ROM - (ang. range of motion)

S - pozycja stojąca

SA - kąt pochylenia ciała (ang. sway angle)

SD - odchylenie standardowe

SHS - (ang. Snapping Hip Syndrome)

SPA - (ang. spino-pelvic alignment)

SS - (ang. sacral slope)

TA - kąt pochylenia tułowia (ang. trunk angle)

TBC - (ang. Treatment-Based Classification system)

TT- (ang. trunk-thigh angle)

VAS - (ang. Visual Analogue Scale)

Streszczenie

Wstęp: Ocena zakresu ruchu w stawach biodrowych jest ważna wśród osób z LBP (ang. *low back pain*), ponieważ ruch w stawach biodrowych przez wpływ na pozycję miednicy wpływa na ustawienie i ruchomość kręgosłupa lędźwiowego. Pomiar zakresu ruchu w stawie biodrowym jest trudny ze względu na włączający się podczas pomiaru ruch miednicy i kręgosłupa lędźwiowego. Obiektywny i dokładny pomiar zakresu ruchu jest możliwy po określeniu dokładności pomiarowej (ang. *reliability*).

Cel: Celem pracy było określenie zależności między deficytem wyprostu w stawie biodrowym a lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała i bólem dolnego odcinka kręgosłupa wśród ludzi młodych.

Material i metody: Badaniem objęto grupę 62 kobiet w wieku 22-29 lat. Do oceny dolegliwości bólowych kręgosłupa wykorzystano kwestionariusz ankiety, zmodyfikowany Nordic Pain Questionnaire, skalę wizualno-analogową VAS (ang. *Visual Analogue Scale*) oraz kwestionariusz Oswestry. Zakres ruchu zgięcia i wyprostu w stawach biodrowych oceniono za pomocą inklinometru cyfrowego (Baseline). Wykonano jeden test oceniający zakres zgięcia oraz trzy testy oceniające zakres wyprostu. Lokalne i globalne wskaźniki postawy ciała wyznaczono na podstawie zdjęć cyfrowych w programie komputerowym Kinovea (0.7.10). Badani oceniani byli w losowej kolejności przez dwóch badaczy (3-5 lat doświadczenia jako fizjoterapeuci). Każdy badacz wykonywał pomiar 2 razy.

Analiza statystyczna została przeprowadzona za pomocą programu SPSS (IBM, Armonk, NY).

Wyniki: W grupie osób z deficytem wyprostu w stawie biodrowym (ocenionym na podstawie aktywnego zakresu ruchu oraz wskaźników pozycyjnych ocenionych w zamkniętym łańcuchu kinematycznym – analiza skupień) ból kręgosłupa występował istotnie częściej w porównaniu do grupy bez deficytu wyprostu ($p=0,001$). Nie wykazano istotnych różnic w wartości średniej zakresu zgięcia w stawie biodrowym zarówno po prawej jak i lewej stronie (odpowiednio $p=0,7$; $p=0,4$), zmodyfikowanego testu Jandy (odpowiednio $p=0,4$; $p=0,9$), ani testu FHE (ang. *functional hip extension*) (odpowiednio $p=0,4$; $p=0,98$), w kategoriach bólu kręgosłupa. Wykazano ujemną korelację liniową pomiędzy kątem udowo-miednicznym w pozycji stojącej i klęczącej a kątem pochylenia ciała, pochyleniem miednicy oraz odległościami ucha, krętarza kości udowej i kolana od linii ciężkości. Istotnie większe odległości poszczególnych punktów anatomicznych (ucha, krętarza, wyrostka barkowego, kolana) od linii ciężkości zaobserwowano wśród osób z bólem kręgosłupa, natomiast dopiero po przyjęciu pozycji klęczącej - zmniejszeniu płaszczyzny podparcia i wyeliminowaniu możliwości korekcji w

stawach skokowych (odpowiednio $p < 0,001$; $p = 0,002$; $p < 0,001$; $p = 0,02$). W pozycji stojącej nie wykazano istotnych różnic w odległościach między osobami z LBP i bez bólu (odpowiednio $p = 0,2$; $p = 0,1$; $p = 0,2$).

Wnioski: Ocena a następnie poprawa funkcji w stawie biodrowym w otwartym łańcuchu kinematycznym jest niezbędna, ale wtórna w stosunku do funkcji w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Globalne wskaźniki postawy ciała mają większe znaczenie niż cechy lokalne w powstawaniu LBP. Z lokalnych wskaźników istotne znaczenie ma tylko przodopochylenie i skręcenie miednicy. Ocena sterowania centralnego postawy ciała, a następnie poprawa tego rodzaju sterowania może być kluczowa do poprawy systemu kontroli posturalnej i leczenia bólu dolnego odcinka kręgosłupa.

Słowa kluczowe: ból kręgosłupa, postawa ciała, wyprost w stawie biodrowym, testy

Summary

Introduction: The assessment of the range of motion in the hip joints is important among people with low back pain (LBP), because the movement in the hip joints influences the position and mobility of the lumbar spine by affecting the position of the pelvis. Measurement of the range of motion in the hip joint is difficult due to the movement of the pelvis and the lumbar spine during the measurement. An objective and accurate measurement of the range of motion is possible after determining the accuracy (reliability).

Aim: The aim of the study was to determine the relationship between the deficit of extension in the hip joint and local and global traits of body posture and low back pain among young people.

Material and methods: The study was conducted among a group of 62 women aged 22-29 years. To the evaluation of spine were used questionnaires: a modified Nordic Pain Questionnaire, VAS (Visual Analogue Scale) and Oswestry questionnaire. The range of motion of flexion and extension in the hip joints was assessed using a digital inclinometer (Baseline). One test was carried out to assess the extent of flexion and three tests assessing the extent of the extension. Local and global posture indicators were determined on the base of digital photos in Kinovea computer program (0.7.10). The subjects were evaluated in random order by two researchers (3-5 years of experience as physiotherapists). Each researcher performed the measurement 2 times.

The statistical analysis was carried out using the SPSS program (IBM, Armonk, NY).

Results: In the group of people with deficit of hip joint extension (assessed on the basis of active range of motion and position indicators assessed in the closed kinematic chain - cluster analysis) back pain was significantly more frequent compared to the group with no deficit of hip extension ($p=0.001$). There were no significant differences in the mean range of flexion in the hip joint both on the right and on the left side ($p=0.7$; $p=0.4$, respectively), the modified Janda test ($p=0.4$; $p=0.9$, respectively), or the FHE (functional hip extension) test ($p=0.4$; $p=0.98$, respectively), in terms of back pain. A negative linear correlation was demonstrated between the femoral-pelvic angle in the standing and kneeling position and the angle of inclination of the body, pelvic tilt and distances of the ear, femoral trochanter and knee from the line of gravity. Significantly greater distances of individual anatomical points (ear, trochanter, shoulder process, knee) from the line of severity were observed among people with back pain, but only after taking a kneeling position - reducing the support plane and eliminating the possibility of correction in ankle joints ($p<0.001$; $p=0.002$; $p<0.001$; $p=0.02$).

In the standing position there were no significant differences in the distance between people with and without LBP (respectively $p=0.2$; $p=0.1$; $p=0.2$).

Conclusions: The evaluation and subsequent improvement of the function in the hip joint in the open kinematic chain is necessary but secondary to the function in the closed kinematic chain. Global postural indexes are more important than local features in the formation of LBP. Among local indicators, only anterior pelvic tilt and pelvic torsion are important. The evaluation of central body posture control and subsequent improvement of this type of control may be crucial to improve the postural control system and lower back pain management.

Key words: back pain, body posture, hip extension, tests

1. Wstęp

1.1. Ból kręgosłupa

Ból według definicji Międzynarodowego Stowarzyszenia Badania Bólu to nieprzyjemne doznanie czuciowe i emocjonalne związane z rzeczywistym lub potencjalnym uszkodzeniem tkanek lub opisywane w kategoriach takiego uszkodzenia [1]. Ból jest odczuciem subiektywnym, indywidualnym, kształtowanym przez doświadczenia związane z urazami w początkowym okresie życia. Brak ścisłej korelacji pomiędzy stopniem uszkodzenia tkanki a odczuwanym bólem. Zależność ta jest kształtowana przez inne czynniki takie jak: lęk, strach, frustracja [2]. Biologiczne występowanie odczucia bólu jest więc ważną, ochronną funkcją organizmu, która powinna być rozpatrywana pod trzema wpływającymi na siebie aspektami: sensorycznym (miejsce, rodzaj i intensywność bólu), kognitywnym (ocena bólu w zależności od wiedzy, wiary, kultury i doświadczenia życiowego), afektywnym (emocjonalna odpowiedź na ból, zazwyczaj negatywna) [2]. Gifford i Butler [2] wyróżnili 5 patobiologicznych mechanizmów bólu: nocycyptywny, neurologiczny obwodowy, centralny, afektywny, motoryczny/autonomiczny. Mechanizmy te mogą wpływać na siebie, prowadząc do hamowania lub wzmaganie odczucia bólu. Ocena zależności między biomechanicznymi wskaźnikami a bólem kręgosłupa będzie możliwa wśród osób z nocycyptywnym mechanizmem bólu, który bierze swój początek w nocycyptywnie unerwionych organach docelowych systemu nerwowego i ustępuje w odpowiedzi na stosowane leczenie farmakologiczne lub rehabilitację. Gifford i Butler [2] wyróżnili 3 schematy nocycyptywnych mechanizmów bólu: nocycyptywno-zapalny (związany z występującym stanem zapalnym), nocycyptywno-ischemiczno/acedotyczny (powstały po długotrwałym, stałym lub nietypowym statycznym obciążeniu) oraz nocycyptywno-mechaniczny (związany z działaniem czynników mechaniczno-destrukcyjnych).

Źródłem bólu kręgosłupa mogą być wszystkie nocycyptywnie unerwione tkanki (m.in. skóra, okostna, torebka stawowa, więzadła, mięśnie). Wieloprzyczynowość bólu kręgosłupa stanowi poważny problem diagnostyczny. Część badaczy wskazuje na idiopatyczne podłoże bólu kręgosłupa, który jest determinowany genetycznie i związany z naturalnym procesem starzenia się organizmu [3]. Inni jako źródło bólu kręgosłupa wskazują sumujące się mikrourazy wywołane czynnikami ryzyka, które prowadzą do progresywnych uszkodzeń tkanek kręgosłupa (ang. *progressive wear and tear*) [3]. Brak jednoznacznego potwierdzenia tej hipotezy, a także potrzeba jasnego zdefiniowania czynników ryzyka skutkuje ogromną liczbą badań naukowych w tej dziedzinie. Badania epidemiologiczne koncentrują się na

czynnikach związanych z miejscem pracy (możliwych przeciążeniach układu mięśniowo-szkieletowego powstających podczas wykonywania pracy). Badania te umożliwiają wyłonienie czynników ryzyka wystąpienia bólu kręgosłupa, jednak nie umożliwiają oceny dawki (wielkości) narażenia danego czynnika, który wywołuje ból. Możliwość taką stwarzają badania biomechaniczne, które koncentrują się na ocenie zależności między obciążeniem nałożonym na strukturę a tolerancją tej struktury na przyjmowane obciążenia [3,4]. Kiedy mechaniczne obciążenie tkanki przekroczy możliwości adaptacyjne struktur uruchamiane są mechanizmy ochronne wywołujące ból, m.in. pobudzenie nocycceptorów [3,5]. Należy zaznaczyć, że w kształtowaniu tej zależności ogromne znaczenie mają indywidualne uwarunkowania takie jak: wiek, czynniki genetyczne, aktualny stan biologiczny tkanek, czynniki psychologiczne (osobowość, stres) oraz socjalne (miejsce pracy, styl życia) [3]. Odpowiednie zrozumienie modelu biopsychospołecznego bólu kręgosłupa jest niezbędne zarówno w badaniach naukowych, jak i w praktyce klinicznej.

Wielu badaczy podkreśla [6,7], że ustalenie przyczyn, planowanie terapii i ocena skuteczności interwencji terapeutycznych będzie możliwa po utworzeniu systemu klasyfikacji LBP (ang. *low back pain*), który umożliwi prowadzenie badań i porównywanie wyników w homogenicznych populacjach cierpiących z powodu bólu kręgosłupa. W literaturze istnieje wiele sposobów klasyfikacji LBP. Początkowo klasyfikacje LBP bazowały na patoanatomii (patologicznych zmianach struktur ocenionych za pomocą diagnostyki obrazowej), jednak jak pokazują badania, patologiczno-anatomiczna diagnoza nie jest ani czuła ani specyficzna (pozwala postawić diagnozę tylko u 10-15% pacjentów, pozostali są klasyfikowani do grupy niespecyficznego bólu kręgosłupa (ang. *non-specific back pain*) [8]. Kolejne klasyfikacje powstały w oparciu o wywiad i badanie kliniczne [9,10,11]. Jednak tylko 3 systemy zostały zaprojektowane na potrzeby rehabilitacji i były oceniane pod kątem wiarygodności (powtarzalności klasyfikowania pacjentów do podgrup przez różnych terapeutów). Te 3 systemy to: McKenzie LBP Classification system (MK) [9], Treatment-Based Classification system (TBC) [10] oraz Movement-System Impairment Classification [11]. Pierwszy system (MK) wg autorów pozwala ocenić stopień dysfunkcji tkanek kręgosłupa. Pacjenci przydzielani są do jednej z trzech grup (ang. *postural, dysfunction, derangement*) na podstawie zgłaszanych objawów, zachowania objawów podczas testów (pojedyncze i powtarzane ruchy kręgosłupa w pełnym zakresie) oraz obserwacji ruchu kręgosłupa i miednicy [9]. Powtarzalność klasyfikowania pacjentów do podgrup przez różnych terapeutów jest wysoka (współczynnik Kappa 0,6-0,7) [12]. Drugi system (TBC) zawiera 4 kategorie w zależności od sposobu leczenia (ang. *specific exercise, mobilization, traction, immobilization*) [13]. Przydział do grup oparty

jest na zgłaszanych objawach, zachowaniu objawów podczas testów (pojedyncze i powtarzane ruchy kręgosłupa w pełnym zakresie, utrzymanie pełnego zakresu ruchu) oraz obserwacji ruchu kręgosłupa i miednicy. [13]. Wiarygodność pomiarów utrzymuje się na średnim poziomie (współczynnik Kappa 0,46-0,56) [13]. Trzeci system oparty jest na teorii, że LBP jest wynikiem pewnych, określonych strategii, które pojawiają się podczas ruchów i utrzymywanych pozycji kręgosłupa. Powtarzanie tych strategii prowadzi do kumulacji mikrouszkodzeń i w efekcie do bólu [11]. Autorzy wyróżnili pięć grup zespołów wyprostny (ang. *extension syndrome*), zespół zgięciowy (ang. *flexion syndrome*), zespół rotacyjny (ang. *rotation syndrome*), zespół rotacyjno-zgięciowy (ang. *rotation with flexion syndrome*), zespół rotacyjno-wyprostny (ang. *rotation with extension syndrome*). Badanie zawiera testy wywołujące symptomy (ruchy tułowia i kończyn w 7 pozycjach), testy eliminujące symptomy oraz obserwację ruchu kręgosłupa i miednicy [11]. Wiarygodność pomiarów jest wysoka (współczynnik Kappa 0,75) po dokładnym przeszkoleniu badaczy [14].

Należy zwrócić uwagę, że wymienione systemy klasyfikacji opierają się na zachowaniu bólu oraz obserwacji wzorców ruchowych podczas określonych testów. Żaden system nie uwzględnia opisanych wcześniej mechanizmów i schematów bólowych, których zrozumienie i wprowadzenie do diagnozowania i leczenia LBP jest niezbędne. Przedstawione niżej badania zostały przeprowadzone wśród osób z nocycyptywnym mechanizmem bólu dolnego odcinka kręgosłupa (z nocycyptywno-mechanicznym oraz nocycyptywno-ischemiczno-acidotycznym schematem bólowym), ponieważ w tej grupie była możliwa ocena zależności między ruchomością stawów biodrowych, cechami postawy ciała a bólem kręgosłupa.

1.2. Mechanizmy kontroli posturalnej

1.2.1. Rys historyczny pojęcia postawy ciała i metod jej oceny

Literatura przedmiotu dostarcza wiele definicji postawy ciała. Jedna z nich mówi, że jest to indywidualne ukształtowanie ciała i położenie poszczególnych odcinków tułowia oraz nóg w pozycji stojącej. Postawa ciała jest nawykiem ruchowym, który może być korygowany przez napięcie odpowiednich grup mięśni [15]. Według Kasperczyka [15] prawidłowa postawa ciała to każda, która występuje wystarczająco często, żeby można ją było uznać za charakterystyczną dla danej populacji. Postawa taka świadczy o prawidłowym rozwoju fizycznym i psychicznym człowieka. Dr E. Zeyland-Malawka [za 15] prawidłową postawę ciała określa kształt ciała wynikający z budowy i nawykowego ułożenia poszczególnych jego części, który sprzyja podstawowym funkcjom organizmu. Według Wolańskiego [za 15] postawa prawidłowa jest zgodna z dynamiką rozwoju zdrowej osoby określonej płci w danym okresie ontogenezy. Ponadto zapewnia harmonijne działanie organizmu z optimum wydolności.

Wykształcenie krzywizn kręgosłupa jest związane z dążeniem do utrzymania wyprostowanej pozycji ciała. Kifoza krzyżowa jest wygięciem wrodzonym, natomiast pozostałe kształtują się w życiu pozapłodowym. W procesie posturogenezy jako pierwsza powstaje lordoza szyjna (około 6. miesiąca życia). Kifoza piersiowa i lordoza szyjna kształtują się w ścisłej współzależności ze sobą w drugim roku życia dziecka jako wyraz zmian przystosowawczych zmierzających do utrzymania pozycji pionowej tułowia przy minimalnym zużyciu energii mięśniowej. Naprzemienne ustawienie lordoz i kifoz w kręgosłupie człowieka pełni przede wszystkim funkcję amortyzującą obciążenia osiowe związane z lokomocją, co ogranicza wstrząsy docierające do głowy. Istotną rolę odgrywają tutaj krążki i stawy międzykręgowe [16].

Postawa ciała jest cechą indywidualną i labilną, dlatego też znalezienie praktycznego sposobu jej oceny jest niezwykle trudne [15]. We wszystkich pracach na temat postawy ciała istotnym elementem jest jej ocena. Ciągłe poszukuje się jednej, uniwersalnej metody, która pozwoli w szybki i nieinwazyjny sposób ocenić postawę pacjenta i co najważniejsze umożliwi porównanie otrzymanych wyników. Poszukuje się narzędzia, które pozwoli postawić trafną diagnozę i rozpocząć dobrze ukierunkowaną rehabilitację oraz umożliwi w obiektywny sposób kontrolować postępy prowadzonej terapii.

Najbardziej znane i powszechne metody wprowadzone w drugiej połowie XIX wieku to: ocena wzrokowa (sylwetkowa i punktowa), a także metody sylwetek zarejestrowanych za

pomocą fotografii, cieniografii i konturografii [15]. Jedną z najbardziej popularnych typologii postawy ciała jest podział niemieckiego ortopedy Staffela, opierający się na przednio-tylnych krzywiznach kręgosłupa. Podział ten, opracowany w 1889 roku, wyróżniał pięć typów postawy ciała: plecy normalne, plecy okrągłe, plecy wklęsłe, plecy okrągło-wklęsłe, plecy płaskie. W kolejnych latach powstawały różne modyfikacje i kolejne typologie opierające się na założeniach Staffela. Dopiero w 1917 roku powstała typologia różniąca się w istotny sposób od podziału Staffela. Typologia ta opracowana przez amerykańskiego ortopeda Browna opierała się również na przednio-tylnych krzywiznach kręgosłupa, natomiast w odróżnieniu od typologii Staffela zakładała, że powiększenie jednej krzywizny pociąga za sobą powiększenie sąsiednich krzywizn. Autor wyróżnił 4 typy: A – postawa doskonała, B – postawa dobra, C – postawa wadliwa, D – postawa zła. Również ta metoda była wielokrotnie zmieniana i modyfikowana przez innych autorów. Oryginalną polską metoda oceny postawy ciała była metoda sylwetkowa Wolańskiego, także przyjmująca jako kryterium przednio-tylne krzywizny kręgosłupa. Wolański wyodrębnił 3 typy postawy ciała: K – postawa o przewadze krzywizny kifotycznej, L – postawa o przewadze krzywizny lordotycznej oraz R – postawa zrównoważona. Obok sylwetkowych metod oceny postawy ciała istotne znaczenie miały również wzrokowe metody punktowe. Najbardziej popularna – metoda punktowania według Kasperczyka – polegała na bezpośredniej obserwacji wybranych elementów budowy i postawy ciała. W płaszczyźnie strzałkowej oceniano ustawienie głowy, stawów ramiennych, klatki piersiowej, łopatek, brzuch oraz plecy. W płaszczyźnie czołowej (patrzac od przodu) analizowano ustawienie barków, klatki piersiowej i kolan, natomiast patrzac od tyłu ustawienie barków, łopatek i kręgosłupa. Za każdy element przypisywano określoną liczbę punktów: 0 punktów – ustawienie prawidłowe, 1 punkt – niewielkie odchylenie, 2 lub 3 punkty – znaczne odchylenie, 3 lub 5 punktów – zniekształcenia dużego stopnia, zmiany strukturalne. O jakości postawy decydowała suma punktów. Im więcej punktów, tym gorsza postawa ciała. Oprócz wzrokowych metod oceny postawy ciała wykorzystywano również metody fotograficzne, właściwie od początków istnienia sztuki fotograficznej. Zdjęcia wykonywane na tle kratownicy służyły do pomiarów kątów, długości, symetrii itp. Następnie do obliczeń przednio-tylnych krzywizn kręgosłupa wykorzystywano metody stereometryczne, antropometryczne czy kartograficzne. Z czasem zaczęto stosować fotogrametrię, czyli technikę zajmująca się odtwarzaniem kształtu i położenia obiektów przestrzennych na podstawie specjalnych zdjęć fotograficznych. Przekładem takiego zastosowania jest technika Mory oraz technika ISIS (ang. *Integrated Shape Investigation System*) [15].

W drugiej połowie XX wieku opracowano metody oceny oparte na kryterium linii pionowych, linii symetrycznych i kątów. Autorzy tych metod za podstawowy warunek poprawnej postawy ciała przyjęli zrównoważenie poszczególnych elementów ciała, występujące w sytuacji, gdy rzut środka ciężkości ciała nie wykracza poza granicę podparcia. Metoda Stafforda zakłada następujący przebieg linii ciężkości [15]:

a) w pozycji wyprostowanej stojąc bokiem:

- wyrostek sutkowaty
- siódmy kręg szyjny,
- wyrostek barkowy,
- piąty kręg lędźwiowy,
- szczyt krętarza większego,
- głowa strzałki,
- przednia krawędź kostki bocznej;

b) w pozycji wyprostowanej stojąc tyłem:

- guzowatość potyliczną zewnętrzną,
- linią wyrostków kolczystych kręgosłupa,
- szparą międzypośladkową;

c) w pozycji stojącej stojąc przodem:

- kołec biodrowy przedni górny,
- środek rzepki,
- środkowy punkt między kostką boczną i przyśrodkową,
- punkt między I a II palcem stopy.

Ocena ustawienia poszczególnych elementów ciała względem linii ciężkości jest bardzo ważna i aktualnie wykonywana z zastosowaniem różnych technologii, ponieważ pozwala ocenić mechanizmy kontroli posturalnej opisane w kolejnych rozdziałach.

1.2.2. Aktualne metody oceny postawy ciała

Ciągły postęp technologiczny i chęć opracowania wartości normatywnych postawy ciała skutkują licznymi badaniami naukowymi w tej dziedzinie.

Dokładna ocena biomechaniczna możliwa jest na podstawie zdjęć rentgenowskich. Na zdjęciu ocenia się symetrię ustawienia miednicy, geometryczne parametry krzywizn kręgosłupa, a także relacje między stawem biodrowym, kością krzyżową a kręgosłupem

łędźwiowym [17,18]. Wskaźniki ustawienia miednicy (ang. *pelvic parameters*) obliczane na podstawie zdjęć rentgenowskich możemy podzielić na dwie grupy [17]:

1. Wskaźniki pozycyjne (ang. *positional pelvic parameters*) – odległości i kąty oceniane względem linii pionowych i poziomych, dotyczą ustawienia względem siebie kości krzyżowej, głowy kości udowej i kręgosłupa łędźwiowego. Zależą od ustawienia osoby badanej podczas wykonywania zdjęcia, co może stanowić źródło błęd pomiarowego podczas porównywania uzyskanych wartości między osobami.
2. Wskaźniki anatomiczne (ang. *anatomic pelvic parameters*) - odległości i kąty oceniane względem linii pionowych i poziomych, odnoszą się do anatomii badanego, nie zależą od pozycji mogą być oceniane i porównywane w różnych pozycjach (stojącej, siedzącej czy leżącej).

Ze względu na duże zróżnicowanie międzyosobnicze ocenianych wskaźników oraz wpływ ustawienia osoby badanej podczas wykonywania zdjęcia RTG (wskaźniki pozycyjne), ustalenie stałych norm populacyjnych lokalnych wskaźników jest niemożliwe [19-23]. Z tego względu wielu autorów zwraca uwagę na konieczność oceny globalnych wskaźników, pozwalających określić położenie miednicy i stawów biodrowych w stosunku do linii ciężkości [20,22,23].

Inną możliwością oceny postawy ciała jest inklinometria uznana za wiarygodną i rzetelną metodę do oceny ustawienia miednicy [24,25] i w porównaniu do metody wykorzystującej zdjęcia RTG jest tańsza, szybsza oraz bardziej dostępna dla praktyków. Do oceny parametrów biomechanicznych szeroko stosowana jest również videoanaliza [26-28] oraz analiza ruchu 3D [29,]. Mier i wsp. [26] wykazali, że videoanaliza jest wiarygodnym narzędziem oceny ustawienia miednicy i kręgosłupa w statyce i dynamice. Zaznaczyli jednak, że aby uzyskać wiarygodne wyniki należy wziąć pod uwagę trzy potencjalne źródła błęd pomiarowego:

1. Przemieszczenie markerów po skórze – po wykonaniu ruchu należy upewnić się, że markery nie zmieniły wyjściowego ustawienia.
2. Ustawienie kamery – stałe ustawienie, możliwie najbliżej osoby badanej.
3. Ważna jest standaryzacja pomiarów.

Należy zaznaczyć, że wskaźniki oceniane za pomocą videoanalizy wyznaczane są w inny sposób niż na zdjęciach rentgenowskich. Jednak jeśli chodzi o krzywizny kręgosłupa uzyskane wartości za pomocą videoanalizy i zdjęć RTG różnią się w niewielkim stopniu (u 91% badanych różnica jest mniejsza niż 10°). Natomiast brak badań naukowych

porównujących wartości wskaźników ustawienia miednicy z cechami ustawienia miednicy ocenianymi w praktyce klinicznej (za pomocą testów klinicznych lub za pomocą inklinometrii).

1.2.3. Wskaźniki postawy ciała a ból kręgosłupa

Ostatnie dekady są czasem poszukiwania nowego systemu klasyfikacji postawy ciała, który będzie związany z występującym bólem kręgosłupa i ograniczeniami funkcjonalnymi.

Ze względu na funkcjonalne i anatomiczne połączenie między kręgosłupem oraz obręczą miedniczną ocena parametrów ustawienia miednicy jest częstą procedurą podczas badania pacjentów z dysfunkcjami kręgosłupa.

Od lat poszukuje się przyczyn i możliwych konsekwencji asymetrycznego ustawienia miednicy. Udowodniono korelacje między asymetrycznym ustawieniem miednicy a bólem kręgosłupa [30,31]. Jak zostało przedstawione wyżej istnieje silna zależność między wskaźnikami ustawienia miednicy a wielkością krzywizn kręgosłupa, natomiast znaczenie tych parametrów w powstawaniu bólu kręgosłupa nie jest jeszcze do końca poznane. Schwab i wsp. [32] na podstawie zdjęć RTG wykazali zależność między LL (ang. *lumbar lordosis*), piersiowo-lędźwiową kifozą a występującym bólem i niepełnosprawnością (HRQL – ang. *self-reported pain and disability*). Glassman i wsp. [33] wykazali zależność między globalnymi cechami a HRQL. Korelacje między radiograficznymi wskaźnikami postawy ciała a HRQL udowodnili również Lafage i wsp. [34].

Pomimo, iż korelacja między radiograficznymi wskaźnikami ustawienia miednicy i kręgosłupa a bólem kręgosłupa jest dobrze udokumentowana, to nadal istnieją kontrowersje dotyczące zależności między bólem kręgosłupa a cechami postawy ciała ocenianymi za pomocą innych narzędzi niż RTG.

1.2.4. Mechanizmy kontroli posturalnej

Prawidłowa postawa ciała to układ poszczególnych części ciała względem siebie oraz w odniesieniu do osi mechanicznej (linii ciężkości), który:

- zapewnia optymalną stabilność układu,
- wymaga minimalnego wysiłku mięśniowego do jego utrzymania (układ najbardziej ergonomiczny i ekonomiczny pod względem energetycznym),
- stwarza warunki do optymalnego ułożenia narządów wewnętrznych [20,35].

Za budowanie i utrzymywanie wyprostowanej pozycji stojącej odpowiedzialne są dwa mechanizmy kontrolne. Jeden związany z ustawieniem poszczególnych części ciała względem linii ciężkości (ang. *orientation*) – regulacja geometrii ciała wokół linii pionowej. Drugi mechanizm (ang. *balance*) odpowiada za regulację dystrybucji masy ciała, zapewnia, że pionowa projekcja środka masy na ziemię znajduje się w płaszczyźnie podparcia stóp [35]. Podczas wykonywania czynności mechanizmy te mogą być rozpatrywane oddzielnie, natomiast podczas utrzymywania wyprostowanej pozycji stojącej łączą się ze sobą tworząc system referencyjny kontroli posturalnej (ang. *reference system*), który można przedstawić następująco:

1. Odbiór informacji (ang. *input*) o pozycji ciała oraz jego orientacji w przestrzeni względem zewnętrznego i wewnętrznego układu referencyjnego. Zewnętrzny układ odniesienia tworzony jest na podstawie pola grawitacyjnego oraz bodźców wzrokowych. Wzrok monitoruje położenie głowy na podstawie położenia innych przedmiotów w przestrzeni, natomiast układ przedsionkowy względem kierunku działania siły ciężkości. Trzecie źródło informacji sensorycznej stanowią proprioceptory oraz receptory skórne, które tworzą sieć czujników obejmujących swym zasięgiem całe ciało. Receptory te przekazują do mózgu informacje o wzajemnym położeniu i o ruchach poszczególnych części ciała, tworząc ośrodkową reprezentację ciała – wewnętrzny układ referencyjny [35].
2. Przetwarzanie informacji w centralnym układzie nerwowym. Informacje z proprioceptorów o wzajemnym położeniu i ruchach poszczególnych części ciała są przekazywane bezpośrednio do efektorów (mięśni) na drodze odruchu rozciągowego, ale także do kory mózgowej, gdzie tworzone są polimodalne reprezentacje - schematy ciała (ang. *body schema*). Reprezentacja taka zawiera informacje na temat indywidualnych cech morfologicznych (kształt i rozmiary ciała), a także o charakterystyce dynamicznej poszczególnych części ciała. Sygnały z narządu przedsionkowego o położeniu i ruchach głowy przesyłane są do rdzenia za pośrednictwem jąder przedsionkowych położonych w rdzeniu przedłużonym. Boczne jądra przedsionkowe są miejscem integracji sygnałów z narządów otolitowych, mózdzku i rdzenia przedłużonego. Następnie informacja przesyłana jest do alfa motoneuronów odpowiednich mięśni. Zmiany położenia głowy uruchamiają także odruchy szyjne, lecz ich działanie na mięśnie jest odwrotne niż odruchów przedsionkowych. Obydwa łuki odruchowe znajdują się pod kontrolą mózdzku, który zapewnia korekcje postawy ciała w trakcie wykonywania ruchów dowolnych.

Informacje wzrokowe (korekcja subiektywnego pionu) przesyłane są do kory wzrokowej, następnie przez korę potyliczną do kory ruchowej i przedruchowej.

3. Wykonanie – kontrola postawy ciała przez system mięśniowy (ang. *output*). Istotny wpływ na jakość dynamicznej kontroli postawy ma ograniczona prędkość przewodzenia skutkująca latencją reakcji posturalnych. Okres opóźnienia różni się w zależności od rodzaju sensoru. Najkrótszy czas latencji obserwuje się w przypadku informacji z proprioceptorów (ok. 100-120 ms). Jeszcze więcej czasu zajmuje uruchomienie odpowiedniej reakcji posturalnej w odpowiedzi na bodźce z narządu przedsionkowego (ok. 180 ms). Najwolniej jednak reaguje układ kontroli posturalnej w odpowiedzi na bodźce wzrokowe (ok. 0,5 sekundy) [36].

Ciało jako wielosegmentalny łańcuch kinematyczny w czasie stania przypomina bryłę sztywną - wahadło odwrócone. Oznacza to, że kontrolę postawy ciała można zapewnić dwoma sposobami. Pierwszy rodzaj kontroli to sterowanie zstępujące głowa-staw skokowy (ustawienie głowy w przestrzeni na drodze odruchów szyjnych, przedsionkowych i rozciągowych steruje napięciem mięśni tułowia i kończyn). Drugi rodzaj kontroli to sterowanie wstępujące staw skokowy-głowa (monitorowanie kąta nachylenia ciała względem płaszczyzny podparcia) [36].

Ogólny środek ciężkości (OSC) u osoby dorosłej w pozycji stojącej znajduje się na wysokości od 53 do 60% wysokości ciała. Młodzi mężczyźni – średnio 56,5%, młode kobiety średnio 55,5% wysokości ciała (okolica kości krzyżowej). Z tego względu należy rozważyć analizę trzeciego rodzaju kontroli – sterowania centralnego – odpowiedzialnego za kontrolę środka ciężkości.

W obrębie opisanego wyżej systemu referencyjnego kontroli postawy ciała możemy oceniać schematy globalne oraz cechy lokalne postawy ciała. Schematy globalne to: odległości i kąty określające oddalenie poszczególnych części ciała od linii ciężkości, odległości i kąty określające ustawienie poszczególnych części ciała względem siebie, rzut i wychylenia środka ciężkości oraz rozkład sił nacisku stóp. Natomiast cechy lokalne postawy ciała to: wielkość krzywizn kręgosłupa oraz ustawienie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej i poprzecznej.

Claus i wsp. [37] wskazują na konieczność wprowadzenia funkcjonalnych pomiarów postawy ciała, ponieważ zmiana jednego wskaźnika powoduje powstawanie mechanizmów kompensacyjnych w utrzymywaniu pozycji stojącej. Istotne zatem wydaje się określenie schematów kompensacyjnych oraz ich przyczyn i konsekwencji, co jest przedmiotem tych badań.

1.2.5. Dysfunkcje stawu biodrowego a zaburzenia mechanizmów kontroli posturalnej

Powstające kompensacyjne schematy ruchowe mogą mieć różne podłoże (psychosocjalne, biomechaniczne, biochemiczne, pourazowe, powstawać w konsekwencji przebytych lub aktualnych chorób). Działania rehabilitacyjne koncentrują się na diagnozowaniu i eliminowaniu tych przyczyn, szczególnie na przywróceniu prawidłowej biomechaniki i funkcji danego stawu. W rejonie kompleksu biodrowo-łędźwiowo-miednicznego ważna jest ocena ruchomości stawów biodrowych, a szczególnie wyprostu, ponieważ ruch w stawach biodrowych przez wpływ na pozycję miednicy wpływa na ustawienie i ruchomość kręgosłupa lędźwiowego [38]. Istotne jest określenie, czy ograniczenie ruchomości w stawach biodrowych może zaburzać mechanizmy kontroli posturalnej, powodować powstawanie kompensacyjnych schematów ruchowych i w konsekwencji przyczyniać się do powstawania dolegliwości bólowych w obrębie miednicy i kręgosłupa lędźwiowego.

1.3. Staw biodrowy

1.3.1. Anatomia i biomechanika stawu biodrowego

Staw biodrowy stanowi połączenie między wolną częścią kończyny dolnej a obręczą miedniczną. Jest silnym i stabilnym stawem maziowym, kulistym panewkowym o 3 stopniach swobody (ruchy odbywają się wokół 3 osi). W wyprostowanej pozycji stojącej cały ciężar ciała przenoszony jest przez kości miedniczne na głowy i szyjki kości udowych [39]. Powierzchnie stawowe stawu biodrowego tworzy kulista głowa kości udowej oraz panewka kości miednicznej. Głowa kości udowej tworzy w przybliżeniu dwie trzecie kuli. Z wyjątkiem dołka dla więzadła głowy kości udowej pokryta jest chrząstką szklistą, której grubość zmniejsza się w stronę obwodu. Panewka to półkoliste zagłębienie na bocznej części kości miednicznej zbudowane z trzech kości (biodrowej, kulszowej i łonowej). Powierzchnia stawowa panewki to powierzchnia księżycowata pokryta chrząstką szklistą. Dół panewki, stanowiący około jedną czwartą okręgu, nie tworzy powierzchni stawowej i jest wypełniony luźną tkanką siateczkową i kosmkami błony maziowej [38]. Panewka pogłębiona jest przez pierścień włóknisto-chrzęstny (obrąbek stawowy), który pogłębia powierzchnię stawową o około 10%. Przedłużeniem obrąbka stawowego jest więzadło poprzeczne panewki, które zamyka wcięcie panewki.

Płaszczyzna wejścia panewki zwrócona jest do dołu i boku oraz do przodu i do dołu. Linia łącząca dolny i górny brzeg panewki z linią biegnącą poziomo tworzy kąt poprzeczny płaszczyzny wejścia panewki i u dorosłych wynosi 40 stopni. Natomiast kąt strzałkowy czyli nachylenie panewki do płaszczyzny strzałkowej w wieku dojrzałym wynosi 17 stopni [40]. Ustawienie panewki do przodu pod takim kątem wpływa na stabilne i mocne osadzenie głowy kości udowej. W warunkach prawidłowych głowa kości udowej ustawiona jest pośrodku panewki a szyjka kości udowej ustawiona jest w przodoskręceniu (kąt antetorsji wynosi 12 stopni, kąt szyjkowo-trzonowy 126 stopni a rzepka zwrócona jest do przodu).

Powierzchnie stawowe głowy kości udowej i panewki są najlepiej do siebie dopasowane, gdy biodro ustawione jest w 90 stopniach zgięcia, 5 stopniach odwiedzenia i 10 stopniach rotacji zewnętrznej. W takim ustawieniu oś panewki oraz oś głowy i szyjki kości udowej leżą w jednej linii. Oznacza to, że w wyprostowanej pozycji stojącej stopień stabilności stawu jest mniejszy. Jednak mimo to staw biodrowy jest najbardziej stabilnym stawem organizmu ze względu na m.in. głębokość panewki, wytrzymałość torebki stawowej i spiralne ułożenie więzadeł oraz odpowiednio rozmieszczone mięśnie, pełniące rolę lokalnych stabilizatorów.

Należy zauważyć, że więzadła są przede wszystkim źródłem aferentnej informacji płynącej z mechanoreceptorów biegnącej do tylnego rogu rdzenia kręgowego. Analiza tych informacji umożliwia aktywację odpowiednich grup mięśniowych. Tak więc więzadła i mięśnie okołostawowe odgrywają kluczową rolę w utrzymaniu integralności strukturalnej stawu. Najistotniejszą rolę w stabilizacji stawu biodrowego odgrywają następujące mięśnie: bliźniaczy górny i dolny, zasłaniacz wewnętrzny, zasłaniacz zewnętrzny i mięsień czworoboczny uda. Mięśnie te ze względu na swój lokalny, poprzeczny przebieg umożliwiają centrowanie głowy kości udowej do panewki, a tym samym zapewniają stabilizację stawu. Prawidłowe dopasowanie głowy do panewki daje możliwość wykonania ruchów w pełnym zakresie.

Istotne znaczenie dla odpowiedniej stabilizacji i prawidłowej funkcji stawu biodrowego ma mięsień pośladowy wielki. Jest to bardzo duży mięsień, posiadający liczne przyczepy w obrębie obręczy kończyny dolnej. Dzięki aktywacji tego mięśnia możliwy jest ruch spinu wewnątrz stawu biodrowego podczas wykonywania wyprostu. W miednicy mięsień ten miesza się z mięśniem wielodzielnym tej samej strony (za pośrednictwem powięzi piersiowo-lędźwiowej) [38], przez co odgrywa istotną rolę w stabilizacji całego kompleksu biodrowo-lędźwiowo-miednicznego.

W Tabeli I przedstawiono kinematykę stawu biodrowego dla każdego kierunku ruchu.

Tabela I. Kinematyka stawu biodrowego [40]

Osteokinematyka	Artrokinematyka
Zgięcie	
Kierunek: brzuszny	Spin
Płaszczyzna ruchu: strzałkowa	
Oś ruchu: poprzeczna	
Zakres kątowy 120 stopni	
Wyprost	
Kierunek: grzbietowy	Spin
Płaszczyzna ruchu: strzałkowa	
Oś ruchu: poprzeczna	
Zakres kątowy: 20 stopni	
Przywodzenie	
Kierunek: ogonowy	Toczenie w kierunku ogonowym
Płaszczyzna ruchu: czołowa	Translacja w kierunku ogonowym
Oś ruchu: strzałkowa	
Zakres kątowy: 20 stopni	
Odwodzenie	
Kierunek: dogłowy	Toczenie w kierunku dogłowym
Płaszczyzna ruchu: czołowa	Translacja w kierunku dogłowym
Oś ruchu: strzałkowa	
Zakres kątowy: 40 stopni	
Rotacja wewnętrzna	
Kierunek: brzuszny	Toczenie w kierunku brzuszny
Płaszczyzna ruchu: poprzeczna	Translacja w kierunku grzbietowym
Oś ruchu: podłużna	
Zakres kątowy: 45 stopni	
Rotacja zewnętrzna	
Kierunek: grzbietowy	Toczenie w kierunku grzbietowym
Płaszczyzna ruchu: poprzeczna	Translacja w kierunku brzuszny
Oś ruchu: podłużna	
Zakres kątowy: 45 stopni	

1.3.2. Dysfunkcje stawu biodrowego

W pozycji stojącej kończyny dolne odpowiedzialne są za przekazywanie sił na podłoże i odwrotnie. Ocena a następnie poprawa funkcji w otwartym łańcuchu kinematycznym jest niezbędna, ale wtórna w stosunku do funkcji w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. W pozycji pionowej często obserwowanym problemem jest zaburzenie osi kończyny dolnej.

W warunkach prawidłowych głowa kości udowej ustawiona jest pośrodku panewki a szyjka kości udowej ustawiona jest w przodoskręceniu (kąt antetorsji wynosi 12 stopni, kąt szyjkowo-trzonowy 126 stopni a rzepka zwrócona jest do przodu). Istotną rolę w stabilizacji kończyny dolnej ma również ustawienie kości piszczelowej. Oś poprzeczna górnej powierzchni kości piszczelowej i oś poprzeczna powierzchni dolnej przecinają się pod kątem 23 stopni. Oznacza to, że oś poprzeczna stawu skokowego górnego obrócona jest bocznie o około 23 stopnie w stosunku do osi poprzecznej górnej powierzchni stawowej kości piszczelowej. Tak więc w sytuacji, gdy proksymalna część kości piszczelowej zwrócona jest do przodu, to oś podłużna stopy nie biegnie dokładnie w płaszczyźnie strzałkowej (palce kierowane są na zewnątrz). Takie ustawienie osi kończyny dolnej i przebieg osi ciężkości w centralnej części pola podparcia w istotny sposób stabilizuje postawę dwunożną. Często obserwowany problem, czyli utrata opisanej wyżej osi kończyny dolnej, może być skutkiem dysfunkcji strukturalnych i funkcjonalnych kluczowych stawów kończyny dolnej. Może być także spowodowana zaburzeniami w obrębie systemu stabilizującego i tworzeniem kompensacyjnych schematów ruchowych lub skutkiem urazów i uszkodzeń strukturalnych.

1.3.2.1. Wady wrodzone i zniekształcenia w obrębie stawu biodrowego

A. Dysplazja stawu biodrowego

Dysplazja jest wrodzoną anomalią w budowie stawu biodrowego, która może prowadzić do wysunięcia się głowy z panewki. Termin dysplazja obejmuje nieprawidłowości anatomiczne w obrębie wszystkich elementów stawu biodrowego, które mogą być wrodzone lub rozwijać się w okresie noworodkowym lub niemowlęcym.

Zwichnięcie stawu biodrowego to wysunięcie się głowy kości udowej z panewki. Wyróżniamy wrodzone zwichnięcie przedporodowe (postać atypowa) oraz okołoporodowe lub poporodowe zwichnięcie (postać typowa). Należy rozróżnić rozwojową dysplazję i powstające na jej podłożu zwichnięcie stawu biodrowego od zwichnięć teratogennych [41].

B. Biodro szpotawe, biodro koślawe

Biodro szpotawe objawia się zmniejszeniem kąta szyjkowo-trzonowego. Powoduje to zwiększenie obciążenia i sił nacisku, i tym samym pobudza do tworzenia się większej liczby kostnych beleczek napięciowych.

Biodro szpotawe wrodzone występuje jedno- lub obustronnie. Jest rzadko rozpoznawane u niemowląt, ponieważ zazwyczaj nie powoduje dolegliwości. Objawia się: asymetrią fałdów skórnych oraz ograniczeniem odwodzenia i rotacji wewnętrznej, wysokim ustawieniem krętarza oraz skróceniem długości względnej kończyny. Występuje znaczne skrócenie szyjki kości udowej, a w cięższych przypadkach stwierdza się jej brak (w odróżnieniu od biodra szpotawego dziecięcego [41]).

Biodro koślawe objawia się zwiększonym kątem szyjkowo-trzonowym. Zwiększenie tego kąta, podobnie jak i zmniejszenie, również prowadzi do zwiększenia obciążenia i wzrostu siły nacisku i w konsekwencji do wytwarzania większej liczby kostnych beleczek naciskowych.

C. Zniekształcenia obrotowe szyjki kości udowej

Zwiększenie lub zmniejszenie skręcenia trzonu kości udowej powoduje zmiany kątów. Jeśli panewka jest wycelowana względem głowy kości udowej to zwiększa się zakres ruchów rotacyjnych (na zewnątrz lub do wewnątrz), co ma odzwierciedlenie w sposobie chodzenia. Zwiększenie kąta antetorsji powyżej 12 stopni (miednica w przodopochyleniu) zwiększa zakres rotacji wewnętrznej i skutkuje chodem „do środka”. Zazwyczaj ograniczona jest rotacja zewnętrzna. Z kolei zmniejszenie kąta antetorsji powoduje ustawienie miednicy w tyłopochyleniu, zwiększenie rotacji zewnętrznej i chód „na zewnątrz”.

1.3.2.2. Zapalenie stawu biodrowego

Zapalenie stawu może być ostre, podostre i przewlekłe. Przyczyny zapalenia stawów są podobne jak zapalenia kości. Zakażenie przenosi się drogą krwionośną, limfatyczną, a także z sąsiednich tkanek i kości. Choroba ma nagły początek. Występują objawy ogólne takie jak: podwyższona temperatura, nudności, wymioty, złe samopoczucie oraz objawy miejscowe: ból, płyn i ograniczenie ruchów w stawie. W późnych okresach mogą pojawić się przykurcze i zeszywnienia stawów [41].

1.3.2.3. Jałowa martwica głowy kości udowej

Jałowe martwice kości stanowią zespół chorobowy, polegający na obumieraniu tkanki kostnej oraz w pewnym stopniu tkanki chrzęstnej bez udziału drobnoustrojów chorobotwórczych. Jałowa martwica głowy kości udowej (choroba Perthesa) występuje często u dzieci i młodzieży, najczęściej pomiędzy 5. a 8. rokiem życia. Przyczyną jałowej martwicy jest zaburzenie w dopływie krwi do bliższej nasady kości udowej. Składa się na to wiele czynników, m.in.: zaburzenia unaczynienia głowy kości udowej, mikrourazy, przeciążenia, utrzymujące się przez dłuższy czas łagodne zapalenie stawu, zaburzenia w układzie krzepnięcia, zaburzenia hormonalne. Pierwszymi obserwowanymi objawami są utykanie i ból. Następnie pojawia się ograniczenie odwodzenia, rotacji wewnętrznej i wyprostu, a także dodatni objaw Trendelenburga i Duchenne'a. W późnych stadiach choroby obserwuje się skrócenie długości kończyny [41].

1.3.2.4. Młodzieńcze złuszczenie głowy kości udowej

Jest to choroba ogólnoustrojowa ujawniająca się w chrząstce nasadowej pomiędzy głową a szyjką kości udowej. Na skutek zaburzeń kostnienia śródchrzęstnego dochodzi do powolnego przemieszczania się głowy kości udowej. Najczęściej głowa pozostaje w panewce, a przemieszczeniu ulega szyjka kości udowej w kierunku dogłowym i brzuszny w stosunku do panewki. Choroba objawia się bólem, ograniczeniem odwodzenia, rotacji wewnętrznej i wyprostu, przemieszczeniem krętarza do góry i do tyłu. Poza tym występuje objaw Drehmana oraz objaw nożyc. Przy wczesnym rozpoznaniu i rozpoczęciu leczenia rokowanie jest dobre [41].

1.3.2.5. Urazy i uszkodzenia stawu biodrowego

Do najczęstszych urazów stawu biodrowego należą:

- zwknięcia stawu biodrowego (tylne, przednie i centralne);
- złamania panewki stawu biodrowego;
- złamania bliższego końca kości udowej (złamania wewnętrzne i zewnętrzne);
- złamania trzonu kości udowej.

1.3.2.6. Zmiany zwyrodnieniowe stawu biodrowego

Choroba zwyrodnieniowa jest chorobą przewlekłą niezapalną o wieloczynnikowej etiologii, powstającej w następstwie zaburzeń równowagi pomiędzy procesami regeneracji a degradacji chrząstki i kości podchrzęstnej. Do powstania zaburzeń przyczynia się wiele czynników:

- genetyczne – wady kolagenu i proteoglikanów;
- związane z wiekiem zmiany wsteczne;
- zapalne (przebyte procesy zapalne);
- mechaniczne (wady wrodzone stawu, przebyte urazy, jałowe martwice, młodzieńcze złuszczenie głowy kości udowej, mikrourazy, przeciążenia).

W warunkach fizjologicznych chondrocyty syntetyzują włókna kolagenowe (kolagen typu II) oraz matrix (proteoglikany, które są związane w duże kompleksy z kwasem hialuronowym). Siarczan 4-chondroityny, siarczan 6-chondroityny oraz siarczan keratanu to najczęstsze proteoglikany chrząstki. Zawartość siarczanu 4-chondroityny ulega wyraźnemu obniżeniu wraz z wiekiem, natomiast zwiększa się zawartość siarczanu 6-chondroityny. Uszkodzenie chrząstki przez czynniki chemiczne lub mechaniczne prowadzi do zmniejszenia zawartości proteoglikanów w przestrzeni międzykomórkowej, co zmienia właściwości mechaniczne chrząstki (ulega obciążeniu, które nie znika po usunięciu obciążenia) [42].

W chrząstkach przeważa kolagen typu II (około 90%). Nie jest zrozumiałe, dlaczego podczas procesu odnowy chrząstki chondrocyty nie wytwarzają kolagenu typu II, a w znacznym stopniu syntetyzują kolagen typu I, co powoduje, że taka odnowa nie jest w pełni fizjologiczna, a chrząstka stawowa traci swoje właściwości mechaniczne [42].

Zmniejszenie produkcji kolagenu II i proteoglikanów zwiększa produkcję metaloproteaz i tlenku azotu NO, co stymuluje apoptozę chondrocytów. Skutkuje to zapaleniem maziówki, zmianami w kości podchrzęstnej (sklerotyzacja, torbiele), włóknieniem torebki stawowej i powstawaniem zmian wytwórczych – osteofitów. W konsekwencji prowadzi to do zaburzenia mechaniki stawu (zmniejszenie ruchomości, dysbalanse mięśniowe), utraty funkcji i bólu.

1.3.2.7. Zmniejszenie ruchomości stawu biodrowego

Zmniejszenie lub brak fizjologicznej ruchomości w stawie może być zarówno objawem wymienionych wyżej dysfunkcji, ale również ich przyczyną.

Przyczyny ograniczenia ruchomości w stawie biodrowym możemy zasadniczo podzielić na dwie grupy. Pierwsza grupa to zaburzenia strukturalne, utrwalone. Do przywrócenia pełnej ruchomości często potrzebna jest interwencja chirurgiczna. Ograniczenie ruchomości w tym przypadku może być skutkiem dysfunkcji opisanych wyżej: wady wrodzone i zniekształcenia elementów stawu biodrowego, zmiany po przebytych zapaleniu, jałowej martwicy czy zmiany zwyrodnieniowe i pourazowe. Ograniczenie ruchomości, szczególnie rotacji wewnętrznej, zgięcia, odwodzenia i wyprostowania obserwuje się również przy konflikcie panewkowo-udowym (FAI – ang. *Femoral Acetabular Impingement*). FAI to kostne zniekształcenia w obrębie brzegu panewki lub połączenia między głową a szyjką kości udowej, skutkujące ograniczeniem ruchomości w stawie biodrowym i bólem w pachwinie lub w tylnej części stawu. Rozróżniamy dwa typy: *cam* i *pincer*. Występuje również typ mieszany. W typie *cam* zniekształceniu ulega szyjka kości udowej. Jej przednia część traci wklęsłą formę, a podczas ruchu zgięcia kostne narośla uderzają w obrąbek stawowy. Ten typ występuje częściej u młodych mężczyzn. Typ *pincer* występuje, gdy przedni brzeg panewki jest bardziej wystający niż brzeg tylny, lub gdy panewka nadmiernie pokrywa głowę kości udowej. Ten typ występuje częściej u kobiet w średnim wieku. Opisane wyżej zmiany prowadzą do uszkodzeń obrąbka stawowego i chrząstki stawowej i w efekcie do wczesnych zmian zwyrodnieniowych [43].

Druga grupa czynników powodująca ograniczenia ruchomości w stawie biodrowym to zaburzenia funkcjonalne. Środowisko, w którym funkcjonujemy, obciążenia zawodowe i sportowe mogą powodować niewydolność systemu stabilizującego, związaną z przeprogramowaniem funkcji, czyli stworzeniem kompensacyjnego schematu ruchowego. Rozpoznanie kompensacji i jej eliminacja stanowi bardzo ważny element rehabilitacji w przypadku każdej dysfunkcji. Schematy kompensacyjne dają możliwość wykonywania zadań, ale z afizjologicznym obciążeniem struktur stawowych zarówno lokalnie jak i globalnie, co przyspiesza tworzenie zmian degeneracyjnych. Schematy kompensacyjne wpływają na neurofizjologiczne uaktywnienie, jak i hamowanie grup mięśniowych. Afunkcjonalna praca mięśni powoduje przeciążenie jednej grupy mięśniowej przy osłabieniu innej. Powstałe w ten sposób dysbalanse mięśniowe mają szereg konsekwencji. Opisywany w literaturze zespół trzaskającego biodra SHS (ang. *Snapping Hip Syndrome*) jest wynikiem dysbalansów mięśniowych w rejonie obręczy biodrowej. SHS dotyczy 5-10% populacji światowej, bardzo często występuje u tancerzy, piłkarzy, biegaczy, gimnastyków, sportowców uprawiających sztuki walki [44]. Dysfunkcja ta charakteryzuje się wyraźnymi trzaskami podczas ruchów stawu biodrowego zazwyczaj podczas zięcia i przywiedzenia oraz prostowania stawu biodrowego. W zależności od struktur biorących udział w postawianiu słyszalnego

przeskakiwania, SHS dzielimy na zewnętrzny, wewnętrzny i wewnątrzstawowy [45]. Brak jednoznacznych definicji i jasno określonych struktur zaangażowanych w powstawanie poszczególnych rodzajów dysfunkcji sprawia wiele trudności diagnostycznych i terapeutycznych. Najpopularniejszą postacią jest zespół zewnętrzny trzaskającego biodra. Do przyczyn powstawania tego zespołu zalicza się: nadmierne napięcie tylnej części pasma biodrowo-piszczelowego, przedniej części mięśnia pośladkowego wielkiego oraz zapalenie kaletki krętarzowej [45]. Drugi typ SHS – zespół wewnętrzny trzaskającego biodra, odczuwany przez pacjenta w pachwinie, spowodowany jest najczęściej przez nadmiernie napięty mięsień biodrowo-łędźwiowy, przeskakujący nad wyniosłością biodrowo-łędźwiową [45]. Ostatni, najrzadszy typ to postać śródstawowa wymagająca przeprowadzenia dokładnej diagnostyki obrazowej. Słyszalne trzaski wewnątrz stawu mogą być skutkiem uszkodzeń obróbka stawowego, chrząstki stawowej, czy obecności ciała wolnego w stawie biodrowym [45]. U pacjentów, u których występują dolegliwości bólowe i leczenie zachowawcze nie przyniosło efektów wykonuje się zabiegi chirurgiczne mające na celu uwolnienie lub wydłużenie ścięgna mięśnia biodrowo-łędźwiowego. Leczenie zachowawcze obejmuje leczenie przeciwzapalne oraz ćwiczenia rozciągające pasmo biodrowo-piszczelowe lub mięsień biodrowo-łędźwiowy [46]. W tym miejscu należy zwrócić uwagę na celowość takiej procedury czyli pasywnego rozciągania mięśnia, który jest nadmiernie napięty. Rozciąganie mięśnia wywołuje pobudzenie wrzecion mięśniowych, które aktywizują motoneuron alfa danego mięśnia. Aktywizacja ta powoduje impulsację do jego włókien ekstraluzalnych, wywołując ich skurcz. Równocześnie za pośrednictwem interneuronu zostaje zahamowany motoneuron alfa antagonisty rozciąganego mięśnia [47]. Mięsień o zwiększonym napięciu to mięsień „przestymulowany”, aktywowany do skurczu w sytuacjach, w których powinien być rozluźniony (poprzez wytworzone kompensacyjne schematy ruchowe) [48]. Tak więc rozciąganie mięśnia i tym samym pobudzanie go do skurczu w sytuacji, gdy jest nadaktywny wydaje się działaniem bezcelowym, nie mogącym przynieść pożądanych efektów terapeutycznych. Zmniejszenie aktywności nadmiernie napiętego mięśnia można uzyskać przez recyprokalną inhibicję, czyli aktywizację antagonisty skróconego, przeciążonego mięśnia oraz w kolejnym etapie pracę ekscentryczną agonisty, wpływając na długość mięśnia. W przypadku przeciążenia i skrócenia mięśnia biodrowo-łędźwiowego recyprokalna inhibicja powinna obejmować aktywizację mięśnia pośladkowego wielkiego, który często w zmienionych schematach ruchowych nie jest aktywowany. Mięsień ten ma istotne znaczenie dla odpowiedniej stabilizacji i prawidłowej funkcji stawu biodrowego. Jest to bardzo duży mięsień, posiadający liczne przyczepy w obrębie obręczy kończyny dolnej. Przyczep początkowy znajduje się w okolicy kresy pośladkowej

tylnej kości biodrowej, na bocznej powierzchni kości krzyżowej i guzicznej (od strony grzbietowej), na rozcięgnię mięśnia prostownika grzbietu, na więzadle krzyżowo-guzowym, blaszce tylnej powięzi piersiowo-lędźwiowej i powięzi pokrywającej mięsień pośladkowy średni. Przyczepem końcowym tego mięśnia jest guzowatość pośladkowa kości udowej oraz pasmo biodrowo-piszczelowe. Poprzez przyczep do pasma biodrowo-piszczelowego mięsień pośladkowy wielki może odgrywać rolę w stabilizacji kolana w wyproście [49]. Dzięki aktywacji tego mięśnia możliwy jest spin wewnątrz stawu podczas wykonywania wszystkich czynności wymagających wyprostu w stawie biodrowym. W trakcie chodu, podczas fazy podparcia, skurcz mięśnia pośladkowego wielkiego oraz najszerszego grzbietu po przeciwnej stronie zwiększa napięcie powięzi piersiowo-lędźwiowej i wspomaga stabilizację stawu krzyżowo-biodrowego podczas obciążania. W miednicy mięsień ten miesza się z mięśniem wielodzielnym tej samej strony (za pośrednictwem powięzi piersiowo-lędźwiowej) [38], przez co odgrywa istotną rolę w stabilizacji całego kompleksu biodrowo-lędźwiowo-miednicznego. Aktywność mięśnia pośladkowego wielkiego stabilizuje miednicę w pierwszej fazie wyprostu tułowia z pełnego zgięcia (w pierwszych 50% zakresu ruchu), co ma istotne znaczenie podczas podnoszenia przedmiotów [49].

1.3.3. Konsekwencje ograniczenia ruchomości stawu biodrowego

A. Wpływ ograniczenia ruchomości stawu biodrowego na ustawienie miednicy i kręgosłupa oraz mechanizmy kontroli posturalnej

- przekroczenie aktualnego zakresu zgięcia stawu biodrowego, wywołuje pociąganie miednicy do tyłopochylenia (łac. *ilium dorsal*),
- przekroczenie aktualnego zakresu wyprostu stawu biodrowego, wywołuje pociąganie miednicy do przodopochylenia (łac. *ilium ventral*),
- ograniczenie ruchomości spowodowane dysbalansem mięśniowym, może powodować „skrót” kończyny dolnej po stronie ograniczenia (skośne ustawienie miednicy),
- asymetryczne ograniczenie może wywoływać skręcenie miednicy w płaszczyźnie poprzecznej.

Udowodniono zależność między ograniczeniem ruchomości stawów biodrowych a zaburzeniem równowagi kręgosłupowo-miednicznej wśród osób z konfliktem panewkowo-udowym. Wykazano zmniejszoną wartość wskaźnika PI (ang. *pelvic incidence*) w porównaniu do osób zdrowych, co zaburza kinematykę miednicy we wszystkich czynnościach dnia

codziennego (zmniejsza możliwy zakres tyłopochylenia miednicy). W konsekwencji tworzą się kompensacyjne mechanizmy ochronne, które z jednej strony zmniejszają dyskomfort i ból, natomiast z drugiej strony wzmacniają patomechanizm FAI, prowadząc do dalszych zmian [50].

Ograniczenie ruchomości w stawie biodrowym (rotacji wewnętrznej) wpływa również na rozkład sił nacisku stóp na podłoże [51]. Istnieje konieczność oceny pozostałych cech w obrębie mechanizmu kontroli posturalnej wśród osób z dysfunkcją stawu biodrowego, a także ocena korelacji między ograniczeniem ruchomości stawu biodrowego, mechanizmami kontroli posturalnej i bólem kręgosłupa, co jest przedmiotem prowadzonych badań.

B. Wpływ ograniczenia ruchomości stawu biodrowego na chód i czynności dnia codziennego

Zmniejszenie ruchomości stawów biodrowych może przyczyniać się do powstawania kompensacji w układzie mięśniowo-szkieletowym nie tylko w statyce, ale również w dynamice. Wszystkie czynności, do których wykonania potrzebny jest pełen zakres ruchu w stawach biodrowych, w przypadku jego ograniczenia, będą zaburzone. W szczególności dotyczy to chodu, biegu i wszystkich czynności związanych z podnoszeniem.

Chód dwunożny wymaga jednoczesnego przemieszczania względem siebie kości udowych, miednicy i kręgosłupa lędźwiowego w trzech płaszczyznach (strzałkowej, czołowej i poprzecznej). Fizjologiczne chodzenie i bieganie to „metoda lokomocji angażująca naprzemiennie obydwie kończyny dolne dostarczające wsparcia i napędu jednocześnie” [52].

W trakcie chodu dominującymi ruchami zachodzącymi w stawie biodrowym są zgięcie i wyprost. Zakres ruchu zgięcie/wyprost w stawie biodrowym podczas fizjologicznego chodu mieści się w przedziale 30 stopni zgięcia do 10-20 stopni wyprost, zależnie od zastosowanej techniki pomiarowej [52]. Najczęściej stosowane metody to analiza ruchu 2D lub 3D oraz elektrogoniometrii. Należy jednak zauważyć, że ocena izolowanego ruchu w stawie biodrowym bez udziału w pomiarze ruchomości stawów krzyżowo-biodrowych i kręgosłupa lędźwiowego jest bardzo trudne. Wychwycenie momentu, w którym do ruchu wyprost w stawie biodrowym włącza się przodopochylenie miednicy i wyprost kręgosłupa lędźwiowego podczas chodu jest niemożliwe. Ze wszystkimi pomiarami dokonywanymi za pomocą systemów kinematycznych wiążą się błędy pomiarowe wynikające z wielu czynników: dokładność pomiarowa samych urządzeń, błędy związane z procedurą pomiaru, np. niedokładne umieszczenie markerów, a także przesunięcia markerów na skórze podczas ruchu [52]. Pozostaje więc pytanie, czy zakres 20 stopni wyprost jest realny do osiągnięcia nawet w warunkach fizjologicznych. Larkin i wsp

[53] oceniając zakres ruchu zgięcia w stawie biodrowym za pomocą USG wykazali znacznie mniejszy ROM (ang. *range of motion*) u osób zdrowych niż uzyskany przez innych autorów za pomocą goniometrów, czy systemów kinematycznych. Konieczne wydaje się określenie rzeczywistych norm zakresu ruchu w stawach biodrowych u zdrowych osób, szczególnie zakresu ruchu wyprostu.

Wielu badaczy wykazało, że u osób z konfliktem panewkowo-udowym występuje ograniczenie ruchomości w stawie biodrowym [54-56]. Jednak brak dowodów naukowych potwierdzających zmiany w zakresie ruchu w stawach biodrowych podczas czynności funkcjonalnych, w tym podczas chodu wśród osób z FAI. Diamond i wsp. [57] wykorzystując analizę ruchu 3D wykazali ograniczenie ruchomości podczas chodu u osób z FAI w płaszczyźnie strzałkowej. Istotnych różnic między osobami z FAI i osobami zdrowymi nie wykazali w zakresie ruchomości w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej. Natomiast wielu badaczy wykazało zmiany wzorca chodu u osób z chorobą zwyrodnieniową stawów biodrowych [58-60]. Wyniki tych badań wskazują, że osoby z chorobą zwyrodnieniową biodra poruszają się ze zmniejszoną prędkością i z ograniczeniem ruchu wyprostu, szczególnie w fazie końcowej podporu (co jest uważane za istotny marker choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego). Kumar i wsp. [61] wykazali również korelację między deficytem wyprostu i zwiększonym zakresem zgięcia w stawie biodrowym podczas chodu z uszkodzeniami chrząstki i bólem wśród osób z chorobą zwyrodnieniową stawu biodrowego. Ograniczenie ruchomości w stawie biodrowym, może objawiać się skróceniem długości kroku [38]. Ponadto, warto zauważyć, że brak aktywizacji mięśnia pośladkowego wielkiego podczas chodu może objawiać się zwiększoną rotacją zewnętrzną w stawach biodrowych (mięsień pośladkowy średni przejmuje funkcję prostownika podczas chodu, co może powodować wzmożoną aktywność tego mięśnia i jego skrócenie).

C. Wpływ ograniczenia ruchomości stawu biodrowego na powstawanie bólu w rejonie kompleksu biodrowo-łędźwiowo-miednicznego

W literaturze przedmiotu istnieje bardzo dużo kontrowersji odnośnie zależności pomiędzy dysfunkcjami stawu biodrowego a bólem w rejonie kręgosłupa i miednicy. Nie są również jasne mechanizmy, które tę zależność kształtują.

Zjawisko zależności pomiędzy pozycją stawów biodrowych a ustawieniem kręgosłupa (ang. *hip-spine syndrome*) zostało po raz pierwszy opisane w 1983 roku przez Offierski i MacNab [62]. Według autorów hiperlordoza kręgosłupa lędźwiowego powstała w związku z przykurczem zgięciowym w stawie biodrowym prowadzi do podwichnięcia w stawach

międzykręgowych i w ten sposób może przyczyniać się do powstawania dolegliwości bólowych dolnego odcinka kręgosłupa.

Ze względu na zróżnicowaną metodologię wykonywanych testów w literaturze naukowej istnieje wiele kontrowersji na temat zależności między wyprostem w stawie biodrowym a bólem dolnego odcinka kręgosłupa. Niektórzy badacze wykazali zależność między długością mięśnia biodrowo-łędźwiowego a bólem dolnego odcinka kręgosłupa [63-66], podczas gdy inne badania nie potwierdzają tej zależności [67,68]. Przyczep tego mięśnia do miednicy i kręgosłupa łędźwiowego powoduje, że jego stan zwiększonego napięcia może prowadzić do zwiększenia lordozy łędźwiowej i zmian w rozkładzie obciążenia w obrębie struktur kręgosłupa łędźwiowego [69]. Kumulacja obciążeń na nocceptywnie unerwione tkanki kręgosłupa może stać się czynnikiem wywołującym ból [70].

D. Wpływ ograniczenia ruchomości stawu biodrowego na powstawanie zaburzeń naczyniowych i neurologicznych

Zmniejszenie ruchomości stawu biodrowego może prowadzić również do powstawania zaburzeń na tle naczyniowym oraz do powstawania objawów neurologicznych. W tym przypadku duże znaczenie będą miały dysbalanse mięśniowe. Zwiększone napięcie jednej grupy mięśni i osłabienie innej może powodować zaburzenia struktur naczyniowo-nerwowych położonych w ich sąsiedztwie. Trójkąt udowy (ograniczony od góry przez więzadło pachwinowe, od boku przez mięsień krawiecki i przyśrodkowo przez mięsień przywodziciel długi) zawiera struktury naczyniowe, które biegną pod więzadłem pachwinowym. Z miednicy przechodzą one na przednią część uda przez rozstępnie mięśni i naczyń (otwory oddzielone są od siebie włóknistym łukiem biodrowo-łonowym). Rozstępnie mięśni położony jest bocznie od łuku biodrowo-łonowego. Przechodzą przez niego mięsień biodrowo-łędźwiowy, nerw udowy oraz nerw skórny boczny uda. Rozstępnie naczyń położony jest przyśrodkowo od łuku biodrowo-łonowego. Biegną przez niego: gałąź udowa nerwu płciowo-udowego, tętnica udowa, żyła udowa oraz węzły chłonne pachwinowe głębokie [40]. Mięsień łędźwiowy mniejszy przyczepia się do łuku biodrowo-łonowego. Podczas skurczu unosi go delikatnie do góry, robiąc miejsce dla naczyń biegnących w rozstępnie naczyń. Deficyt wyprostu i zgięciowe ustawienie stawu biodrowego oraz zaburzenie funkcji tego mięśnia może być jedną z przyczyn zaburzonego przepływu krwi (ucisk żyły udowej).

Źródłem objawów neurologicznych w rejonie miednicy i całej kończyny dolnej może być ucisk nadaktywnych mięśni na nerwy obwodowe wychodzące ze splotu łędźwiowo-

krzyżowego (m.in.: nerw biodrowo-podbrzuszny, nerw płciowo-udowy, nerw zasłonowy, nerw skórny boczny uda, nerw kulszowy).

E. Wpływ ograniczenia ruchomości stawu biodrowego na funkcję narządów wewnętrznych

Lokalne mięśnie otaczające staw biodrowy i odpowiadające za jego stabilizację (mięsień zasłaniacz wewnętrzny, mięśnie bliźniacze, mięsień czworoboczny uda) ze względów morfologicznych i neurofizjologicznych działają jako wspólna masa [71]. Istnieje ścisła zależność anatomiczna między tymi mięśniami a mięśniami dna miednicy. Mięsień dźwigacz odbytu zbudowany jest z trzech części: mięśnia łonowo odbytniczego, łonowo-guzicznego i biodrowo-guzicznego. Mięsień ten przyczepia się do przedniej i bocznej ściany miednicy wzdłuż łuku ścięgnistego mięśnia dźwigacza odbytu biegnącego od spojenia łonowego do kolca kulszowego. Łuk ścięgnisty mięśnia dźwigacza odbytu to wzmocniona część powięzi mięśnia zasłaniacza wewnętrznego, która jest miejscem przyczepu dla mięśnia biodrowo-guzicznego. Mięsień ten odpowiada za podtrzymywanie narządów miednicy mniejszej, co za tym idzie ma istotne znaczenie w zdolności utrzymywania moczu. Zaburzenie funkcji i ograniczenie ruchomości stawu biodrowego w wyniku choroby zwyrodnieniowej prowadzi do zmniejszenia napięcia mięśnia zasłaniacza wewnętrznego, a nawet jak pokazują wyniki rezonansu magnetycznego do jego atrofii [72].

1.3.4. Metody i narzędzia do oceny anatomii i funkcji stawu biodrowego

1.3.4.1. Dokładność pomiarowa zakresu ruchu w stawach

Niepewność pomiaru zgodnie z definicją zamieszczoną w słowniku terminów metrologicznych [73] to parametr związany z wynikiem pomiaru, charakteryzujący rozrzut wartości, które można w sposób uzasadniony przypisać wielkości mierzonej. Istnieją dwie metody szacowania niepewności pomiaru typ A oraz typ B. Metoda typu A polega na określaniu niepewności pomiaru na podstawie analizy statystycznej i jest definiowana jako odchylenie standardowe średniej. Metoda typu B polega na obliczaniu niepewności innymi sposobami niż analiza serii obserwacji [73].

Goniometria jest powszechną procedurą wykorzystywaną do oceny zakresu ruchu w stawach. Jednak pomiary te mogą być zakłócone przez wiele czynników, m.in.: pozycją w

której wykonywany jest pomiar, rodzajem goniometru, doświadczeniem badającego, różną siłą używaną podczas pomiarów do oceny ruchów pasywnych. Dodatkowo pomiar aktywnego zakresu ruchu związany jest z dodatkowymi źródłami błędów pomiarowych, m.in.: przemieszczeniem się osi stawu podczas ruchu, różną siłą wkładaną w wykonywany ruch przez badanych, zmęczeniem mięśni, różnym stanem tkanki mięśniowej i łącznej w zależności od pory dnia, zmianami hormonalnymi, obciążeniami zawodowymi i sportowymi itd.

Obiektywny i dokładny pomiar zakresu ruchu jest bardzo ważny podczas pierwszej diagnozy, a także do oceny skuteczności leczenia i zmian w zakresach ruchów. Dokładność pomiarowa (ang. *reliability*) odnosi się do stopnia zgodności poszczególnych pomiarów między sobą wykonywanych na tych samych badanych w tych samych warunkach. Zgodność między badaczami (ang. *inter-tester reliability*) dostarcza informacji o stopniu, w jakim pomiary wykonywane przez różnych badaczy są do siebie podobne. Natomiast zgodność między pomiarami (ang. *intra-tester reliability*) dotyczy dokładności pomiarów wykonywanych przez tego samego badacza, jednak w różnym czasie [74]. Istnieje wiele metod statystycznych do oceny dokładności pomiarowej. Są to m.in.: zgodność proporcji, statystyka kappa, metoda Phi, korelacja Pearsona oraz współczynnik ICC (ang. *interclass correlation coefficients*) – najczęściej stosowany. Jednak aby poprawnie zinterpretować wyniki ICC należy podać informacje dotyczące modelu ICC, typu oraz pomiarów, ponieważ od tych czynników zależy wartość ICC [75].

1.3.4.2. Narzędzia do oceny wyprostów w stawie biodrowym

Ocena zakresu ruchomości w stawach (ROM – ang. *range of motion*) jest powszechną procedurą podczas procesu diagnostycznego, planowania terapii oraz oceny efektów leczenia pacjentów z dysfunkcjami mięśniowo-szkieletowymi. Ocenie podlegają zarówno ruchy bierne jak i czynne. Aktywny zakres ruchomości (AROM - ang. *active range of motion*) wymaga integracji świadomości - czynnego zaangażowania mięśni działających na staw. Oprócz zakresu ruchu, pozwala także ocenić aktywność i koordynację mięśniową. Pojawiający się ból lub ograniczenie ruchomości podczas badania aktywnego może wskazywać na uszkodzenie lub dysfunkcję struktur aktywnych (mięśnie, ścięgna, przyczepy mięśniowe) oraz struktur pasywnych jak więzadła, torebka stawowa, powięź, kaletka, skóra. Z kolei ruchy bierne wykonywane są bez aktywnego zaangażowania osoby badanej (mięśnie są bierne, wykorzystanie momentu siły zewnętrznej). Dlatego podczas badania pasywnego oceniane są głównie struktury bierne. W każdym stawie zakres ruchomości biernej jest większy niż czynnej

[76]. Porównanie ruchomości czynnej do biernej, określenie momentu pojawienia się objawów oraz ocena stosunku między objawami a zakresem ruchu pozwala na wstępne postawienie hipotezy i pomaga ukierunkować dalsze badanie.

Wśród czynników determinujących całkowity zakres ruchu należy wymienić:

- ▶ Kości (kształt powierzchni stawowych i liczba tworzących staw kości).
- ▶ Mięśnie (równowaga mięśniowa agonistów i antagonistów).
- ▶ Więzadła.
- ▶ Torebka stawowa.
- ▶ Tkanki miękkie okołostawowe (m.in. blizny, ciała wolne).
- ▶ Ból.
- ▶ Czynniki zewnętrzne (np. strój badanych).

Zgodnie z zaleceniami AAOS (ang. *American Academy of Orthopaedic Surgeons*) [76] uzyskane wyniki należy porównać z istniejącymi normami lub odnieść do strony przeciwnej w przypadku pomiarów wykonywanych na stawach kończyn. Liczne badania potwierdzają niewielką różnicę w zakresie ruchomości między prawą a lewą stroną [76]. W obrębie kończyn górnych mniejszy zakres ruchu występuje po stronie dominującej [76].

1.3.4.3. Testy kliniczne do oceny wyprostu w stawie biodrowym

Do oceny długości mięśni zginaczy w stawie biodrowym wykorzystuje się również testy kliniczne. Jest to pośredni pomiar zakresu ruchu wyprostu w stawie biodrowym.

Test Thomasa w swojej oryginalnej wersji został opracowany w celu oceny przykurczu w stawie biodrowym. Badany znajdował się w pozycji leżenia tyłem, kończynę przeciwną zginał maksymalnie w stawie biodrowym i kolanowym w celu spłaszczenia lordozy lędźwiowej. Test uważany był za pozytywny, gdy noga badana (przeciwna do przyciągniętej do klatki piersiowej) nie dolegała do podłoża – świadczyło to o występowaniu przykurczu w badanym stawie biodrowym [77]. W późniejszych latach test ten uzupełniono o pomiar kąta między tułowiem a udem (TT - ang. *trunk-thigh angle*). Procedura była podobna – nogę przeciwną do badanej przyciągano do klatki piersiowej do momentu, w którym wyrostki kolczyste kręgow L4 i L5 dotykały leżanki i oceniano kąt TT po stronie badanej [67]. W kolejnej wersji tego testu (zmodyfikowany test Thomasa) wprowadzono drobne zmiany w sposobie wykonania testu, tak aby oprócz kąta TT możliwy był również pomiar kąta zgięcia w stawie kolanowym – test wykonywało się na brzegu leżanki, tak aby kończyny dolne były poza leżanką. W warunkach fizjologicznych udo powinno znajdować się równoległe do leżanki a kąt

zgięcia w stawie kolanowym powinien wynosić przynajmniej 80 stopni [77]. Według Kendall i wsp. [78] test Thomasa umożliwia ocenę przykurczu mięśni krótkich zginających w stawie biodrowym – mięśni jednostawowych (np. mięsień biodrowo-łędźwiowy, mięsień grzebieniowy, mięśnie przywodziciele). Natomiast zmodyfikowany test Thomasa oprócz tych mięśni pozwala również na ocenę mięśni długich – dwustawowych (np. mięsień prosty uda, mięsień krawiecki, mięsień naprężacz powięzi szerokiej), a także umożliwia ocenę elastyczności przedniej części torebki stawowej oraz więzadeł stawu biodrowego. Część badaczy uważa zmodyfikowany test Thomasa za wiarygodne narzędzie do oceny długości zginaczy biodra [77,79], czemu zaprzeczają wyniki innych badaczy [80,81]. Normy długości mięśni są różne w zależności od metodologii badania (rodzaju mierzonego kąta oraz sposobu jego wyznaczenia) [77, 79-82].

Do oceny długości zginaczy stawu biodrowego stosowany jest także test Jandy [83]. Wykonanie testu jest takie samo jak w przypadku zmodyfikowanego testu Thomasa. Różnica polega na wprowadzeniu przez autora dyferencji poszczególnych mięśni (mięsień biodrowo-łędźwiowy, mięsień prosty uda, mięsień naprężacz powięzi szerokiej, mięśnie przywodziciele uda) [83].

Ocena wyprostów w stawie biodrowym możliwa jest również w pozycji leżenia na brzuchu (ang. *prone hip extension test*). Procedura ta jest zazwyczaj wykonywana podczas pomiarów goniometrycznych [84].

Pomiar zakresu ruchu w stawie biodrowym jest trudny ze względu na włączający się podczas pomiaru ruch miednicy i kręgosłupa lędźwiowego. Testy opisane wyżej wykonywane są z próbą stabilizacji miednicy i kręgosłupa lędźwiowego, jednak należy zaznaczyć, że nie umożliwiają pomiaru izolowanego ruchu wyprostów w samym stawie biodrowym. W literaturze przedstawiono również techniki, które miały na celu zmniejszenie błędów pomiarowych związanych z ruchem miednicy podczas pomiaru. Uzyskano to poprzez pomiar kąta zgięcia w stawie biodrowym w stosunku do miednicy, a nie jak wcześniej oceniano w stosunku do tułowia. Pierwsza technika (Mundale) polegała na pomiarze kąta między linią przechodzącą przez krętarz większy kości udowej, prostopadłą do osi łączącej ASIS i PSIS a osią długą kości udowej. Druga technika to pomiar kąta zawartego między linią Nelatona a osią długą kości udowej [86]. Obydwie techniki wykonywano w pozycji leżenia na boku (pozycji mało stabilnej i niefunkcjonalnej).

Aktualnie podejmuje się próby oceny izolowanego ruchu wyprostów w stawie biodrowym. Vigotsky i wsp. [86] oceniali kąt zawarty między linią łączącą ASIS i PSIS a osią długą kości udowej podczas zmodyfikowanego testu Thomasa. Pomiar kąta względem

miednicy zmniejszył błąd pomiarowy, jednak maksymalne przyciągnięcie przeciwnej nogi do klatki piersiowej podczas wykonywania testu uniemożliwiło pomiar izolowanego ruchu bez ruchu miednicy i kręgosłupa lędźwiowego.

Istnieje zatem konieczność opracowania testu, który pozwoli na ocenę izolowanego ruchu wyprostu w stawie biodrowym zarówno w otwartym, jak i zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Istotne jest również określenie wzajemnych zależności: deficyt wyprostu w stawie biodrowym - zaburzenia mechanizmów kontroli posturalnej – ból kręgosłupa, co jest przedmiotem przedstawionych niżej badań.

2. Cel badania i pytania badawcze

Cel badania:

Celem pracy jest określenie zależności między deficytem wyprostu w stawie biodrowym a lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała i bólem dolnego odcinka kręgosłupa wśród ludzi młodych.

Pytania badawcze:

1. Czy istnieje zależność między deficytem wyprostu w stawie biodrowym a bólem dolnego odcinka kręgosłupa?
2. Czy istnieje zależność między deficytem wyprostu w stawie biodrowym a lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała?
3. Czy istnieje zależność między lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała a bólem dolnego odcinka kręgosłupa?
4. Czy istnieją korelacje między badanymi wskaźnikami?
5. Jaka jest zgodność pomiarów między badaczami i między pomiarami czterech testów do oceny zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym?

3. Materiał i metody

3.1. Teren badania i okres

Badanie przeprowadzono w Zakładzie Ergonomii i Fizjologii Wysiłku Fizycznego Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie w okresie od października 2016 roku do maja 2017 roku.

3.2. Grupa badana

Badanie przeprowadzono wśród studentek Fizjoterapii, Pielęgniarstwa i Położnictwa Wydziału Nauk o Zdrowiu Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum w Krakowie. Grupę badaną stanowiły 62 kobiety w wieku średnio 23,2 lat \pm 1,08 lat (Me=23 lat). Średnia wartość wskaźnika BMI (ang. *Body Mass Index*) wśród badanych kobiet wynosiła 21,69 \pm 2,507 kg/m². Prawie połowa badanych to osoby pracujące (43,5% kobiet). Średni staż pracy wśród tych osób wynosił 9,5 miesiąca, natomiast średni czas pracy 37,07 \pm 12,168 h/tydzień.

Kryteria włączenia do badania stanowiły:

- wiek: 19-29 lat,
- zgoda na udział w badaniu.

Kryteria wykluczenia z udziału w badaniu stanowiły:

- brak zgody na udział w badaniu,
- wiek <19 lat i >29 lat,
- uraz kręgosłupa,
- przebyta operacja kręgosłupa,
- stwierdzona wada słuchu,
- zdiagnozowane choroby neurologiczne, reumatologiczne, ortopedyczne, metaboliczne, endokrynologiczne,
- wady wrodzone,
- skoliozy,
- nowotwory,
- ciąża.

Klasyfikacja uczestników do badania została przeprowadzona na podstawie kwestionariusza ankiety. Wszystkie badane kobiety spełniły kryteria włączenia do badania, żadnej osoby nie wykluczono z badania.

3.3. Metody badawcze

3.3.1. Sondaż diagnostyczny - ocena dolegliwości bólowych kręgosłupa

Wykorzystano następujące narzędzia badawcze:

Kwestionariusz ankiety – pierwsza część ankiety zawierała kryteria wykluczenia z badania. Dalsza część kwestionariusza zawierała pytania dotyczące dolegliwości bólowych kręgosłupa (ich częstotliwość, okoliczności, w których się pojawiają, charakter bólu, najczęstsze lokalizacje). Kwestionariusz powstał w oparciu o kwestionariusze dostępne w literaturze [87]. Zgodnie z literaturą przyjęto następującą definicję bólu dolnego odcinka kręgosłupa: *„Ból kręgosłupa to odczucie dyskomfortu lub ból pleców, które uważane jest za lokalne, nieprzyjemne doznanie pojawiające się w okolicy kręgosłupa, z możliwym promieniowaniem do innych części ciała. Problemy związane ze zmęczeniem podczas wykonywania pojedynczych ćwiczeń nie są uważane za bóle kręgosłupa. Dyskomfort lub ból mogą występować ciągle lub z okresami zaostrzeń i remisji, rozwijać się stopniowo lub mieć nagły początek. Dolegliwości bólowe dolnego odcinka kręgosłupa związane z menstruacją, nie są uwzględniane w tej definicji”* [87]. Kwestionariusz zawierał również pytania dotyczące dotychczasowych sposobów leczenia.

Zmodyfikowany Nordic Pain Questionnaire – do określenia lokalizacji bólu w układzie mięśniowo-szkieletowym w ciągu ostatnich 3 miesięcy wykorzystano schemat ciała, na którym osoby badane zaznaczały okolice, w których w ciągu ostatnich 3 miesięcy odczuwały ból lub dyskomfort [88].

Skala wizualno-analogowa VAS (ang. Visual Analogue Scale) – do oceny nasilenia bólu kręgosłupa zastosowano skalę wizualno-analogową VAS. Badany zaznaczał nasilenie odczuwanego przez siebie bólu na odcinku z przypisanymi wartościami od 0 do 10. Przyjęto, że przedział 1–3 punkty odpowiada bólowi o słabym natężeniu, 4–6 to ból umiarkowany, natomiast 7–10 to ból o silnym natężeniu [89].

Kwestionariusz Oswestry (ang. *The Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire*) - umożliwia ocenę stopnia niepełnosprawności, która jest spowodowana dolegliwościami bólowymi części lędźwiowej kręgosłupa. Zawiera on wszystkie istotne szczegóły dotyczące jakości życia. Podczas wypełniania badany odpowiadał na 10 pytań, ułożonych w następującej kolejności: intensywność bólu, samoobsługa (mycie, ubieranie, itp.), podnoszenie przedmiotów, chodzenie, siedzenie, stanie, spanie, życie seksualne (jeżeli dotyczy), życie socjalne i podróżowanie. Odpowiedzi na te pytania pozwalają ocenić funkcję chorego podczas wykonywania poszczególnych czynności. Odpowiedzi były klasyfikowane od 0-5 punktów. Za

każde pytanie można było uzyskać maksymalnie 5 punktów, a minimalnie 0 punktów. Zbiorecy wynik przedstawia się w skali od 0-50 punktów lub w skali procentowej od 0-100%. Maksymalna liczba punktów ankiety mogła wynosić 50 punktów (najcięższy stan pacjenta), a minimalna liczba punktów to 0 (brak dysfunkcji). Im mniejsza liczba punktów obliczonych na podstawie ankiety, tym lepszy stan pacjenta. Na podstawie Kwestionariusza Oswestry dokonano podziału chorych według stopnia niepełnosprawności [90]. Skala punktowa ocen niepełnosprawności: 0-4 pkt. - brak niepełnosprawności 5-14 pkt. - niewielka niepełnosprawność 15-24 pkt. - mierna niepełnosprawność 25-34 pkt. - poważna niepełnosprawność powyżej 35 pkt. - całkowita niepełnosprawność.

3.3.2. Badanie kliniczne

Wykonano testy oceniające funkcję i struktury stawów biodrowych oraz oceniono lokalne i globalne wskaźniki postawy ciała.

Wykorzystano następujące narzędzia badawcze: inklinometr cyfrowy (Baseline), aparat cyfrowy Sony Alpha A6000 oraz program Kinovea (0.7.10).

3.4. Procedury pomiarowe

Na przeprowadzenie badania uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum (Nr KBET/274/B/2013).

W dniu badania uczestnicy byli proszeni o wypełnienie i podpisanie formularza świadomej zgody na udział w badaniu oraz formularza o ochronie danych personalnych. Następnie została przeprowadzona ankieta, na podstawie której uczestnik został włączony bądź wyłączony z dalszej części badania. Przed rozpoczęciem badania klinicznego uczestnicy zostali poinstruowani jak będzie przebiegać badanie oraz jak należy wykonać każdy test [91]. Dzień poprzedzający badanie uczestnicy byli proszeni o niepodejmowanie nadmiernej (większej niż zazwyczaj) aktywności fizycznej.

Przed rozpoczęciem pomiarów na ciele badanych zaznaczono następujące punkty anatomiczne (po prawej i lewej stronie ciała): kostka boczna, nadkłykieć boczny kości udowej, szczyt krętarza większego, kolec biodrowy przedni górny, kolec biodrowy tylny górny, wyrostek barkowy, płatek ucha, punkty na udach w połowie odległości między kolcem biodrowym przednim górnym a podstawą rzepki oraz wyrostki kolczyste C7, Th12, L5.

Wszyscy badani byli ubrani w nieograniczający ruchów oraz niezasłaniający markerów strój sportowy oraz znajdowali się bez butów.

3.4.1. Ocena zakresu ruchu zgięcia i wyprostu w stawach biodrowych

Badani byli oceniani w losowej kolejności przez dwóch badaczy (3-5 lat doświadczenia jako fizjoterapeuci). Każdy badacz wykonywał pomiar 2 razy podczas wykonywania każdego testu. Pomiędzy powtórzeniami uczestnicy odpoczywali 30 sekund, pomiędzy kolejnymi testami 3 minuty [92]. Wszystkie pomiary wykonywano podczas tej samej sesji pomiarowej, w tych samych warunkach [93].

W celu zminimalizowania błędu pomiarowego związanego z ruchami miednicy podczas testów, osoba asystująca stabilizowała miednicę podczas wykonywania wszystkich pomiarów [94]. Pozycja końcowa każdego testu determinowana była przez osiągnięcie przynajmniej 1 z 3 kryteriów: a) odczucie oporu przez badającego, b) ruch miednicy lub kręgosłupa lędźwiowego (ruch kolca biodrowego przedniego górnego po badanej stronie), c) odczucie końca ruchu przez badanego, przed pojawieniem się bólu [94]. Każdy pomiar został wykonany po prawej i po lewej stronie. Oceniono również różnice między prawą i lewą stroną, podając wartości bezwzględne różnicy dla każdego testu. Procedura wszystkich testów została przygotowana zgodnie z wytycznymi *American Medical Association Guides to Evaluation Method* [za 78].

Ocena zgięcia w stawie biodrowym:

Pozycja wyjściowa: leżenie tyłem.

Narzędzie badawcze: inklinometr cyfrowy (Baseline).

Procedura: Badający zginał staw biodrowy utrzymując płaszczyznę strzałkową - bez rotacji i odwiedzenia – do punktu, w którym miednica pozostawała w neutralnym ustawieniu. Punkt końcowy zgięcia w stawie biodrowym był determinowany przez następujące kryterium: włączenie się ruchu miednicy (palpacyjnie wyczuwalny ruch kolca biodrowego przedniego górnego po stronie badanej). Osoba asystująca stabilizowała pozycję. Badający przykładł inklinometr do wcześniej wyznaczonego punktu na osi długiej kości udowej w połowie odległości między kolcem biodrowym przednim górnym a podstawą rzepki i odczytywał wynik (podawany w stopniach).

Test Jandy został wykonany zgodnie z metodologią autora testu [83]:

Pozycja wyjściowa: pozycja siedząca na brzegu leżanki.

Narzędzie badawcze: inklinometr cyfrowy (Baseline).

Procedura: Badany utrzymując pełne zgięcie w stawie kolanowym i biodrowym kończyny przeciwnej do badanej kładł się na leżance z luźno spuszczoną drugą nogą poza leżankę. Osoba asystująca utrzymywała pełne zgięcie w stawie kolanowym i biodrowym kończyny przeciwnej i stabilizowała pozycję. Badający przykładał inklinometr do wcześniej wyznaczonego punktu na kości udowej w połowie odległości między kolcem biodrowym przednim górnym a podstawą rzepki i obniżał badaną nogę do momentu osiągnięcia jednego lub więcej wyżej wymienionych kryteriów pozycji końcowej i odczytywał wynik.

Oceniane parametry: Kąt między osią długą kości udowej a linią poziomą, wynik podawano w stopniach.

Zmodyfikowany test Jandy

Pozycja wyjściowa: pozycja leżąca na plecach na brzegu leżanki tak, aby szczyt krętarza większego znajdował się na brzegu leżanki, stopy oparte o podnózek tak, aby miednica i odcinek lędźwiowy kręgosłupa znajdował się w pozycji neutralnej.

Narzędzie badawcze: inklinometr cyfrowy (Baseline).

Procedura: Badający oceniał maksymalne zgięcie kończyny przeciwnej w stawie biodrowym: utrzymując płaszczyznę strzałkową - bez rotacji i odwiedzenia – zginał staw biodrowy do punktu, w którym miednica pozostawała w neutralnym ustawieniu. Punkt końcowy zgięcia w stawie biodrowym był determinowany przez następujące kryterium: włączenie się ruchu miednicy (palpacyjnie wyczuwalny ruch kolca biodrowego przedniego górnego po stronie badanej). Osoba asystująca utrzymywała kończynę przeciwną w zgięciu w stawie kolanowym i w maksymalnym ocenionym zgięciu w stawie biodrowym i stabilizowała pozycję. Badający przykładał inklinometr do wcześniej wyznaczonego punktu na osi długiej kości udowej w połowie odległości między kolcem biodrowym przednim górnym a podstawą rzepki i obniżał badaną nogę do momentu osiągnięcia jednego lub więcej wyżej wymienionych kryteriów pozycji końcowej i odczytywał wynik.

Oceniane parametry: Kąt między osią długą kości udowej a linią poziomą, wynik podawano w stopniach.

Functional Hip Extension test (FHE)

Pozycja wyjściowa: swobodna pozycja klęcząca [pozycja zbliżona do pozycji funkcjonalnej (stojącej) i równocześnie możliwie najbardziej izolowana – z wyłączeniem stawów skokowych i kolanowych] tak, aby miednica i odcinek lędźwiowy kręgosłupa znajdował się w pozycji neutralnej. Badany klęczał wzdłuż linii wyznaczonej na brzegu leżanki tak, aby podstawa rzepki znajdowała się wzdłuż linii a stopy nie dotykały podłoża z rękami wzdłuż tułowia. W

celu utrzymania pozycji w płaszczyźnie strzałkowej wzrok badanej osoby był skierowany na wyznaczony punkt, znajdujący się na wysokości oczu, oddalony 1,5 m od osoby badanej.

Narzędzie badawcze: inklinometr cyfrowy (Baseline).

Procedura: Badający przykładął inklinometr do wcześniej wyznaczonego punktu na osi długiej kości udowej w połowie odległości między kolcem biodrowym przednim górnym a podstawą rzepki i odczytywał wynik w pozycji wyjściowej. Osoba asystująca stabilizowała pozycję i sprawdzała wzrokowo i palpacyjnie, czy miednica i odcinek lędźwiowy kręgosłupa pozostawały w pozycji neutralnej. Następnie osoba badana wykonywała aktywny wyprost w stawach biodrowych (jednocześnie w obydwu), a badający sprawdzał wzrokowo i palpacyjnie, czy badany wykonywał ruch bez wykonywania wyprost w odcinku lędźwiowym kręgosłupa. Po osiągnięciu jednego lub więcej wyżej wymienionych kryteriów pozycji końcowej badający odczytywał wynik z urządzenia.

Oceniane parametry: Kąt między osią długą kości udowej a linią pionową (zakres ruchu między ocenioną pozycją początkową a pozycją końcową), wynik podawano w stopniach.

3.4.2. Ocena wskaźników ustawienia stawu biodrowego oraz lokalnych i globalnych cech postawy ciała

Pozycja: swobodna pozycja stojąca z rękami wzdłuż tułowia oraz swobodna pozycja klęcząca z rękami wzdłuż tułowia, wzdłuż linii wyznaczonej na brzegu leżanki tak, aby podstawa rzepki znajdowała się wzdłuż linii a stopy nie dotykały podłoża.

Narzędzia badawcze: Aparat cyfrowy Sony Alpha A6000, program Kinovea, inklinometr cyfrowy (Baseline).

Procedura: Badający na ciele badanego umieszczał markery w następujących punktach anatomicznych (po prawej i lewej stronie ciała): kostka boczna, nadkłykieć boczny kości udowej, szczyt krętarza większego, kolec biodrowy przedni górny (ASIS – ang. *anterior superior iliac spine*), kolec biodrowy tylny górny (PSIS – ang. *posterior superior iliac spine*), wyrostek barkowy, płatek ucha oraz wyrostki koleczyste C7, Th12 i L5. Aparat cyfrowy ustawiano na statywie tak, aby obiektyw znajdował się 90 cm nad podłogą (za pomocą poziomicy był ustawiany równoległe do podłogi). Obiektyw ustawiano w odległości 210 cm od wyznaczonej linii na podłodze tak, aby cała sylwetka z oznaczonymi markerami była widoczna. Następnie osoba badana przyjmowała swobodną pozycję stojącą przy czym jej pięty dotykały wyznaczonych wcześniej linii. W celu utrzymania pozycji w płaszczyźnie strzałkowej

wzrok badanej osoby był skierowany na wyznaczony punkt, znajdujący się na wysokości oczu 1,5 m od osoby badanej. Osoba badana utrzymywała swobodną pozycję stojącą przez 3 sekundy, w tym czasie osoba badająca wykonywała zdjęcie (zdjęcie wykonywano po prawej i lewej stronie osoby badanej). W dalszej kolejności badany przyjmował swobodną pozycję klęczącą wzdłuż linii wyznaczonej na brzegu leżanki tak, aby podstawa rzepki znajdowała się wzdłuż linii a stopy nie dotykały podłoża z rękami wzdłuż tułowia. Pozycja ta utrzymywana była przez 3 sekundy, w tym czasie osoba badająca wykonywała zdjęcie (zdjęcie wykonywano po prawej stronie osoby badanej). Następnie zdjęcia poddawano analizie przy pomocy programu komputerowego Kinovea i wyznaczano poszczególne wskaźniki postawy ciała opisane niżej [37]. Oceniono również jak zmieniają się wskaźniki postawy ciała po przejściu z pozycji stojącej do klęczącej. W tym celu obliczono różnice między pozycjami:

- dla wartości kątowych: różnica = wartość oceniona w pozycji klęczącej – wartość oceniona w pozycji stojącej,
- dla odległości: suma odległości względem linii referencyjnej (ciężkości) = wartość oceniona w pozycji klęczącej + wartość oceniona w pozycji stojącej

Wartość nachylenia kości krzyżowej, wartość lordozy lędźwiowej i kifozy piersiowej oceniono za pomocą inklinometru cyfrowego (Baseline) zgodnie z wytycznymi *American Medical Association* [95]. Inklinometr zerowano w ustawieniu poziomym, następnie przykładano do kości krzyżowej w taki sposób, aby środek inklinometru znajdował się na wysokości S1 i odczytywano wynik nachylenia kości krzyżowej (w stopniach). Następnie urządzenie zerowano i ustawiano na przejściu piersiowo-lędźwiowym, tak aby środek inklinometru znajdował się na wysokości L1 i odczytywano wartość lordozy lędźwiowej (w stopniach). W dalszej kolejności inklinometr zerowano i przekładano na przejście szyjno-piersiowe, tak aby środek inklinometru znajdował się na wysokości Th1 i odczytywano wartość kifozy piersiowej (w stopniach).

Oceniane wskaźniki globalne:

- oddalenie następujących punktów od linii ciężkości przechodzącej przez kostkę boczną: nadkłykiec boczny kości udowej, szczyt krętarza większego, wyrostek barkowy, płatek ucha [35,96];
- SA - kąt pochylenia ciała (ang. *sway angle*) - kąt pomiędzy linią łączącą kostkę boczną i szczyt krętarza większego a linią łączącą szczyt krętarza większego z wyrostkiem kolczystym C7 [97],
- TA – kąt pochylenia tułowia (ang. *trunk angle*) - kąt pomiędzy linią łączącą szczyt krętarza większego z wyrostkiem kolczystym Th12 a linią łączącą Th12 z C7 [97].

Oceniane wskaźniki lokalne:

- PT - pochylenie miednicy (ang. *pelvic tilt*);
- skręcenie miednicy (wartość różnicy w pochyleniu miednicy między prawą i lewą stroną);
- LL - lordoza lędźwiowa;
- KP – kifoza piersiowa;
- Nach. KK – nachylenie kości krzyżowej w stosunku do poziomu.

Oceniane wskaźniki ustawienia stawu biodrowego:

- PFA - kąt udowo-miedniczny (ang. *pelvifemoral angle*) – kąt między linią łączącą szczyt krętarza większego kości udowej z nadkłykiem bocznym kości udowej a linią łączącą ASIS i PSIS po tej samej stronie;
- LA - kąt lędźwiowy (ang. *lumbar angle*) kąt pomiędzy linią łączącą szczyt krętarza większego i ASIS a linią łączącą ASIS i wyrostek kolczysty Th 12 [97];
- HP - ustawienie stawu biodrowego w stosunku do linii ciężkości (ang. *hip position*). W pozycji stojącej oceniane jako kąt zawarty między linią ciężkości przechodzącą przez kostkę boczną a linią łączącą kostkę boczną i szczyt krętarza większego kości udowej. W pozycji klęczącej oceniane jako kąt zawarty między linią ciężkości przechodzącą przez nadkłykiec boczny kości udowej a linią łączącą nadkłykiec boczny kości udowej i szczyt krętarza większego kości udowej.

3.5. Dokładność pomiarowa videoanalizy

Dokładność pomiarowa videoanalizy przy ocenie długości mięśni kompleksu biodrowo-lędźwiowo-miednicznego jest bardzo dobra [26,27]. Jednak podczas oceny lokalnych i globalnych wskaźników postawy ciała należy wziąć pod uwagę potencjalne źródła błędów pomiarowych:

1. Przemieszczenie markerów po skórze – po przygotowaniu pacjenta/wykonaniu ruchu należy upewnić się, że markery nie zmieniły wyjściowego ustawienia.
2. Błąd ustawienia aparatu – należy zapewnić stałe ustawienie aparatu (ta sama wysokość obiektywu od ziemi oraz ta sama odległość obiektywu od osoby badanej), możliwie najbliżej osoby badanej.
3. Błąd ustawienia osoby badanej – należy zapewnić takie samo ustawienie każdej osoby badanej (ta sama odległość od obiektywu oraz utrzymanie odpowiednio płaszczyzny strzałkowej lub czołowej).
4. Standaryzacja pomiarów – wszystkie pomiary powinny być wykonywane w ten sam sposób w tych samych warunkach.

Przed wykonywaniem pomiarów ustalono dokładność pomiarową programu Kinovea. W tym celu wykorzystano ramę kalibrującą o znanych rozmiarach (60 cm x 90 cm). Dokładność pomiarowa wynosiła odpowiednio:

- dla odległości w pionie ± 1 cm
- dla odległości w poziomie ± 1 cm
- dla wartości kątowych $\pm 1^\circ$.

3.6. Metody statystyczne

Rozkład zmiennych ilościowych został opisany poprzez podanie wartości średniej i odchylenia standardowego (SD) albo mediany (Me) i dolnego (Q1) oraz górnego (Q3) kwartyła, w zależności od rozkładów poszczególnych zmiennych. Zgodność z rozkładem normalnym danej cechy oceniono na podstawie testu Shapiro-Wilka. Rozkład zmiennych jakościowych został opisany poprzez podanie częstości bezwzględnych oraz względnych. Do porównania rozkładu zmiennych ilościowych pomiędzy grupami zastosowano test t-Studenta (w przypadku dwóch grup) albo testu ANOVA (w przypadku co najmniej 3 grup) dla porównania średnich albo testu U Manana-Whitneya (w przypadku dwóch grup) albo testu Kruskala-Wallisa (w przypadku co najmniej 3 grup) dla porównania rozkładów (gdy rozkład danej cechy odbiegał od rozkładu normalnego). Do zbadania związku pomiędzy dwoma cechami jakościowymi zastosowano test Chi-kwadrat. Do oceny korelacji między zmiennymi wykorzystano korelację liniową Pearsona.

Do oceny różnic między pomiarami po prawej i lewej stronie ciała użyto test t-Studenta dla par zależnych (w przypadku zmiennych zgodnych z rozkładem normalnym) albo testu Wilcoxon. Do wszystkich obliczeń przyjęty poziom istotności wynosił $\alpha = 0,05$.

Do oceny powtarzalności badanych parametrów obliczono współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ICC – ang. *intraclass correlation coefficient*) według równań [98]. Dwa rodzaje modeli zostały zastosowane do obliczenia ICC.

Powtarzalność pomiędzy dwoma badaczami (*inter-rater reliability*) obliczono z dwuczynnikowej analizy wariancji ANOVA z efektami mieszanymi:

$$I(3,1) \frac{MS_{BS} - MS_E}{MS_{BS} + (k-1)MS_E}$$

gdzie:

MS_{BS} – średnia kwadratów pomiędzy obiektami

MS_E – średnia kwadratów dla reszt

k – liczba oceniających.

Powtarzalność pomiędzy dwoma pomiarami tego samego badacza (*intra-rater reliability*) obliczono z analizy wariancji ANOVA z efektami losowymi:

$$I(1,1) = \frac{MS_{BS} - MS_w}{MS_{BS} + (k-1)MS_w}$$

MS_{BS} – średnia kwadratów pomiędzy obiektami

MS_w – średnia kwadratów wewnątrz grup

Na podstawie Landis and Koch [99] przyjęto w pracy następujący podział współczynnika ICC:

0,04-0,20	Brak powtarzalności
0,21-0,40	Powtarzalność przeciętna
0,41-0,60	Powtarzalność umiarkowana
0,61-0,80	Powtarzalność znacząca
0,81-0,99	Powtarzalność prawie idealna

W trakcie badań zebrano wiele zmiennych opisujących zakres wyprostu w stawie biodrowym. W związku z tym w celu wyodrębnienia jednorodnych podzbiorów obiektów badanej populacji zastosowano wielowymiarową metodę analizy statystycznej: analizę skupień. Znajdowanie grup (skupień) obiektów odbywa się w oparciu o zmienne charakteryzujące analizowane obiekty. Wybrano następujące zmienne: test FHE (po prawej stronie), LA (w pozycji stojącej, klęczącej oraz różnica między pozycjami), PFA (w pozycji stojącej, klęczącej oraz różnica między pozycjami), HP (w pozycji stojącej, klęczącej oraz różnica między pozycjami), PT (w pozycji stojącej, klęczącej oraz różnica między pozycjami). W pracy zastosowano metodę k-średnich do wyodrębnienia homogenicznych grup. Metoda polegała na utworzeniu k skupień (grup), możliwie jak najbardziej różniących się od siebie. Wyboru początkowych liczby skupień dokonywało się w sposób losowy, arbitralnie. Procedura ta przenosiła obiekty pomiędzy skupieniami tak, aby zminimalizować zmienność wewnątrz skupień i zmaksymalizować zmienność między skupieniami. Wykonano tę procedurę dla 2 oraz 3 skupień, uzyskując lepsze zróżnicowanie dla 2 skupień i ten podział zaprezentowano w pracy.

4. Wyniki

4.1. Ocena dolegliwości bólowych kręgosłupa

Badane kobiety aktualny stan zdrowia oceniły jako dobry (58,1% badanych) oraz bardzo dobry (35,5% kobiet). Tylko 4 osoby swój aktualny stan zdrowia określiły jako przeciętny. Wystąpienie epizodu bólu kręgosłupa niezwiązanego z urazem lub menstruacją przynajmniej raz w życiu zgłosiła większość badanych kobiet (82,3% ankietowanych). Wśród tych osób (n=51) w ciągu ostatnich 3 miesięcy ból dolnego odcinka kręgosłupa występował u 69,4% ankietowanych, ból odcinka piersiowego kręgosłupa u 34,4% badanych, ból odcinka szyjnego kręgosłupa u 30,6% kobiet. U większości badanych (75,8%) dolegliwości bólowe pojawiały się w ciągu dnia i wieczorem, najczęściej podczas długotrwanie utrzymywanych pozycji statycznych (pozycji stojącej i siedzącej), ale również w pracy podczas czynności związanych z podnoszeniem. Średnia wartość natężenia bólu oceniona za pomocą skali VAS wynosiła 3,4. Mediana była równa 4 (Q1/Q3=2/5). Badane kobiety charakter bólu najczęściej opisywały jako rozlany (41%) i stały (15%). Występujący ból opisywany był również jako ostry, kłujący i promieniujący. Za pomocą kwestionariusza Oswestry oceniono funkcję badanych podczas wykonywania poszczególnych czynności dnia codziennego oraz stopień niepełnosprawności, która jest spowodowana dolegliwościami bólowymi części lędźwiowej kręgosłupa. Średnia liczba punktów uzyskana na podstawie badania tym kwestionariuszem wynosiła 4,6. Mediana była równa 4 (Q1/Q3=0/7). Następnie na podstawie uzyskanych wyników dokonano podziału badanych według stopnia niepełnosprawności [90]. Brak niepełnosprawności (0-4 punktów) stwierdzono u 35 osób (56,5% badanych), występowanie niewielkiej niepełnosprawności stwierdzono u 27 osób (43,5% badanych). U żadnej osoby nie stwierdzono miernej, poważnej czy całkowitej niepełnosprawności.

4.2. Ocena ustawienia oraz zakresu ruchomości stawu biodrowego

4.2.1. Ocena powtarzalności pomiarów między badaczami i między pomiarami testów do oceny zgięcia i wyprostów w stawie biodrowym

W Tabeli II przedstawiono wyniki powtarzalności pomiarowej między badaczami (ang. *inter-rater*) dla testów zgięcia i wyprostów w stawie biodrowym. Najwyższe wartości współczynnika ICC otrzymano w przypadku zmodyfikowanego testu Jandy (0,69 po prawej stronie i 0,74 po lewej stronie). Najmniejszą powtarzalność pomiarową (przeciętną 0,21-0,40)

zaobserwowano w przypadku testu FHE. Wartości współczynnika ICC dla pozostałych pomiarów utrzymywały się na poziomie umiarkowanym (0,41-0,60).

Tabela II. Powtarzalność pomiarowa między badaczami (ang. *inter-rater*) dla testów zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym

	Badacz 1		Badacz 2		ICC	95 % CI
	Średnia	SD	Średnia	SD		
ROM zgięcie (P) [°]	68,6	9,98	71,7	8,51	0,53	0,32 - 0,69
ROM zgięcie (L) [°]	68,7	9,35	72,9	7,20	0,62	0,44 - 0,75
Test Jandy (P) [°]	-10,9	5,20	-13,5	8,24	0,53	0,33 - 0,69
Test Jandy (L) [°]	-11,8	6,54	-13,4	7,23	0,62	0,44 - 0,75
Zmod. test Jandy (P) [°]	11,4	4,83	11,6	5,39	0,69	0,53 - 0,80
Zmod. test Jandy (L) [°]	9,3	4,99	11,3	5,87	0,74	0,6 - 0,84
FHE (P) [°]	1,2	0,89	1,0	0,76	0,40	0,17 - 0,59
FHE (L) [°]	1,8	1,26	1,1	1,01	0,61	0,43 - 0,75

Wykaz skrótów: ROM – zakres ruchomości (ang. *Range of Motion*), P – prawa strona, L – lewa strona, FHE – test oceniający zakres ruchomości w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (w pozycji klęczącej) (ang. *functional hip extension*), SD – odchylenie standardowe, ICC – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ang. *intraclass correlation coefficient*)

Oceniono także powtarzalność pomiarową między pomiarami wykonywanymi przez jednego badacza (ang. *inter-rater*). Najmniejszą dokładność pomiarową w tym wypadku uzyskano również w przypadku testu FHE (0,43 po prawej stronie i 0,50 po lewej stronie). Dla pozostałych testów otrzymano prawie idealną (0,81-0,99) dokładność pomiarową (Tabela III).

Tabela III. Powtarzalność pomiarowa między pomiarami (ang. *inter-rater*) dla testów zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym

	Test		Retest		ICC	95 % CI
	Średnia	SD	Średnia	SD		
ROM zgięcie (P) [°]	68,6	9,98	67,8	9,64	0,84	0,75 - 0,90
ROM zgięcie (L) [°]	68,7	9,35	67,9	8,88	0,82	0,72 - 0,89
Test Jandy (P) [°]	-10,9	5,20	-11,6	5,38	0,86	0,78 - 0,92
Test Jandy (L) [°]	-11,8	6,54	-12,9	5,49	0,82	0,71 - 0,88
Zmod. test Jandy (P) [°]	11,4	4,83	11,9	4,07	0,84	0,75 - 0,90
Zmod. test Jandy (L) [°]	9,36	4,99	9,8	5,19	0,86	0,78 - 0,91
FHE (P) [°]	1,2	0,89	1,5	1,05	0,43	0,21 - 0,61
FHE (L) [°]	1,8	1,26	2,1	1,45	0,50	0,28 - 0,66

Wykaz skrótów: ROM – zakres ruchomości (ang. *Range of Motion*), P – prawa strona, L – lewa strona, FHE – test oceniający zakres ruchomości w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (w pozycji klęczącej) (ang. *functional hip extension*), SD – odchylenie standardowe, ICC – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ang. *intraclass correlation coefficient*)

Ze względu na większą powtarzalność pomiarową *intra-rater* do dalszej analizy wykorzystano średnią pomiarów jednego badacza.

4.2.2. Ocena zakresu ruchomości zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym

W Tabeli IV przedstawiono średnią i odchylenie standardowe zakresu zgięcia w stawach biodrowych (prawym i lewym), a także średnią wartość różnicy między stronami. Przedstawiono także średnią wartość i odchylenie standardowe trzech testów oceniających zakres wyprostu w stawie biodrowym po prawej i lewej stronie. Za pomocą testu Jandy uzyskano wartości poniżej 0° (średnio $-11,2^{\circ} \pm 5,11^{\circ}$ po prawej stronie i $-12,4^{\circ} \pm 5,77^{\circ}$ po lewej stronie). Za pomocą zmodyfikowanego testu Jandy (oceniającego izolowany ruch wyprostu w stawie biodrowym) otrzymano wartości dodatnie wskazujące na deficyt wyprostu w stawach biodrowych w badanej grupie (średnio $11,6^{\circ} \pm 4,29^{\circ}$ po prawej stronie i $9,5^{\circ} \pm 4,91^{\circ}$ po lewej stronie). Na deficyt wyprostu w badanej grupie wskazuje również test aktywny wykonany w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (FHE). Uzyskano średnio $1,3^{\circ} \pm 0,83^{\circ}$ po prawej stronie i $1,9^{\circ} \pm 0,68^{\circ}$ po lewej stronie).

Tabela IV. Zakres ruchomości stawów biodrowych w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym w badanej grupie

		N	Średnia	SD
ROM zgięcie [°]	P	62	68,2	9,42
	L	62	68,3	8,70
	Różnica*	62	4,2	3,43
	Test Jandy (P)	62	-11,2	5,11
	Test Jandy (L)	62	-12,4	5,77
	Test Jandy (różnica*)	62	3,1	2,35
	ROM wyprost [°]	Zmod. Test Jandy (P)	62	11,6
Zmod. Test Jandy (L)		62	9,5	4,91
Zmod. Test Jandy (różnica*)		62	3,0	2,36
FHE (P)		62	1,3	0,83
FHE (L)		62	1,9	1,18
FHE (różnica*)		62	0,8	0,68

*różnica między prawą i lewą stroną (średnia z wartości bezwzględnych różnic między prawą i lewą stroną)

Wykaz skrótów: ROM – zakres ruchomości (ang. *Range of Motion*), P – prawa strona, L – lewa strona, FHE – test oceniający zakres ruchomości w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (w pozycji klęczącej) (ang. *functional hip extension*), N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe

W dalszej kolejności oceniono korelacje pomiędzy poszczególnymi testami. Istnieje silna ujemna korelacja liniowa pomiędzy zakresem zgięcia w stawie biodrowym a testem Jandy i zmodyfikowanym testem Jandy, natomiast nie wykazano zależności między zakresem zgięcia a testem FHE. Dodatnią korelację liniową wykazano również między wartościami testu Jandy i zmodyfikowanego testu Jandy (Tabela V).

Tabela V. Korelacja Pearsona pomiędzy wartościami testów oceniających zakres ruchomości w stawach biodrowych w badanej grupie (N=62)

		ROM	Test	Test	Zmod. test	Zmod. test	FHE	FHE
		zgięcie (L)	Jandy (P)	Jandy (L)	Jandy (P)	Jandy (L)	(P)	(L)
ROM	r	0,82	-0,35	-0,30	-0,34	-0,35	-0,11	-0,07
zgięcie (P)	p	<0,001	0,005	0,018	0,006	0,005	0,414	0,598
ROM	r	1	-0,31	-0,25	-0,36	-0,35	-0,02	-0,05
zgięcie (L)	p		0,013	0,045	0,004	0,006	0,850	0,716
Test Jandy (P)	r		1	0,77	0,46	0,39	0,01	0,03
	p			<0,001	<0,001	0,002	0,941	0,812
Test Jandy (L)	r			1	0,34	0,44	-0,04	0,00
	p				0,007	<0,001	0,754	0,970
Zmod. test Jandy (P)	r				1	0,77	-0,14	-0,22
	p					<0,001	0,269	0,087
Zmod. test Jandy (L)	r					1	-0,09	-0,09
	p						0,506	0,474
FHE (P)	r						1	0,73
	p							<0,001

Wykaz skrótów: : ROM – zakres ruchomości (ang. *Range of Motion*), P – prawa strona, L – lewa strona, FHE – test oceniający zakres ruchomości w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (w pozycji klęczącej) (ang. *functional hip extension*), S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, r – współczynnik korelacji, p - istotność współczynnika korelacji, wartości istotne statystycznie ($p < 0,05$) zostały pogrubione

4.2.3. Ocena ustawienia stawu biodrowego w zamkniętym łańcuchu kinematycznym

W Tabeli VI przedstawiono średnią i odchylenie standardowe wskaźników ustawienia stawu biodrowego w pozycji stojącej oraz w pozycji klęczącej w badanej grupie. Wskaźnik HP był istotnie większy po przejściu z pozycji stojącej do klęczącej, podczas gdy PFA ulegał zmniejszeniu w całej grupie (wśród osób z bólem i bez bólu kręgosłupa N=62). Wskaźnik LA w całej grupie był istotnie większy po przejściu z pozycji stojącej do klęczącej. Natomiast w grupie osób bez LBP (N=35) wskaźnik ten nie różnił się istotnie między pozycjami. Średnia wartość w pozycji stojącej wynosiła $84,9^{\circ} \pm 12,24^{\circ}$, w pozycji klęczącej $85,2^{\circ} \pm 12,64^{\circ}$ ($p=0,84$), podczas gdy w grupie osób z LBP różnica ta była istotna statystycznie. Średnia wartość w pozycji stojącej wynosiła $71,6^{\circ} \pm 11,69^{\circ}$, w pozycji klęczącej $76,2^{\circ} \pm 11,79^{\circ}$ ($p<0,001$). Dla pozostałych zmiennych ból nie moderował zależności.

Tabela VI. Porównanie wskaźników ustawienia stawu biodrowego pomiędzy pozycją stojącą i klęczącą

	Średnia	SD	p^{***}
PFA (S) [°]	77,8	6,54	<0,001
PFA (K) [°]	69,3	7,76	
PFA (różnica*) [°]	-8,5	3,47	
LA (S) [°]	79,1	13,65	0,01
LA (K) [°]	81,3	12,98	
LA (różnica*) [°]	2,2	6,41	
HP (S) [°]	2,6	1,69	0,004
HP (K) [°]	3,9	2,44	
HP (różnica**) [°]	6,5	2,38	

*różnica między pozycją klęczącą i stojącą (wartość oceniona w pozycji klęczącej – wartość oceniona w pozycji stojącej)

**wartość oceniona w pozycji klęczącej + wartość oceniona w pozycji stojącej

*** wartość p z testu jednostronnego t-Studenta dla prób zależnych, wartości istotne statystycznie ($p<0,05$) zostały pogrubione

Wykaz skrótów: PFA – kąt udowo-miedniczny (ang. *pelvifemoral angle*), LA – kąt lędźwiowy (ang. *lumbar angle*), HP – ustawienie stawu biodrowego (ang. *hip position*), S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe

4.2.4. Ocena zależności między zakresem ruchu a ustawieniem stawu biodrowego

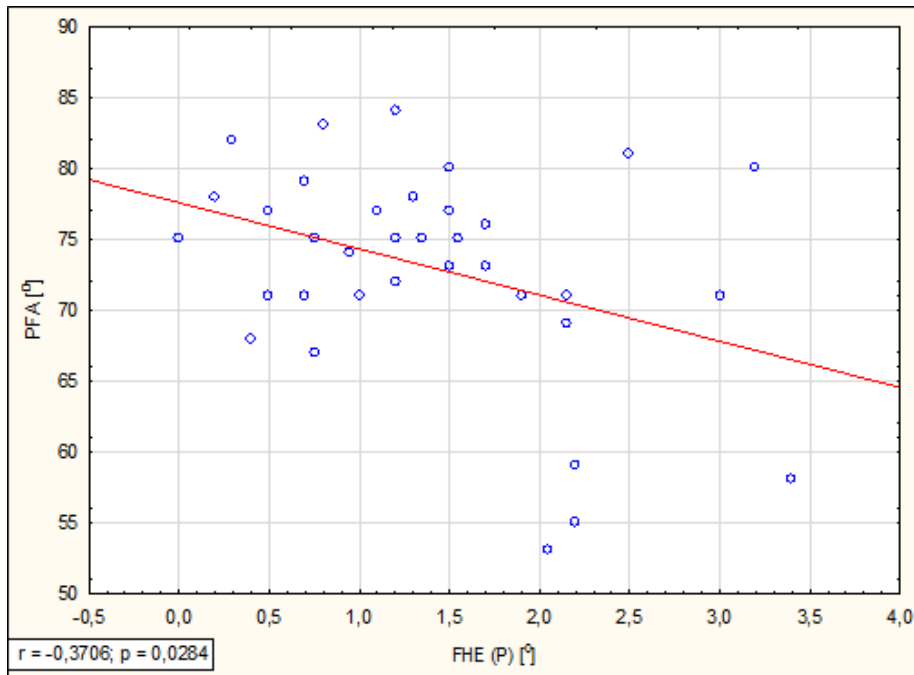
Istnieje ujemna korelacja liniowa między zakresem zgięcia w stawach biodrowych i aktywnym ustawieniem stawu w pozycji klęczącej ($r=-0,365$, $p=0,004$). Ujemną korelację liniową wykazano także między wartościami testu Jandy po prawej stronie a kątem udowo-miednicznym zarówno w pozycji klęczącej jak i stojącej (odpowiednio $r=-0,335$, $p=0,008$ oraz $r=-0,305$, $p=0,016$). Nie wykazano korelacji między wartościami testów oceniających izolowany zakres wyprostu w stawie biodrowym (zmodyfikowany test Jandy oraz FHE) a wskaźnikami aktywnego ustawienia stawu biodrowego w całej grupie (Tabela VII).

Tabela VII. Korelacja Pearsona pomiędzy wartościami testów oceniających zakres ruchomości w stawach biodrowych i wskaźnikami ustawienia stawu biodrowego w badanej grupie (N=62)

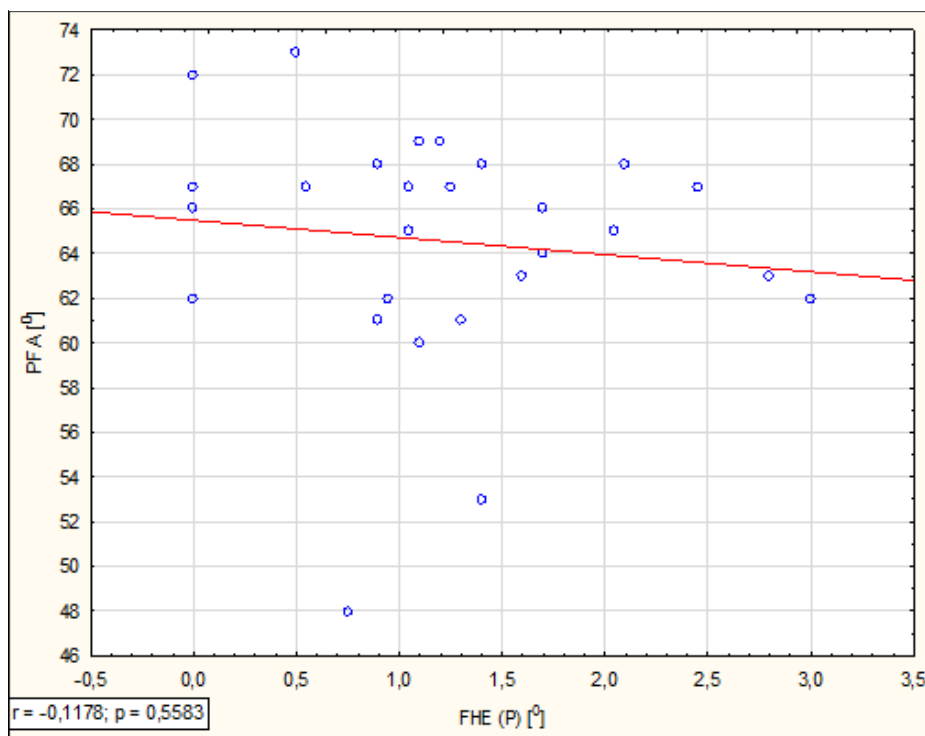
		LA (S)	LA (K)	HP (S)	HP (K)	PFA (S)	PFA (K)
ROM zgięcie (P)	r	0,17	0,13	0,12	-0,37	0,11	0,23
	p	0,181	0,333	0,370	0,004	0,418	0,079
ROM zgięcie (L)	r	0,08	-0,02	-0,02	-0,37	0,16	0,30
	p	0,542	0,863	0,909	0,004	0,223	0,018
Test Jandy (P)	r	-0,16	-0,14	-0,01	0,20	-0,31	-0,34
	p	0,218	0,269	0,958	0,117	0,016	0,008
Test Jandy (L)	r	-0,09	-0,13	0,08	0,08	-0,27	-0,22
	p	0,508	0,332	0,553	0,526	0,031	0,090
Zmod. test Jandy (P)	r	0,07	0,10	-0,08	0,08	-0,10	-0,13
	p	0,588	0,464	0,524	0,523	0,457	0,306
Zmod. test Jandy (L)	r	0,07	0,12	-0,15	0,07	-0,09	-0,13
	p	0,592	0,338	0,251	0,581	0,474	0,323
FHE (P)	r	-0,27	-0,21	-0,003	0,12	-0,06	-0,17
	p	0,036	0,089	0,982	0,371	0,624	0,177
FHE (L)	r	-0,20	-0,11	0,07	0,14	-0,14	-0,15
	p	0,121	0,414	0,594	0,286	0,293	0,233

Wykaz skrótów: : ROM – zakres ruchomości (ang. *Range of Motion*), P – prawa strona, L – lewa strona, FHE – test oceniający zakres ruchomości w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (w pozycji klęczącej) (ang. *functional hip extension*), PFA – kąt udowo-miedniczny (ang. *pelvifemoral angle*), LA – kąt lędźwiowy (ang. *lumbar angle*), HP- ustawienie stawu biodrowego (ang. *hip position*), S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, r – współczynnik korelacji, p – istotność współczynnika korelacji, wartości istotne statystycznie ($p<0,05$) zostały pogrubione

Istnieje natomiast ujemna korelacja liniowa między wartością testu FHE a PFA ocenionym w pozycji klęczącej wśród osób bez bólu kręgosłupa (Wykres 1). Korelacji tej nie wykazano wśród osób z bólem kręgosłupa (Wykres 2).



Wykres 1. Korelacja Pearsona między wartością testu FHE a PFA ocenionym w pozycji klęczącej wśród osób bez bólu kręgosłupa



Wykres 2. Korelacja Pearsona między wartością testu FHE a PFA ocenionym w pozycji klęczącej wśród osób z bólem kręgosłupa

4.3. Ocena mechanizmów kontroli posturalnej

4.3.1. Lokalne wskaźniki postawy ciała

W Tabeli VIII przedstawiono średnią i odchylenie standardowe lokalnych wskaźników postawy ciała w pozycji stojącej oraz w przypadku wskaźnika pochylenia miednicy również w pozycji klęczącej w badanej grupie. Wskaźnik ten był istotnie większy w pozycji klęczącej w porównaniu do pozycji stojącej ($p < 0,001$).

Tabela VIII. Porównanie lokalnych wskaźników postawy ciała pomiędzy pozycją stojącą i klęczącą

	Średnia	SD	p**
PT (S) [°]	12,1	5,09	<0,001
PT (K) [°]	16,2	6,37	
PT (różnica*) [°]	4,1	2,82	
Nach. KK (S) [°]	67,1	4,27	
LL (S) [°]	33	5,36	
KP (S) [°]	34,4	7,17	
	Me	Q1/Q3	
Skręcenie miednicy (S) [°]	3	2,0/4,0	

*różnica między pozycją klęczącą i stojącą (wartość oceniona w pozycji klęczącej – wartość oceniona w pozycji stojącej)

** wartość p z testu jednostronnego t-Studenta dla prób zależnych, wartości istotne statystycznie ($p < 0,05$) zostały pogrubione

Wykaz skrótów: PT – pochylenie miednicy (ang. *pelvic tilt*), Nach. KK – nachylenie kości krzyżowej, LL – lordoza lędźwiowa, KP – kifoza piersiowa, S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me – mediana, Q1 – dolny kwartył, Q3 – górny kwartył

4.3.2. Globalne wskaźniki postawy ciała

W Tabeli IX przedstawiono średnią i odchylenie standardowe globalnych wskaźników postawy ciała w pozycji stojącej oraz w pozycji klęczącej w badanej grupie. Wskaźnik TA był istotnie mniejszy w pozycji klęczącej w porównaniu do pozycji stojącej, natomiast zmiany odległości poszczególnych punktów anatomicznych od linii ciężkości między pozycjami nie były istotne statystycznie.

Tabela IX. Porównanie globalnych wskaźników postawy ciała pomiędzy pozycją stojącą i klęczącą

	Średnia	SD	p***
Odl. ucho (S) [cm]	2,71	2,12	0,5
Odl. ucho (K) [cm]	2,44	2,06	
Odl. ucho (suma*) [cm]	5,2	2,64	
Odl. krętarz (S) [cm]	3,7	2,51	0,1
Odl. krętarz (K) [cm]	2,9	1,82	
Odl. krętarz (suma*) [cm]	6,6	2,4	
TA (S) [°]	196,9	6,13	<0,001
TA (K) [°]	194,2	6,17	
TA (różnica**) [°]	-2,7	4,1	
	Me	Q1/Q3	p
Odl. bark (S) [cm]	1,9	0/4,28	0,12
Odl. bark (K) [cm]	3,5	1,38/5,12	
Odl. bark (suma) [cm]	5,4	4,3/7,2	
Odl. kolano (S) [cm]	3	1,8/4,1	
SA (S) [°]	167	166/170	

* suma odległości względem linii referencyjnej (ciężkości) = wartość oceniona w pozycji klęczącej + wartość oceniona w pozycji stojącej

** różnica między pozycją klęczącą i stojącą (wartość oceniona w pozycji klęczącej – wartość oceniona w pozycji stojącej)

*** wartość p z testu jednostronnego t-Studenta dla prób zależnych, wartości istotne statystycznie ($p < 0,05$) zostały pogrubione

Wykaz skrótów: odl. ucho – odległość między płatkiem ucha a linią ciężkości, odl. krętarz – odległość między szczytem krętarza większego a linią ciężkości, odl. bark – odległość między wyrostkiem barkowym a linią ciężkości, odl. kolano – odległość między nadkłykiem bocznym kości udowej a linią ciężkości, TA – kąt pochylenia tułowia (ang. *trunk angle*), SA – kąt pochylenia ciała (ang. *sway angle*), S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me – mediana, Q1 – dolny kwartył, Q3 – górny kwartył.

4.4. Porównanie ruchomości w stawach biodrowych i wskaźników postawy ciała w grupach osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa

Do analizy wykorzystano podział badanych ze względu na występowanie niepełnosprawności, która jest spowodowana dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa, ocenionej za pomocą kwestionariusza Oswestry.

Nie wykazano istotnej różnicy w wartości średniej wieku i wskaźnika BMI w kategoriach bólu kręgosłupa (odpowiednio $p=0,98$, $p=0,2$).

W Tabeli X przedstawiono porównanie zakresów ruchomości stawów biodrowych ocenionych w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym wśród osób z LBP i bez LBP. Wśród osób z LBP wykazano istotnie mniejszą wartość zakresu wyprostu w stawie biodrowym po stronie prawej w porównaniu z osobami bez LBP ($p=0,02$). Nie wykazano istotnych różnic w wartości średniej zmod. testu Jandy ani testu FHE w kategoriach bólu kręgosłupa.

Tabela X. Porównanie zakresu ruchomości stawów biodrowych w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym wśród osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa

	LBP				
	Nie (N=35)		Tak (N=27)		p ^A
	Średnia	SD	Średnia	SD	
ROM zgięcie (P) [°]	68,6	10,30	67,7	8,32	0,7
ROM zgięcie (L) [°]	69,1	9,39	67,3	7,78	0,4
ROM zgięcie (różnica*) [°]	4,5	3,68	3,8	3,10	0,4
Test Jandy (P) [°]	-12,5	5,07	-9,6	4,77	0,02
Test Jandy (L) [°]	-13,4	5,90	-11,1	5,44	0,1
Zmod. test Jandy (P) [°]	11,2	4,54	12,2	3,96	0,4
Zmod. test Jandy (L) [°]	9,5	4,49	9,6	5,50	0,9
FHE (P) [°]	1,4	0,85	1,2	0,80	0,4
FHE (L) [°]	1,95	1,19	1,94	1,20	0,98
	Me	Q1/Q3	Me	Q1/Q3	p ^B
Test Jandy (różnica*) [°]	2,2	0,85/3,95	3,5	1,55/4,60	0,1
Zmod. test Jandy (P) [°]	2,7	1,10/4,20	2,3	0,90/5,30	0,92
FHE (różnica*) [°]	0,6	0,30/1,05	0,7	0,10/1,15	0,99

*różnica między prawą i lewą stroną (średnia z wartości bezwzględnych różnic między prawą i lewą stroną),

^A – wartość p z testu t-Studenta,

^B – wartość p z testu U Manna-Whitneya, wartości istotne statystycznie ($p<0,05$) zostały pogrubione

Wykaz skrótów: LBP – ból dolnego odcinka kręgosłupa (ang. *low back pain*), ROM – zakres ruchomości (ang. *Range of Motion*), P – prawa strona, L – lewa strona, FHE – test oceniający zakres ruchomości w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (w pozycji klęczącej) (ang. *functional hip extension*), N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me – mediana, Q1 – dolny kwartyl, Q3 – górny kwartyl

W Tabeli XI przedstawiono porównanie wskaźników oceniających ustawienie stawu biodrowego w pozycji stojącej i klęczącej wśród osób z bólem dolnego odcinka kręgosłupa i bez bólu. W grupie osób z LBP uzyskano istotnie mniejsze średnie wartości wskaźnika LA oraz PFA w porównaniu do osób bez bólu (zarówno w pozycji stojącej jak i klęczącej). Średnia wartość wskaźnika AHP także różniła się istotnie między grupami. Mniejsze wartości zaobserwowano wśród osób bez bólu dolnej części kręgosłupa (w pozycji stojącej oraz w pozycji klęczącej).

Tabela XI. Porównanie wskaźników ustawienia stawu biodrowego wśród osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa

	LBP				p ^A
	Nie (N=35)		Tak (N=27)		
	Średnia	SD	Średnia	SD	
LA (S) [°]	84,9	12,24	71,6	11,69	<0,001
LA (K) [°]	85,2	12,64	76,2	11,79	0,006
PFA (S) [°]	81,2	5,32	73,4	5,26	<0,001
PFA (K) [°]	73,0	7,43	64,6	5,24	<0,001
HP (S) [°]	2,2	1,31	3,1	2,01	0,04
HP (K) [°]	3,3	2,05	4,8	2,65	0,01

^A – wartość p z testu t-Studenta, wartości istotne statystycznie (p<0,05) zostały pogrubione
Wykaz skrótów: LBP – ból dolnego odcinka kręgosłupa (ang. *low back pain*), PFA – kąt udowo-miedniczny (ang. *pelvifemoral angle*), LA – kąt lędźwiowy (ang. *lumbar angle*), HP – ustawienie stawu biodrowego (ang. *hip position*), S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe

W Tabeli XII przedstawiono porównanie lokalnych cech postawy ciała w grupach z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa. Wśród osób z LBP wykazano wyższą średnią wartość pochylenia miednicy (w pozycji stojącej oraz klęczącej) oraz wyższą średnią wartość lordozy lędźwiowej ocenionej w pozycji stojącej. Istotnie różnił się także rozkład skręcenia miednicy w kategoriach bólu kręgosłupa. Istotnych różnic między grupami nie zaobserwowano w przypadku nachylenia kości krzyżowej oraz wielkości kifozy piersiowej.

Tabela XII. Porównanie lokalnych wskaźników postawy ciała wśród osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa

	LBP				p ^A
	Nie (N=35)		Tak (N=27)		
	Średnia	SD	Średnia	SD	
PT (S) [°]	9,8	4,73	15,0	4,00	<0,001
PT (K) [°]	13,4	6,24	19,8	4,49	<0,001
Nach. KK (S) [°]	67,3	4,23	67,0	4,39	0,8
LL (S) [°]	31,8	5,27	34,5	5,16	0,04
KP (S) [°]	33,5	5,57	35,4	8,83	0,3
	Me	Q1/Q3	Me	Q1/Q3	p ^B
Skręcenie miednicy (S) [°]	2,0	1,0/3,0	3,0	3,0/6,0	0,002

^A – wartość p z testu t-Studenta,

^B – wartość p z testu U Manna-Whitneya, wartości istotne statystycznie (p<0,05) zostały pogrubione

Wykaz skrótów: LBP – ból dolnego odcinka kręgosłupa (ang. *low back pain*), PT – pochylenie miednicy (ang. *pelvic tilt*), Nach. KK – nachylenie kości krzyżowej, LL – lordoza lędźwiowa, KP – kifoza piersiowa, S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me – mediana, Q1 – dolny kwartył, Q3 – górny kwartył

W Tabeli XIII przedstawiono porównanie globalnych cech postawy ciała w grupach z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa. Ocenie poddano odległość poszczególnych punktów anatomicznych od linii ciężkości, kąt pochylenia tułowia oraz kąt pochylenia ciała. W grupie osób z LBP wykazano istotnie większe średnie odległości krętarza kości udowej oraz płatka ucha od linii ciężkości w porównaniu do osób bez LBP tylko w pozycji klęczącej. W pozycji stojącej nie wykazano istotnych różnic między grupami, tak jak w przypadku wskaźników TA oraz SA. Wykazano istotne różnice w rozkładzie zmiennych: odległość wyrostka barkowego w pozycji klęczącej oraz odległość kolana od linii ciężkości w kategoriach LBP (w grupie osób z LBP odległości były większe w obydwu przypadkach).

Tabela XIII. Porównanie globalnych wskaźników postawy ciała wśród osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa

	LBP				p ^A
	Nie (N=35)		Tak (N=27)		
	Średnia	SD	Średnia	SD	
Odl. ucho (S) [cm]	2,4	2,16	3,1	2,04	0,2
Odl. ucho (K) [cm]	1,5	1,46	3,7	2,06	<0,001
Odl. krętarz (S) [cm]	3,2	2,08	4,2	2,94	0,1
Odl. krętarz (K) [cm]	2,3	1,52	3,7	1,90	0,002
TA (S) [°]	196,5	5,27	197,3	7,17	0,6
TA (K) [°]	193,3	5,50	195,4	6,86	0,2
	Me	Q1/Q3	Me	Q1/Q3	p ^B
Odl. bark (S) [cm]	1,8	0,0/4,09	2,3	0,0/5,21	0,2
Odl. bark (K) [cm]	2,4	0,0/4,32	4,6	2,68/5,97	<0,001
Odl. kolano (S) [cm]	2,7	0,0/3,39	3,3	2,40/4,28	0,02
SA (S) [°]	167,0	166,0/170,0	168,0	165,0/169,0	0,7

p^A – wartość p z testu t-Studenta,

p^B – wartość p z testu U Manna-Whitneya, wartości istotne statystycznie (p<0,05) zostały pogrubione

Wykaz skrótów: LBP – ból dolnego odcinka kręgosłupa (ang. *low back pain*), odl. ucho – odległość między płatkiem ucha a linią ciężkości, odl. krętarz – odległość między szczytem krętarza większego a linią ciężkości, odl. bark – odległość między wyrostkiem barkowym a linią ciężkości, odl. kolano – odległość między nadkłykiem bocznym kości udowej a linią ciężkości, TA – kąt pochylenia tułowia (ang. *trunk angle*), SA – kąt pochylenia ciała (ang. *sway angle*), S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, SD – odchylenie standardowe, N – liczba badanych, Me – mediana, Q1 – dolny kwartył, Q3 – górny kwartył

Do dalszej analizy wykorzystano podział badanych ze względu na występowanie bólu kręgosłupa w odcinku piersiowym i/lub szyjnym. Istotną różnicę w wartościach średnich zaobserwowano tylko w przypadku kąta udowo-miednicznego (u osób z bólem zaobserwowano istotnie mniejsze wartości zarówno w pozycji stojącej jak i klęczącej) (Tabela XIV). Istotnych

różnic w wartościach średnich nie zaobserwowano w przypadku pozostałych wskaźników ustawienia stawu biodrowego, a także w przypadku lokalnych i globalnych cech postawy ciała.

Tabela XIV. Porównanie wskaźników ustawienia stawu biodrowego wśród osób z bólem i bez bólu piersiowego i/lub szyjnego odcinka kręgosłupa

	Nie (N=31)		Tak (N=31)		p ^A
	Średnia	SD	Średnia	SD	
LA (S) [°]	79,9	11,91	78,3	15,35	0,6
LA (K) [°]	83,1	12,43	79,4	13,45	0,3
PFA (S) [°]	79,6	6,17	75,9	6,46	0,02
PFA (K) [°]	71,7	7,43	66,9	7,41	0,01
HP (S) [°]	2,6	1,38	2,6	1,98	0,9
HP (K) [°]	3,4	2,36	4,5	2,42	0,08

p^A – wartość p z testu t-Studenta, wartości istotne statystycznie (p<0,05) zostały pogrubione
 Wykaz skrótów: Th/CBP – ból piersiowego i/lub szyjnego odcinka kręgosłupa (ang. *thoracic/cervical back pain*), PFA – kąt udowo-miedniczny (ang. *pelvifemoral angle*), LA – kąt lędźwiowy (ang. *lumbar angle*), HP – ustawienie stawu biodrowego (ang. *hip position*), S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe

4.5. Zależność między ruchomością i ustawieniem stawu biodrowego a postawą ciała

Istnieje ujemna korelacja liniowa między zakresem zgięcia w stawie biodrowym po prawej i lewej stronie a odległością krętarza od linii ciężkości w pozycji klęczącej (odpowiednio $r=-0,34$, $p=0,007$, $r=-0,29$, $p=0,021$). Ujemną korelację liniową wykazano także pomiędzy wartością zmodyfikowanego testu Jandy po lewej stronie a odległością krętarza od linii ciężkości w pozycji stojącej ($r=-0,25$, $p=0,049$) (Tabela XV).

W Tabeli XVI przedstawiono korelacje Pearsona pomiędzy wskaźnikami ustawienia stawu biodrowego a lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała. Ujemną korelację liniową uzyskano pomiędzy kątem udowo-miednicznym w pozycji stojącej i klęczącej a kątem pochylenia ciała, pochyleniem miednicy oraz odległościami ucha, krętarza kości udowej i kolana od linii ciężkości (Tabela XV).

Tabela XV. Korelacja Pearsona pomiędzy wartościami testów oceniających zakres ruchomości w stawach biodrowych oraz lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała w badanej grupie (N=62)

		Odl. ucho (S)	Odl. ucho (K)	Odl. bark (S)	Odl. bark (K)	Odl. krętarz (S)	Odl. krętarz (K)	Odl. kolano (S)	SA (S)	TA (S)	TA (K)	PT (S)	PT (K)	Nach. KK (S)	LL (S)	KP (S)
ROM	r	-0,03	0,07	0,11	-0,04	0,21	-0,34	0,18	0,04	-0,13	-0,06	-0,10	-0,13	-0,001	0,08	0,05
zgięcie (P)	p	0,822	0,603	0,406	0,770	0,100	0,007	0,166	0,789	0,305	0,667	0,450	0,309	0,995	0,543	0,682
ROM	r	-0,21	0,18	-0,10	0,08	0,09	-0,29	0,07	0,01	-0,07	-0,02	-0,16	-0,25	0,12	0,16	0,15
zgięcie (L)	p	0,108	0,170	0,453	0,517	0,467	0,021	0,614	0,947	0,597	0,861	0,209	0,052	0,346	0,229	0,251
Test	r	0,003	-0,001	-0,11	0,12	-0,13	0,26	0,06	0,18	-0,12	-0,12	0,23	0,27	-0,21	0,18	0,08
Jandy (P)	p	0,981	0,995	0,412	0,361	0,322	0,038	0,619	0,154	0,375	0,366	0,071	0,035	0,102	0,163	0,535
Test	r	0,09	-0,13	0,04	-0,08	-0,01	0,11	0,09	0,02	0,08	0,16	0,24	0,17	-0,27	0,10	0,05
Jandy (L)	p	0,475	0,315	0,753	0,531	0,931	0,400	0,505	0,857	0,523	0,209	0,060	0,184	0,035	0,426	0,705
Zmod. test	r	0,06	0,07	-0,17	0,13	-0,19	0,08	-0,16	0,16	0,07	-0,02	0,04	0,10	-0,11	0,03	0,08
Jandy (P)	p	0,652	0,579	0,192	0,333	0,144	0,543	0,226	0,223	0,571	0,899	0,746	0,421	0,394	0,811	0,5405
Zmod. test	r	-0,06	-0,04	-0,21	-0,02	-0,25	0,12	-0,23	0,07	0,12	-0,01	0,05	0,08	-0,20	0,09	0,02
Jandy (L)	p	0,673	0,758	0,098	0,878	0,049	0,364	0,067	0,610	0,353	0,944	0,717	0,523	0,139	0,487	0,852
FHE (P)	r	0,12	-0,04	0,22	-0,06	0,03	0,19	0,07	-0,16	-0,01	0,01	0,10	0,13	-0,08	0,09	-0,01
	p	0,360	0,753	0,090	0,640	0,820	0,140	0,616	0,228	0,959	0,959	0,445	0,309	0,525	0,503	0,916
FHE (L)	r	0,09	-0,05	0,10	-0,02	0,10	0,07	-0,02	-0,11	-0,12	-0,06	0,04	0,06	-0,09	0,13	0,07
	p	0,495	0,702	0,432	0,903	0,453	0,598	0,905	0,405	0,347	0,632	0,744	0,671	0,475	0,304	0,594

Wykaz skrótów: : ROM – zakres ruchomości (ang. *Range of Motion*), P – prawa strona, L – lewa strona, FHE – test oceniający zakres ruchomości w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (w pozycji klęczącej) (ang. *functional hip extension*), odl. ucho – odległość między płatkiem ucha a linią ciężkości, odl. krętarz – odległość między szczytem krętarza większego a linią ciężkości, odl. bark – odległość między wyrostkiem barkowym a linią ciężkości, odl. kolano – odległość między nadkłykiem bocznym kości udowej a linią ciężkości, TA – kąt pochylenia tułowia (ang. *trunk angle*), SA – kąt pochylenia ciała (ang. *sway angle*), PT – pochylenie miednicy (ang. *pelvic tilt*), Nach. KK – nachylenie kości krzyżowej, LL – lordoza lędźwiowa, KP – kifoza piersiowa, S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, r – współczynnik korelacji, p - istotność współczynnika korelacji, wartości istotne statystycznie ($p < 0,05$) zostały pogrubione

Tabela XVI. Korelacja Pearsona pomiędzy wskaźnikami ustawienia stawu biodrowego oraz lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała w badanej grupie (N=62)

		Odl. ucho (S)	Odl. ucho (K)	Odl. bark (S)	Odl. bark (K)	Odl. krętarz (S)	Odl. krętarz (K)	Odl. kolano (S)	SA (S)	TA (S)	TA (K)	PT (S)	PT (K)	Nach. KK (S)	LL (S)	KP (S)
LA (S)	r	0,06	-0,38	-0,05	-0,16	0,18	-0,27	-0,12	0,18	-0,32	-0,31	-0,22	-0,26	-0,21	-0,08	0,07
	p	0,633	0,002	0,677	0,203	0,173	0,037	0,368	0,174	0,010	0,015	0,080	0,039	0,099	0,550	0,567
LA (K)	r	0,06	-0,27	-0,02	-0,12	0,25	-0,24	-0,07	0,13	-0,27	-0,24	-0,20	-0,19	-0,19	-0,09	0,07
	p	0,639	0,035	0,903	0,365	0,055	0,059	0,577	0,327	0,037	0,064	0,117	0,132	0,139	0,471	0,604
HP (S)	r	0,59	-0,03	0,67	0,02	0,94	-0,33	0,61	-0,27	0,07	0,07	0,19	0,11	0,03	0,02	0,10
	p	0,000	0,809	0,000	0,892	0,000	0,009	0,000	0,037	0,600	0,583	0,132	0,381	0,826	0,861	0,445
HP (K)	r	-0,06	0,21	-0,11	0,23	-0,43	0,90	-0,01	0,43	-0,18	-0,10	0,38	0,44	-0,17	0,11	-0,01
	p	0,638	0,102	0,407	0,072	0,001	0,000	0,951	0,000	0,173	0,421	0,002	0,000	0,184	0,405	0,915
PFA (S)	r	-0,11	-0,25	-0,09	-0,18	0,09	-0,52	-0,29	-0,30	0,17	-0,04	-0,90	-0,87	0,13	-0,16	-0,06
	p	0,39	0,05	0,50	0,16	0,51	0,00	0,02	0,02	0,18	0,78	0,00	0,00	0,32	0,21	0,65
PFA (K)	r	-0,08	-0,28	-0,08	-0,24	0,11	-0,60	-0,19	-0,27	0,22	0,13	-0,84	-0,95	0,19	-0,20	-0,03
	p	0,53	0,03	0,56	0,06	0,38	0,00	0,13	0,03	0,09	0,30	0,00	0,00	0,13	0,11	0,84

Wykaz skrótów: PFA – kąt udowo-miedniczny (ang. *pelvifemoral angle*), LA – kąt lędźwiowy (ang. *lumbar angle*), HP – ustawienie stawu biodrowego (ang. *hip position*), odl. ucho – odległość między płatkami ucha a linią ciężkości, odl. krętarz – odległość między szczytem krętarza większego a linią ciężkości, odl. bark – odległość między wyrostkiem barkowym a linią ciężkości, odl. kolano – odległość między nadkłykiem bocznym kości udowej a linią ciężkości, TA – kąt pochylenia tułowia (ang. *trunk angle*), SA – kąt pochylenia ciała (ang. *sway angle*), PT – pochylenie miednicy (ang. *pelvic tilt*), Nach. KK – nachylenie kości krzyżowej, LL – lordoza lędźwiowa, KP – kifoza piersiowa, S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, r – współczynnik korelacji, p - istotność współczynnika korelacji, wartości istotne statystycznie (p<0,05) zostały pogrubione

4.6. Podział badanych na grupy ze względu na występowanie deficytu wyprostowania w stawach biodrowych wykonany na podstawie analizy skupień

Na podstawie analizy skupień wyodrębniono 2 grupy. Pierwsza grupa (brak deficytu wyprostowania w stawach biodrowych) charakteryzowała się wyższymi wartościami wskaźników ustawienia stawu biodrowego (LA oraz PFA), a także mniejszymi wartościami różnic między pozycjami w przypadku wskaźników pozycyjnych stawu biodrowego. Istotna różnica dotyczyła również pochylenia miednicy. Osoby w grupie bez deficytu wyprostowania w stawie biodrowym cechowały się mniejszą wartością tego wskaźnika zarówno w pozycji stojącej jak i klęczącej (Tabela XVII). Oceniono również częstość występowania bólu kręgosłupa w wyodrębnionych grupach. LBP zaobserwowano częściej w grupie osób z deficytem wyprostowania w stawach biodrowych (Tabela XVIII).

Tabela XVII. Średnia i odchylenie standardowe badanych zmiennych w grupach wyodrębnionych ze względu na występowanie deficytu wyprostowania w stawach biodrowych na podstawie analizy skupień

	Brak deficytu (N=31)		Deficyt wyprostowania (N=31)	
	Średnia	SD	Średnia	SD
FHE (P) [°]	1,2	0,66	1,5	0,95
LA (S) [°]	89,9	7,81	68,3	8,75
LA (K) [°]	90,5	10,25	72,0	7,79
LA (różnica*) [°]	0,6	8,04	3,7	3,74
PFA (S) [°]	80,4	6,05	75,2	6,05
PFA (K) [°]	72,4	7,51	66,2	6,8
PFA (różnica*) [°]	8,0	3,5	9,0	3,43
HP (S) [°]	2,7	1,5	2,5	1,88
HP (K) [°]	3,5	2,45	4,4	2,39
HP (różnica**) [°]	6,3	2,61	6,8	2,13
PT (S) [°]	10,6	5,28	13,6	4,50
PT (K) [°]	13,8	6,49	18,7	5,32
PT (różnica*) [°]	3,2	2,51	5,1	2,84

* różnica między pozycją klęczącą i stojącą (wartość oceniona w pozycji klęczącej – wartość oceniona w pozycji stojącej)

** wartość oceniona w pozycji klęczącej + wartość oceniona w pozycji stojącej

Wykaz skrótów: FHE – test oceniający zakres ruchomości w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (w pozycji klęczącej) (ang. *functional hip extension*), PFA – kąt udowo-miedniczny (ang. *pelvifemoral angle*), LA – kąt lędźwiowy (ang. *lumbar angle*), HP – ustawienie stawu biodrowego (ang. *hip position*), PT – pochylenie miednicy (ang. *pelvic tilt*), P – prawa strona, S – pozycja stojąca, K – pozycja klęcząca, N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe

Tabela XVIII. Porównanie częstości występowania LBP w grupach z deficytem i bez deficytu wyprostu w stawach biodrowych

	Występowanie LBP		p
	Nie	Tak	
Brak deficytu	24 77,40%	7 22,60%	0,001
Deficyt wyprostu	11 35,50%	20 64,50%	

Wykaz skrótów: LBP – ból dolnego odcinka kręgosłupa (ang. *low back pain*),

p - wartość p z testu Chi-kwadrat,

wartości istotne statystycznie ($p < 0,05$) zostały pogrubione

5. Dyskusja

Głównym celem niniejszej pracy było określenie zależności między deficytem wyprostu w stawie biodrowym a lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała i bólem dolnego odcinka kręgosłupa wśród ludzi młodych.

Określenie tej zależności wymagało uwzględnienia wielu czynników:

- dobór jednolitej grupy pod względem płci, wieku, jednostki chorobowej, obciążeń zawodowych i sportowych, mechanizmów i schematów bólu kręgosłupa,
- dobór wiarygodnych i powtarzalnych testów do oceny stawu biodrowego, które pozwolą ocenić bierny i czynny zakres ruchu zarówno w otwartym jak i zamkniętym łańcuchu mięśniowym,
- dobór odpowiednich metod i narzędzi badawczych do oceny wszystkich rodzajów kontroli posturalnej (wstępujący, zstępujący i centralny).

Ponadto określenie wyżej opisanej zależności wymagało wyodrębnienia osób z deficytem wyprostu w stawach biodrowych. Przeprowadzone badania wskazują, że na pełną ocenę stawu biodrowego składa się wiele elementów, a do określenia deficytu wyprostu nie wystarczy jeden test wykonany biernie w otwartym łańcuchu mięśniowym. Uzyskane wyniki sugerują, że ocena, a następnie poprawa funkcji w stawie biodrowym w otwartym łańcuchu kinematycznym jest niezbędna, ale wtórna w stosunku do funkcji w zamkniętym łańcuchu kinematycznym.

Ustalenie zależności między ruchomością w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej a bólem kręgosłupa oprócz jednolitej grupy badanej (pod względem bólu), wymagało także oceny dokładności i powtarzalności testów stosowanych do oceny wyprostu w stawie biodrowym. Zarówno w praktyce klinicznej jak, i w badaniach naukowych do oceny funkcji stawów biodrowych stosowane są testy o zróżnicowanej metodologii, nieokreślonej dokładności pomiarowej, różnej interpretacji. Ponadto, należy zaznaczyć, że pomiary ROM w stawach biodrowych są bardzo trudne ze względu na włączanie się do ruchu miednicy i kręgosłupa lędźwiowego. Istnieje wiele czynników zakłócających pomiary ROM (m.in.: pozycja, w której wykonywany jest pomiar, rodzaj goniometru, doświadczenie badającego, różna siła używana podczas pomiarów). Wszystkie te czynniki w istotnym stopniu przyczyniają się do kontrowersji w zakresie normatywnych wartości zgięcia i wyprostu, a także rozbieżności w zakresie normatywnych wartości długości mięśni zginających w stawie biodrowym. Od momentu opublikowania pierwszych wytycznych, dotyczących pomiaru zakresu ruchu w stawach w 1965 roku [100], w literaturze naukowej pojawiło się wiele źródeł podających normy

dla ruchów w stawie biodrowym [78,101-105]. Aktualne normy podawane przez American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) [76] mieszczą się w przedziale 10-30° i zależą m.in. od wieku, płci, BMI, a także sposobu wykonania pomiaru (aktywne/pasywne). Różnice w podawanych normach związane są również z wykorzystywanym narzędziem. W celu określenia norm pomiaru wykonywano przy użyciu goniometru, którego wiarygodność była wielokrotnie badana [106-108], jednak może być zakłócana przez rodzaj badanego stawu oraz budowę fizyczną osoby badanej [109]. Duże znaczenie ma pozycja, w której wykonywany jest pomiar [76]. Zgięcie w stawie biodrowym jest oceniane w pozycji leżenia tyłem z wyprostowanymi kończynami dolnymi w stawach kolanowych. Badający wykonuje ruch zgięcia w stawie biodrowym przy zgiętym stawie kolanowym. Należy zaznaczyć, że w pozycji leżenia tyłem kończyny dolne ustawiają się w pozycji maksymalnego rozluźnienia torebki stawowej stawu biodrowego (30° odwiedzenia, 30° rotacji zewnętrznej, 30° zgięcia), co powoduje, że wykonanie czystego ruchu zgięcia w stawie biodrowym jest trudne. Podczas wykonywania testu należy zwrócić uwagę na konieczność utrzymywania kończyn dokładnie w płaszczyźnie strzałkowej przez kontrolowanie odwodzenia i rotacji podczas zginania i prostowania w stawie biodrowym. Istotne znaczenie ma również stabilizacja miednicy (zabezpieczenie przed tyłopochyleniem i rotacją). Według wytycznych AAOS [76] pozycja końcowa osiągnięta jest, gdy badający odczuwa pierwszy opór lub pojawia się tyłopochylenie miednicy. Wiarygodność pomiarów w tej pozycji jest niska [110-112], a punkty podparcia miednicy zależą od budowy fizycznej osoby badanej. Ponadto wykonanie pomiaru wyprostu w tej pozycji nie jest możliwe u osób z przykurczem w stawie biodrowym, ponieważ wtedy pozycja wyjściowa do wykonania testu nie wynosi 0° [113]. Aby ustawić staw biodrowy w 0° zgięcia, odwiedzenia, rotacji należy ustawić badanego w pozycji na brzuchu na brzegu leżanki tak, aby kolce biodrowe przednie górne opierały się o brzeg leżanki, kolana oparte o podnózek tak aby miednica i odcinek lędźwiowy kręgosłupa znajdował się w pozycji neutralnej. Aktualne normy wyprostu podawane przez American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) [76] mieszczą się w przedziale 10-30° i zależą od wieku, płci, BMI oraz sposobu wykonania pomiaru (aktywne/pasywne). Normy te dotyczą pomiarów wykonywanych za pomocą goniometru. Znacznie mniejsze wyniki zakresu ruchu uzyskali badacze oceniając ROM w stawach za pomocą USG (zakres zgięcia z pozycji maksymalnego wyprostu wynosił średnio 68°±17°) [53].

Rozbieżności w literaturze dotyczą także normatywnych wartości długości mięśni zginających w stawie biodrowym. Normy długości mięśni są różne w zależności od metodologii badania (rodzaju mierzonego kąta oraz sposobu jego wyznaczenia). Ferber i wsp.

[114] oceniając za pomocą inklinometru kąt między udem a linią poziomą u 300 osób w wieku średnio $32,3 \pm 9,7$ lat uzyskał średnią wartość długości mięśnia biodrowo-łędźwiowego $-10,6 \pm 9,61^\circ$. Corkery i wsp. [82] mierząc kąt zgięcia w stawie biodrowym podczas testu Thomasa w grupie 72 osób w wieku 18-22 lata uzyskał średnią wartość $2,3 \pm 1,9^\circ$. Ta sama grupa badaczy oceniając długość mięśnia prostego uda mierzyła kąt zgięcia w stawie kolanowym uzyskując średnie wartości $53,5 \pm 11^\circ$. Jednak inni badacze podają normatywną wartość dla tego pomiaru na poziomie 90° [115,116].

Wyniki własne dotyczące długości zginaczy stawu biodrowego, ocenione za pomocą testu Jandy zbliżone są do przytoczonych wyżej wyników Ferber i wsp. [114]. Oceniając kąt zgięcia w stawie biodrowym (kąt między udem a linią poziomą) uzyskano wartości poniżej 0° (średnio $-11,2 \pm 5,11^\circ$ po prawej stronie i $-12,4 \pm 5,77^\circ$ po lewej stronie). Metodologia testu Jandy zbliżona jest do sposobu wykonania testu Thomasa i zmodyfikowanego testu Thomasa. Podczas wykonywania testu noga przeciwna osoby badanej wykonuje maksymalne zgięcie (przyciągnięcie nogi do klatki piersiowej), co może powodować rotację miednicy o oś podłużną i uniemożliwia wykonanie dokładnego pomiaru izolowanego ruchu w stawie biodrowym. Problem ten zauważyli także inni badacze [86,107,117]. Moreside i wsp. [106], oceniając wyprost w stawach biodrowych za pomocą zmodyfikowanego testu Thomasa zwrócił uwagę na konieczność utrzymywania kończyn dokładnie w płaszczyźnie strzałkowej przez kontrolowanie odwodzenia i rotacji podczas zginania i prostowania w stawie biodrowym. Badacze wprowadzili także dodatkowy element stabilizujący miednicę umieszczony pod kręgosłupem lędźwiowym, aby poprawić dokładność i wiarygodność testu. Badacze zwrócili uwagę, że podczas wykonywania zmodyfikowanego testu Thomasa miednica była utrzymywana w maksymalnym tyłopochyleniu, dlatego też od każdego pomiaru odejmowano 10° , co stanowiło zakres ruchu miednicy. Należy jednak rozważyć czy zakres ruchu miednicy u wszystkich badanych jest taki sam (10°). Brak możliwości oceny izolowanego zakresu ruchu wyprost w stawie biodrowym bez ruchu miednicy i kręgosłupa lędźwiowego przy użyciu testu Thomasa i zmodyfikowanego testu Thomasa udowodnili także inni badacze [86]. Zakres wyprost w stawie biodrowym oceniano również wykonując zmodyfikowany test Thomasa, natomiast aby wyeliminować wpływ ruchów miednicy na wyniki oceniano kąt zgięcia w stawie biodrowym względem miednicy, a nie względem linii poziomej jak w oryginalnej wersji testu. Oceniano kąt między linią łączącą ASIS i PSIS po tej samej stronie a osią długą kości udowej. Według Sprigle i wsp. [116] kąt ten w warunkach prawidłowych powinien wynosić 90° , dlatego też ocenioną wartość kąta odejmowano od 90° i w ten sposób otrzymywano zakres ruchu wyprost w stawie biodrowym (ang. *true hip extension*), który średnio wynosił $3,5 \pm 9,2^\circ$,

podczas gdy za pomocą zmodyfikowanego testu Thomasa wykonanego w oryginalnej wersji uzyskano wyniki średnio $2,8^{\circ} \pm 10,1^{\circ}$ [86]. Pomiar kąta zgięcia w stawie biodrowym względem miednicy zmniejszył błąd pomiarowy, natomiast wykonanie testu z maksymalnym przyciągnięciem nogi przeciwnej do klatki piersiowej uniemożliwiło ocenę izolowanego ruchu tylko w stawie biodrowym (przez opisaną wcześniej rotację miednicy o oś podłużną). W badaniach własnych zmodyfikowano procedurę testu Jandy, tak aby utrzymać miednicę w pozycji neutralnej, co umożliwiło dokładny pomiar wyprostu w stawach biodrowych w pozycji leżenia tyłem. W tym celu badanie wyprostu zostało poprzedzone oceną maksymalnego zgięcia kończyny przeciwnej w stawie biodrowym (bez rotacji i odwiedzenia) do punktu, w którym miednica pozostała nieruchoma. Następnie utrzymując przeciwną kończynę w ocenionym maksymalnym zgięciu opuszczano kończynę badaną do momentu włączenia się do ruchu ASIS po badanej stronie. Za pomocą zmodyfikowanego testu Jandy (oceniającego izolowany ruch wyprostu w stawie biodrowym) otrzymano wartości dodatnie wskazujące na deficyt wyprostu w stawach biodrowych w badanej grupie (średnio $11,6^{\circ} \pm 4,29^{\circ}$ po prawej stronie i $9,5^{\circ} \pm 4,91^{\circ}$ po lewej stronie). Uzyskane w ten sposób wyniki znacząco odbiegają od wyników uzyskanych przez innych autorów wykonujących pomiary w oryginalnej wersji testów.

Test Jandy w odróżnieniu od testu Thomasa i jego modyfikacji umożliwia przeprowadzenie dyferencji poszczególnych mięśni (mięsień biodrowo-lędźwiowy, mięsień prosty uda, mięsień naprężacz powięzi szerokiej, mięśnie przywodziciele uda). Autor testu opisał sytuację fizjologiczną oraz możliwe patologie w przypadku skrócenia poszczególnych mięśni. Ta dyferencja mięśniowa również powinna być prowadzona z utrzymaniem neutralnej pozycji miednicy:

1. Ocena mięśnia biodrowo-lędźwiowego przez ruch wyprostu w stawie biodrowym do momentu włączenia się do ruchu ASIS po badanej stronie i ocenę kąta zgięcia w stawie biodrowym.
2. Ocena mięśnia prostego uda przez stabilizację miednicy i stawu biodrowego w punkcie 1 i wprowadzenie ruchu zgięcia w stawie kolanowym do momentu włączenia się do ruchu ASIS po badanej stronie (ocena kąta zgięcia w stawie kolanowym).
3. Ocena mięśnia naprężacza powięzi szerokiej przez stabilizację miednicy i stawu biodrowego w punkcie 1 i wprowadzenie ruchu przywodzenia w stawie biodrowym do momentu włączenia się do ruchu ASIS po badanej stronie (ocena kąta przywiedzenia w stawie biodrowym).

Tak wykonany test – zmodyfikowany test Jandy - również ma ograniczenia i minusy (trudność w wykonaniu testu oraz fakt, że pozycja końcowa definiowana jest przez subiektywne odczucie badającego).

Należy zaznaczyć, że wszyscy badacze wyprost w stawach biodrowych oceniają w pozycji odciążenia (w pozycji leżącej na plecach lub na brzuchu), w której możliwy jest pomiar zakresu ruchu (ocena struktur pasywnych oraz długości mięśni). Brak doniesień naukowych opisujących test w pozycji funkcjonalnej (stojącej), która pozwoli ocenić schematy kompensacyjne, wzorce ruchowe oraz równowagę i koordynację mięśniową. Pomiary aktywności mięśni działających na staw biodrowy również zazwyczaj wykonywane są w pozycjach leżących w otwartym łańcuchu kinematycznym. Cochrane i wsp. [118] podjęli próbę oceny aktywności prostowników stawu biodrowego w wyższej pozycji (ang. *semi-orthostatic*) w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, uzyskując w ten sposób inne wzorce aktywności mięśniowej niż pozostali badacze. Vogt i wsp. [119] oceniali zakres ruchomości w stawach biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu wśród osób w wieku 25-55 lat, uzyskując średnie wartości wśród osób zdrowych $38,3^{\circ} \pm 9,1^{\circ}$. Grupa badaczy zwraca uwagę na duże różnice zarówno w zakresach ruchów jak i we wzorcach aktywności mięśni działających na staw biodrowy podczas oceny w pozycji leżącej w otwartym łańcuchu kinematycznym, a pomiarach wykonywanych w pozycjach funkcjonalnych i w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Należy jednak zaznaczyć, że pomiary te wykonywane były podczas chodu, kiedy to izolowana ocena zakresu ruchu tylko w stawie biodrowym nie jest możliwa ze względu na włączanie się do ruchu sąsiednich stawów.

Z tego względu w badaniach własnych wprowadzono dodatkowy test – test FHE – wykonany w swobodnej pozycji klęczącej [pozycja zbliżona do pozycji funkcjonalnej (stojącej) i równocześnie możliwie najbardziej izolowana – z wyłączeniem stawów skokowych i kolanowych]. Test wykonywany był aktywnie, uzyskano średnio $1,3^{\circ} \pm 0,83^{\circ}$ po prawej stronie i $1,9^{\circ} \pm 0,68^{\circ}$ po lewej stronie). Zaletą testu jest wykonywanie go w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, w pozycji zbliżonej do funkcjonalnej i możliwie izolowanej (z wyłączeniem stawów skokowych) a także czynne jego wykonanie. Aktywny zakres ruchomości (AROM) wymaga integracji świadomości - czynnego zaangażowania mięśni działających na staw. Oprócz zakresu ruchu pozwala także ocenić aktywność i koordynację mięśniową. Minusem testu jest trudność wykonania (konieczność utrzymania płaszczyzny strzałkowej, niestabilne podłoże, subiektywna ocena przez badającego, czy do ruchu nie włącza się odcinek lędźwiowy kręgosłupa oraz czy ruch nie jest wykonywany w stawach kolanowych). Dodatkowo nie ma możliwości wykonania tego testu u osób z dysfunkcjami stawu kolanowego. Należy jednak podkreślić, że kończyny dolne w spionizowanej postawie są odpowiedzialne za przykazywanie sił na podłoże i odwrotnie. Najczęściej spotykane problemy uwidaczniają się więc w zamkniętym łańcuchu mięśniowym. Ocena a następnie poprawa funkcji w stawie biodrowym

w otwartym łańcuchu kinematycznym jest niezbędna, ale wtórna w stosunku do funkcji w zamkniętym łańcuchu kinematycznym.

W badaniach własnych oprócz zmodyfikowanego testu Jandy wykonywano również ten test w wersji oryginalnej, aby sprawdzić jaka jest różnica w zakresie ruchu wyprostu w tych dwóch sytuacjach (w teście Jandy – gdy do ruchu włącza się miednica i odcinek lędźwiowy kręgosłupa oraz w zmodyfikowanym teście Jandy – gdy ocenia się izolowany ruch wyprostu bez miednicy i kręgosłupa lędźwiowego). Badania własne wykazały bardzo duże różnice. W teście Jandy uzyskano ujemne wartości, co oznacza, że zakres ruchu wynosił średnio $11,2^\circ$ po prawej stronie i $12,4^\circ$ po lewej stronie, natomiast wyniki zmodyfikowanego testu Jandy wskazywały na duży deficyt wyprostu, średnio $11,6^\circ$ deficytu po prawej stronie i $9,5^\circ$ deficytu po lewej stronie). Oceniono także korelacje pomiędzy poszczególnymi testami. Gdy zmniejsza się zakres ruchu zgięcia, zmniejsza się również zakres wyprostu. Ograniczenie torebki stawowej z góry i od przodu powoduje ograniczenie wyprostu, ale również ograniczenie zgięcia.

Testy kliniczne stanowią ważną część całego procesu diagnostycznego, dlatego istotne jest rozważenie przydatności danego testu w rozwiązaniu określonego problemu diagnostycznego. Według zasad EBM (ang. *evidence-based medicine*) określenie przydatności testu związane jest z oceną wiarygodności informacji na temat testu oraz oceną parametrów określających trafność testu. Kluczowa jest zatem ujednolicona metodologia każdego testu, czyli opis wykonania testu i interpretacji wyników umożliwiający jego odtworzenie. Każdy test powinien posiadać: jasno zdefiniowaną pozycję wyjściową, dokładny opis wykonania testu, jasno zdefiniowane parametry oceniane podczas testu, opis przyłożenia urządzenia pomiarowego i sposób odczytu wyniku, jasno zdefiniowaną pozycję końcową (kryteria pozycji końcowej), normatywne wartości i interpretację wyników. Tylko tak wykonywane testy umożliwią porównywanie pomiarów wykonywanych w różnych ośrodkach badawczych, w różnych grupach badanych. Istotne jest również określenie dokładności pomiarowej danego testu, szczególnie podczas oceny ROM w stawach, gdzie kryteria pozycji końcowej determinowane są przez subiektywne odczucia badanych lub badających. Dokładność pomiarowa (ang. *reliability*) odnosi się do stopnia zgodności poszczególnych pomiarów między sobą wykonywanych na tych samych badanych w tych samych warunkach. Boone i wsp. [120] wykazali, że podczas pomiarów ROM dokładność pomiarowa między pomiarami wykonywanymi przez tego samego badacza (ang. *intra-tester reliability*) jest znacznie lepsza niż podczas pomiarów wykonywanych przez różnych badaczy (ang. *inter-tester reliability*). Podobne wyniki uzyskano w badaniach własnych, *intra-tester reliability* była wyższa w

przypadku wszystkich testów. Część badaczy uważa zmodyfikowany test Thomasa za wiarygodne narzędzie do oceny długości zginaczy biodra [77,79], czemu zaprzeczają wyniki innych badaczy [80,81]. W badaniach własnych wykazano prawie idealną dokładność pomiarową w pomiarach wykonywanych przez tego samego badacza w teście oceniającym zakres zgięcia, w teście Jandy i w zmodyfikowanym teście Jandy. Umiarkowaną dokładność pomiarową uzyskano w przypadku testu FHE. Gorsze wyniki współczynnika ICC uzyskano w przypadku pomiarów wykonywanych przez dwóch badaczy. W przypadku testu zgięcia w stawie biodrowym, testu Jandy i zmodyfikowanego testu Jandy dokładność pomiarowa była na poziomie umiarkowanym, natomiast w przypadku FHE na poziomie przeciętnym. Należy również zaznaczyć, że wielu badaczy nie podaje dokładnych informacji dotyczących obliczania ICC (model ICC, typ oraz pomiary), a te czynniki wpływają na wartość samego wskaźnika. W związku z tym porównanie uzyskanych wyników do rezultatów innych badaczy jest utrudnione. Przeciętny i umiarkowany poziom wskaźnika ICC dotyczący testu FHE związany jest z wieloma czynnikami. Istotnym czynnikiem zakłócającym jest opisana wyżej trudność wykonania testu, a także czynniki związane z aktywnym wykonaniem testu (przemieszczenie się osi stawu podczas ruchu, różna siła wkładana w wykonywany ruch przez badanych, zmęczenie mięśni, stopień zrozumienia zadania, różny stan tkanki mięśniowej i łącznej w zależności od pory dnia, zmian hormonalnych, obciążeń zawodowych i sportowych itd.).

W celu określenia deficytu w stawach biodrowych w badaniach własnych wyznaczono również wskaźniki oceniające ustawienie stawu biodrowego. Wskaźniki te oznaczono w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, najpierw w swobodnej pozycji stojącej, następnie po przyjęciu swobodnej pozycji klęczącej (po zmniejszeniu punktu podparcia i wyeliminowaniu możliwości kompensacji w stawach skokowych). Wszystkie wskaźniki istotnie zmieniały się po przejściu z pozycji stojącej do klęczącej. Istotnie mniejszy po przyjęciu pozycji klęczącej był wskaźnik PFA (kąt między linią łączącą ASIS i PSIS po tej samej stronie a osią długą kości udowej). Jak podają inni autorzy [121] wartość kąta powinna wynosić 90° . Średnia wartość kąta w całej grupie wynosiła $77,8^\circ$ w pozycji stojącej, natomiast w pozycji klęczącej średnio $69,3^\circ$. W przeciwieństwie do innych badaczy [86], wartość obliczonego kąta nie odejmowano od 90° , ponieważ nie ma jednoznacznej opinii na temat neutralnego ustawienia stawu biodrowego, zwłaszcza w pozycjach wyższych (stojącej czy klęczącej). Należy zwrócić uwagę na inny wskaźnik ustawienia stawu biodrowego – kąt lędźwiowy (LA). Wskaźnik ten przy zmianie pozycji zachowuje się inaczej w zależności od występowania bólu kręgosłupa. Nie różnił się istotnie między pozycjami wśród osób bez LBP, podczas gdy w grupie osób z bólem był istotnie wyższy w pozycji klęczącej. Istotną korelację wykazano między testem FHE a

kątem PFA w pozycji klęczącej. Im mniejszy zakres ruchu wyprostu w teście FHE, tym większa wartość kąta PFA. Jest to prawidłowa zależność wskazująca na brak deficytu wyprostu w stawie biodrowym. Zaobserwowano ją tylko w grupie osób bez bólu kręgosłupa.

Uzyskane wyniki sugerują konieczność wprowadzenia testu w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (zgodnie z metodologią testu FHE), natomiast należy rozważyć ocenę kąta PFA podczas wykonywania ruchu, a nie tylko jako wskaźnik pozycyjny. Ocena zakresu ruchu (ocena zmiany kąta podczas wykonywania wyprostu) dostarcza cennych informacji wskazujących na deficyt strukturalny lub funkcjonalny. Brak ruchu podczas wykonywania tego testu oraz brak postępu podczas terapii będzie wskazaniem do wykonania zdjęcia RTG w celu oceny struktur kostnych stawu biodrowego.

Przeprowadzone badania wskazują, że do oceny funkcji stawu biodrowego nie wystarcza jeden test oceniający pasywny zakres ruchomości w pozycji odciążenia w otwartym łańcuchu kinematycznym. Istotna jest również ocena ruchomości czynnej w pozycjach wyższych w zamkniętym łańcuchu mięśniowym, a także samo ustawienie stawu biodrowego w pozycji stojącej. Zatem określenie deficytu w stawie biodrowym możliwe jest po wykonaniu kilku testów i ich analizy. W badaniach własnych w tym celu wykonano analizę skupień. Do określenia deficytu wyprostu wykorzystano wskaźniki pozycyjne oraz zakres ruchomości czynnej w zamkniętym łańcuchu mięśniowym. Grupa osób bez deficytu wyprostu cechowała się większymi zakresami ruchomości biernej oraz lepszymi globalnymi wskaźnikami postawy ciała. Warto zaznaczyć, że w tej grupie osób częstość występowania bólu kręgosłupa była istotnie mniejsza niż w grupie osób z deficytem wyprostu.

Podsumowując kompleksowa ocena funkcji stawu biodrowego to ocena:

- biernego izolowanego (bez ruchu miednicy) zakresu ruchomości w otwartym łańcuchu kinematycznym,
- czynnego zakresu ruchu w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (oceną kąta zgięcia w stawie biodrowym w stosunku do miednicy),
- wskaźników pozycyjnych ustawienia stawu w pozycji stojącej,
- w razie potrzeby konieczne jest wykonanie badania obrazowego w celu ustalenia przyczyn deficytów ruchomości.

Kompleksowa i dokładna ocena stawów biodrowych daje możliwość oceny wpływu dysfunkcji stawów biodrowych na mechanizmy kontroli posturalnej i tym samym na ból kręgosłupa. W literaturze przedmiotu istnieje bardzo dużo kontrowersji na temat zależności: ograniczenie ruchomości stawu biodrowego – mechanizmy kontroli posturalnej – ból kręgosłupa. Nie są również jasne mechanizmy, które tę zależność kształtują. Część badaczy

uważa, że ból kręgosłupa wśród osób z chorobą zwyrodnieniową stawów biodrowych powstaje w wyniku zaburzenia równowagi kręgosłupowo-miednicznej [122-124], podczas gdy inni nie potwierdzają tej zależności [125,126], wskazując na przyczynę ograniczenie ruchomości dysfunkcyjnych stawów biodrowych [127,128]. Inni badacze sugerują, że ograniczenie ruchomości stawów biodrowych w wyniku FAI czy HOA (ang. *hip osteoarthritis*) powoduje zaburzenie jednego z mechanizmów kontroli posturalnej (kontroli środka ciężkości) [50,51,126,129], a z kolei inne badania wskazują, że zaburzenia tego systemu korelują z bólem kręgosłupa [130,131]. Jednak część badaczy nie wykazała bezpośredniej zależności: dysfunkcja biodra – zaburzenie kontroli środka ciężkości - ból kręgosłupa [126,129].

W związku z tym w badaniach własnych oceniono poszczególne zależności między sobą. Sprawdzone korelację między deficytem wyprostu a bólem kręgosłupa, korelację między deficytem wyprostu a wskaźnikami postawy ciała oraz korelację między cechami postawy ciała a bólem kręgosłupa.

W literaturze przedmiotu istnieje wiele kontrowersji na temat zależności między deficytem wyprostu w stawie biodrowym a bólem kręgosłupa. Alricsson i wsp. [132] nie wykazali zależności między aktywnym i pasywnym zakresem ruchomości stawów biodrowych a bólem kręgosłupa wśród młodych sportowców. Natomiast Kim i wsp. [133] wskazują, że deficyt zgięcia w stawie biodrowym powoduje zwiększone tyłopochylenie miednicy i zwiększenie lordozy lędźwiowej w pozycji siedzącej i przez to może być przyczyną LBP. Zależność między ograniczeniem ruchomości w stawach biodrowych a LBP wykazali także inni badacze [134-136], zwracając uwagę na duży wpływ asymetrii w zakresie ruchomości stawów biodrowych na występowanie bólu kręgosłupa [134,135] oraz zakresu wyprostu w stawie biodrowym [134]. Ograniczenie wyprostu w stawach biodrowych może wynikać ze skrócenia mięśni zginaczy stawu biodrowego (mięsień biodrowo-lędźwiowy, mięsień prosty uda, mięsień naprężacz powięzi szerokiej).

W badaniach własnych nie wykazano istotnych różnic w wartościach poszczególnych testów do oceny zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym w grupach z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa. Różnic nie wykazano w przypadku testów wykonanych w pozycji odciążenia w otwartym łańcuchu kinematycznym, ale również w teście FHE (wykonanym w zamkniętym łańcuchu kinematycznym). Może to być związane z małą dokładnością pomiarową tego testu. Natomiast istotny jest fakt, że wykazano różnice w grupach z LBP i bez, jeśli chodzi o wartości wskaźników pozycyjnych stawu biodrowego (zarówno te ocenione w pozycji klęczącej jak i stojącej). Należy również zwrócić uwagę, że zaobserwowano istotną różnicę w częstości występowania bólu kręgosłupa w grupach wyodrębnionych na podstawie analizy

skupień. W grupie osób z deficytem wyprostu w stawie biodrowym (ocenionym na podstawie aktywnego zakresu ruchu oraz wskaźników pozycyjnych ocenionych w zamkniętym łańcuchu kinematycznym) ból kręgosłupa występował istotnie częściej w porównaniu do grupy bez deficytu wyprostu. Uzyskane wyniki sugerują, że badając zależność między deficytem wyprostu w biodrze a LBP nie wystarczy wykonać jeden test w odciążeniu oceniający ruchomość bierną. Oprócz tego należy wziąć pod uwagę ruchomość czynną w zamkniętym łańcuchu kinematycznym (aktywność i koordynację mięśniową), a także samo ustawienie stawu biodrowego względem linii ciężkości.

Ze względu na zróżnicowaną metodologię wykonywanych testów w literaturze naukowej istnieje wiele kontrowersji na temat zależności między wyprostem w stawie biodrowym a bólem dolnego odcinka kręgosłupa. Niektórzy badacze wykazali zależność między długością mięśnia biodrowo-lędźwiowego a bólem dolnego odcinka kręgosłupa [134,137], podczas gdy inne badania nie potwierdzają tej zależności [138,139].

Skrócenie mięśni zginaczy stawu biodrowego wpływa również na antagonistów tych mięśni (prostowników stawu biodrowego, szczególnie na mięsień pośladkowy wielki) na zasadzie recyprokalnej inhibicji, powodując ich wyhamowanie [140]. Mills i wsp. [140] wykazali, że skrócenie mięśni zginaczy stawu biodrowego powoduje zmniejszenie aktywności mięśnia pośladkowego wielkiego i zwiększenie aktywności mięśni kulszowo-goleniowych, co prowadzi do modyfikacji wzorców ruchowych i urazów w obrębie kończyn dolnych. Zmniejszona aktywność mięśnia pośladkowego wielkiego może prowadzić do destabilizacji stawów krzyżowo-biodrowych, zwiększonego obciążenia i mikrourazów nocycyptywnie unerwionych tkanek i w konsekwencji do bólu w rejonie kręgosłupa i miednicy. Mięsień pośladkowy wielki odgrywa istotną rolę stabilizacyjną podczas podnoszenia przedmiotów. W trakcie tej czynności istnieje największe ryzyko uszkodzenia krążka międzykręgowego [141]. Nieodpowiednia aktywność mięśnia pośladkowego wielkiego może więc powodować uszkodzenia dysku podczas wszystkich czynności związanych z podnoszeniem. Amabile i wsp. [141] na podstawie analizy scanów tomografii komputerowej wykazali atrofię mięśnia pośladkowego wielkiego wśród kobiet z bólem dolnego odcinka kręgosłupa. Istotne znaczenie mają także wzorce aktywności mięśniowej podczas poszczególnych ruchów czy testów. Według Jandy [83] najczęstszym zaburzeniem wzorca wyprostu jest zbyt wczesna aktywacja mięśni przykręgosłupowych i opóźnienie lub brak aktywacji mięśnia pośladkowego wielkiego, oceniana w pozycji leżenia przodem. Jednak inni badacze oceniając wzorzec wyprostu w stawie biodrowym w pozycji leżenia na brzuchu nie potwierdzili opóźnionej aktywności mięśnia pośladkowego wielkiego u osób z bólem kręgosłupa [142]. Należy jednak zwrócić uwagę na

kolejność aktywacji poszczególnych mięśni w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, w wyższych pozycjach, zbliżonych do tych, w których funkcjonujemy. Cochrane i wsp. [118] badając zdrowych mężczyzn, nie wykazali różnic w czasie włączania się mięśnia pośladkowego wielkiego i mięśnia dwugłowego uda podczas wyprostów w stawie biodrowym w zamkniętym łańcuchu kinematycznym w wyższej pozycji (ang. *semi-orthostatic position*).

Badania własne podkreślają konieczność wykonywania pomiarów ruchomości i oceny aktywności mięśniowej w zamkniętym łańcuchu mięśniowym w pozycjach funkcjonalnych i możliwie najbardziej izolowanych. Na szczególną uwagę zasługuje pomiar kąta udowo-miednicznego (PFA). Mniejsze wartości tego kąta uzyskano zarówno w grupie osób z LBP iak i w grupie osób z bólem piersiowego i szyjnego odcinka kręgosłupa (w porównaniu do osób bez bólu). Deficyt wyprostów w stawie biodrowym może powodować protrakcyjne ustawienie głowy w pozycji stojącej, ale przede wszystkim podczas wszystkich ruchów wymagających pełnego wyprostów (np. chód). Z kolei protrakcyjne ustawienie głowy może przyczyniać się do powstawania dysbalansów mięśniowych i przeciążeń w obrębie kręgosłupa piersiowego i szyjnego.

Podsumowując deficyt wyprostów w stawie biodrowym może być przyczyną bólu kręgosłupa z wielu powodów:

1. Zmniejszona aktywność mięśnia pośladkowego wielkiego i zwiększone napięcie mięśnia biodrowo-łędźwiowego może wpływać na zmiany obciążenia w obrębie struktur kręgosłupa lędźwiowego. Przyczep mięśnia biodrowo-łędźwiowego do miednicy i kręgosłupa lędźwiowego powoduje, że jego stan zwiększonego napięcia może prowadzić do zwiększenia lordozy lędźwiowej i zmian w rozkładzie obciążenia w obrębie struktur kręgosłupa lędźwiowego [69]. Kumulacja obciążeń na nocceptywnie unerwione tkanki kręgosłupa może stać się czynnikiem wywołującym ból [70].
2. Ograniczenie ruchomości stawu biodrowego może powodować zwiększenie fizjologicznej ruchomości w stawach sąsiednich. Ograniczenie wyprostów w stawie biodrowym powoduje, że do ruchomości stawu krzyżowo-biodrowego dochodzi wcześniej, co może prowadzić do zaburzeń w mechanizmie samoryglowania tego stawu i w konsekwencji jego destabilizacji. Innymi konsekwencjami deficytu wyprostów w biodrze podczas chodu mogą być wcześniejsza rotacja kręgosłupa lędźwiowego oraz powstawanie dysbalansów mięśniowych (wzmoczone napięcie i przeciążenie jednej grupy mięśniowej przy osłabieniu innej). Wszystko to może przyczyniać się do powstawania dolegliwości bólowych w rejonie biodra, miednicy i kręgosłupa lędźwiowego [143].

3. Ograniczenie ruchomości stawu biodrowego spowodowane dysbalansami mięśniowymi może skutkować bólem mięśniowo-powięziowym w rejonie mięśni nadaktywnych ze względu na gorsze ukrwienie tych mięśni (np. mięsień pośladkowy średni, mięsień gruszkowaty, mięsień naprężacz powięzi szerokiej).
4. Ograniczenie ruchomości stawu biodrowego może zaburzać mechanizmy kontroli posturalnej, przyczyniając się do powstawania kompensacji i zmienionych schematów ruchowych.

Przyczyną zaburzenia równowagi kręgosłupowo–miednicznej, wynikającej z tego zmiany postawy i przesunięcia linii środka ciężkości oraz towarzyszącego bólu dolnego odcinka kręgosłupa, mogą być dysfunkcje stawów biodrowych [62]. Zjawisko zależności pomiędzy pozycją stawów biodrowych a ustawieniem kręgosłupa po raz pierwszy opisali Offierski i MacNab [62], nazywając je „*hip–spine syndrome*” (HSS). Określili 4 typy HSS:

- „*simple HSS*” - przyczyna wystąpienia syndromu jest znana i leży po stronie kręgosłupa lub stawu biodrowego,
- „*complex HSS*” - przyczyna syndromu jest niejasna (nie można jednoznacznie określić, czy HSS zapoczątkowały zmiany w kręgosłupie czy stawie biodrowym,
- „*misdiagnosed HSS*” - przyczyna syndromu jest błędnie określona,
- „*secondary HSS*” - najslabiej objaśniony przez autorów typ HSS, w którym przyczyna wystąpienia syndromu znajduje się zarówno w kręgosłupie jak i stawie biodrowym [62].

Offierski i MacNab zaobserwowali występowanie kompensacji w kręgosłupie lędźwiowym, przejawiające się zwiększeniem lordozy lędźwiowej w odpowiedzi na przykurcz zgięciowy w stawach biodrowych. Według Matsuyama i wsp. [144] przesunięcie linii środka ciężkości u pacjentów z obustronnym, wrodzonym zwichnięciem stawów biodrowych kompensowane jest przez zwiększenie LL. Porównanie grupy 150 pacjentów z chorobą zwyrodnieniową stawów biodrowych (ang. *hip osteoarthritis* - HOA) z równoliczną grupą pacjentów z bólem dolnego odcinka kręgosłupa przez Yoshimoto i wsp. [145] wykazało istotną różnicę w wartościach wskaźników kręgosłupowo-miednicznych (ang. *spino-pelvic alignment* - SPA), wskazującą na zwiększoną lordozę lędźwiową i przodopochylenie miednicy u pacjentów z HOA. Pomimo licznych badań oceniających zjawisko HSS w literaturze istnieje wiele kontrowersji i sprzecznych doniesień naukowych na temat zależności pomiędzy zmianami degeneracyjnymi stawów biodrowych, zmianą wskaźników kręgosłupowo-miednicznych i bólem kręgosłupa. Część badaczy wykazała zależność między występowaniem HOA a zmianą wskaźników SPA [122-124], jednak różni autorzy podają różnice w wartościach różnych parametrów u osób z HOA w porównaniu z osobami zdrowymi. Weng i wsp. [122]

wykazali różnice zarówno w lokalnych wskaźnikach (większą wartość SS – ang. *sacral slope*, mniejszą PT – ang. *pelvic tilt*), jak również w globalnych cechach. Nie wykazali natomiast różnicy w wartości PI – ang. *pelvic incidence*, podobnie jak Raphael i wsp. [146]. Z kolei Gebhart i wsp. [123] udowodnili występowanie istotnej różnicy tego wskaźnika między zdrowymi osobami a osobami z HOA. Według autorów różnica taka nie występuje między osobami zdrowymi a pacjentami z chorobą zwyrodnieniową stawów kolanowych. W wielu badaniach potwierdzono korelacje między HOA a bólem dolnego odcinka kręgosłupa [124-127], natomiast znaczenie zmian wskaźników kręgosłupowo-miednicznych w powstawaniu bólu i jego eliminacji jest wciąż bardzo kontrowersyjne. Weng i wsp. [122] wykazali, że ból kręgosłupa wśród osób z HOA nie jest efektem zmian SPA. Według innych badaczy do powstawania bólu wśród pacjentów z HOA przyczynia się BMI oraz ograniczenie ruchomości w zajętych stawach biodrowych [127,128]. Poprawa funkcji stawów biodrowych po wykonaniu endoprotezoplastyki wpływa na zmniejszenie dolegliwości bólowych kręgosłupa [124,126,127]. Piazzolla i wsp. [124] udowodnili, że zmniejszenie dolegliwości bólowych kręgosłupa nastąpiło w grupie osób, u których zaobserwowano również poprawę lokalnych i globalnych wskaźników kręgosłupowo-miednicznych. Jednak inni badacze nie wykazali zmian w wartościach wskaźników SPA po wykonaniu zabiegu endoprotezoplastyki stawu biodrowego [125,126]. Część badaczy [147,148] podkreśla, że ustawienie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej (szczególnie wartość wskaźnika PI oraz PT) determinuje ustawienie panewki stawu biodrowego. Autorzy zauważają, że jeśli po wykonaniu endoprotezoplastyki wskaźniki ustawienia miednicy nie poprawiają się, a równowaga kręgosłupowo-miedniczna jest zaburzona to istnieje bardzo duże prawdopodobieństwo przemieszczenia endoprotezy.

Istniejące kontrowersje dotyczące zmiany wskaźników kręgosłupowo-miednicznych po zabiegu endoprotezy stawu biodrowego mogą wynikać z kilku czynników. Po pierwsze istotne znaczenie może mieć postępowanie pooperacyjne (prowadzona rehabilitacja, powrót do pracy, hobby). Istotne znaczenie ma również rodzaj zmian (które wskaźniki SPA są zaburzone przed operacją) i stopień ich nasilenia. Ochi i wsp. [149] zauważają, że pacjenci z retrowersyjnym ustawieniem miednicy przed operacją i zaburzeniem wskaźników globalnych po wykonaniu zabiegu uzyskują mniejszą poprawę stanu funkcjonalnego. Natomiast pacjenci z antetorsją miednicy mają większe możliwości kompensacyjne i są w stanie skorygować zaburzenia równowagi kręgosłupowo-miednicznej po wykonaniu endoprotezy i przez to osiągają większą poprawę stanu funkcjonalnego.

Zaburzenie równowagi kręgosłupowo-miednicznej udowodniono także u osób z konfliktem panewkowo-udowym. Zmniejszona wartość wskaźnika PI w porównaniu do osób

zdrowych zaburza kinematykę miednicy we wszystkich czynnościach dnia codziennego (zmniejsza możliwy zakres tyłopochylenia miednicy). W konsekwencji tworzą się kompensacyjne mechanizmy ochronne, które z jednej strony zmniejszają dyskomfort i ból, natomiast z drugiej strony wzmacniają patomechanizm FAI prowadząc do dalszych zmian [50].

Ograniczenie ruchomości w stawie biodrowym (rotacji wewnętrznej) wpływa również na rozkład sił nacisku stóp na podłoże [51]. Udowodniono również, że endoprotezoplastyka stawu biodrowego wpływa pozytywnie na kontrolę środka ciężkości ciała (jednego z mechanizmów kontroli posturalnej) [126,129].

W badaniach własnych wykazano zależność między zakresem zgięcia a globalnymi cechami postawy ciała. Zmniejszenie zakresu zgięcia w stawie biodrowym oznacza większą odległość krętarza od linii ciężkości w pozycji klęczącej. Wykazano także korelacje między wskaźnikami ustawienia stawu biodrowego (LA, HP, PFA) a globalnymi cechami postawy ciała oraz pochyleniem miednicy. Na szczególną uwagę zasługuje kąt udowo-miedniczny (PFA). Zmniejszenie tego kąta (występujące u osób z deficytem wyprostu w stawie biodrowym) związane jest ze zwiększeniem oddalenia ucha od linii ciężkości, co potwierdza protrakcyjne ustawienie głowy wśród osób z deficytem wyprostu. Zmniejszenie tego kąta związane jest ze zwiększeniem oddalenia od linii ciężkości także innych punktów anatomicznych (krętarza kości udowej oraz kolana). Wyniki te wskazują na występowanie zaburzenia jednego z mechanizmów kontroli posturalnej (kontroli względem linii ciężkości) wśród osób z deficytem wyprostu. Zmniejszenie kąta PFA związane jest również ze zwiększeniem kąta pochylenia ciała (SA), co z kolei wskazuje na zaburzenia drugiego mechanizmu kontroli posturalnej (kontroli środka ciężkości).

W literaturze istnieje wiele definicji prawidłowej postawy ciała, dlatego też różni autorzy oceniają różne wskaźniki. Niektórzy badacze wskazują na zależność między bólem kręgosłupa a wielkością lordozy lędźwiowej [20], podczas gdy inni autorzy nie potwierdzają tej zależności, wskazując na większe znaczenie globalnych niż lokalnych wskaźników w powstawaniu bólu kręgosłupa lędźwiowego [96,97]. Autorzy podkreślają, że ze względu na duże zróżnicowanie regionalnych cech najważniejszą rolę w kontroli wyprostowanej postawy ciała mają dwa mechanizmy: utrzymanie poszczególnych segmentów ciała w linii ciężkości oraz kontrola środka ciężkości [19,35]. Niektórzy autorzy [130] wykazali również zaburzenia propriocepcji (jednego z elementów systemu kontroli posturalnej) w grupie osób z bólem kręgosłupa. Badania własne także wskazują na występowanie deficytów propriocepcji wśród osób z bólem kręgosłupa. Istotnie większe odległości poszczególnych punktów anatomicznych od linii ciężkości zaobserwowano wśród osób z bólem kręgosłupa, jednakże dopiero po

przyjęciu pozycji klęczącej (zmniejszeniu płaszczyzny podparcia i eliminacji możliwości korekcji w stawach skokowych). W pozycji stojącej nie ma istotnych różnic w odległościach między osobami z LBP i bez bólu. W tej pozycji istnieje wiele możliwości kompensacji, które umożliwiają prawidłowe utrzymanie środka ciężkości. Należy jednak pamiętać, że powstające kompensacje mogą być czynnikiem prowadzącym do przeciążeń i bólu kręgosłupa. Ocena tych kompensacji i deficytów propriocepcji jest możliwa po wyeliminowaniu możliwości korekcji (pozycja klęcząca zastosowana w badaniach lub zmniejszenie płaszczyzny podparcia [131]).

Przeprowadzone badania potwierdziły także większe znaczenie globalnych wskaźników w powstawaniu bólu kręgosłupa. Z lokalnych cech istotne znaczenie ma tylko przodopochylenie miednicy i skręcenie (różnica w przodopochyleniu między prawą i lewą stroną). Istotnie większą wartość pochylenia i skręcenia miednicy otrzymano w grupie osób z bólem kręgosłupa.

Zarówno w badaniach naukowych jak i w praktyce klinicznej bardzo często ocenia się tylko cechy lokalne i na tej podstawie stwierdza się występowanie tzw. wad postawy ciała. O występowaniu wady możemy mówić tylko w przypadku wad wrodzonych - utrwalonych deformacji strukturalnych. Natomiast wszystkie inne zaburzenia lokalnych i globalnych wskaźników postawy ciała nie są wadą postawy lecz konsekwencją zaburzenia jednego z dwóch mechanizmów kontroli posturalnej.

Kompleksowa ocena postawy ciała powinna zatem obejmować:

- ocenę kontroli środka ciężkości (ocena rzutu środka ciężkości i jego wychyleń na platformie stabilograficznej z otwartymi i zamkniętymi oczami),
- ocenę oddalenia poszczególnych punktów od linii ciężkości (ocena odległości w pozycji stojącej oraz klęczącej lub po zmniejszeniu płaszczyzny podparcia).

W ten sposób możliwa jest ocena wszystkich rodzajów sterowania kontroli postawy ciała (wstępujące, zstępujące i centralne), które w warunkach prawidłowych się uzupełniają i w razie deficytu jednego z nich zastępują [36,131].

Sterowanie wstępujące – dominujące w pozycji stojącej [36] - ocena odległości względem linii ciężkości przechodzącej przez kostkę boczną.

Sterowanie zstępujące – ocena ustawienia głowy – według niektórych autorów ma najmniejsze znaczenie [36].

Sterowanie centralne - ocena wskaźników po zmniejszeniu płaszczyzny podparcia lub przyjęciu pozycji klęczącej. Ten rodzaj sterowania (do tej pory często nie brany pod uwagę) ma istotne znaczenie/uaktywnia się na niestabilnym podłożu, wymaga zaangażowania mięśni

lokalnie stabilizujących. Według Mok i wsp. [131] ten mechanizm jest zaburzony u osób z LBP, co potwierdziły badania własne.

Po stwierdzeniu zaburzeń systemu referencyjnego kontroli posturalnej istotne jest znalezienie przyczyn tego zjawiska. Zaburzenia mogą występować na każdym poziomie:

- na poziomie sensorów (odbioru informacji): wzrok, układ przedsionkowy, propriocepcja,
- na poziomie centralnego układu nerwowego (m.in. w chorobach neurologicznych, np. stwardnienie rozsiane, choroba Parkinsona),
- na poziomie efektorów (mięśni): choroby złącza nerwowo-mięśniowego, dysbalanse mięśniowe, urazy i uszkodzenia układu mięśniowo-szkieletowego).

Wśród osób młodych z bólem dolnego odcinka kręgosłupa, jednak bez stwierdzonych schorzeń neurologicznych, ortopedycznych czy reumatologicznych istotnym elementem będzie ocena propriocepcji, sterowania centralnego kontroli postawy ciała oraz związanego z nim pełnego zakresu ruchu w stawach biodrowych, szczególnie wyprostu.

Ograniczenia badania

Prezentowane badania mają kilka ograniczeń. Po pierwsze do badania zrekrutowano tylko młode kobiety. W celu weryfikacji otrzymanych wyników należy przeanalizować bardziej zróżnicowaną (szczególnie pod względem płci i wieku) oraz liczniejszą grupę respondentów. Po drugie podczas wszystkich testów do oceny stawu biodrowego pojawiające się kompensacyjne zmiany lordozy lędźwiowej, włączanie się do ruchu miednicy oraz zmiany napięcia mięśni prostowników grzbietu oceniono subiektywnie (wzrokowo i palpacyjnie). Należy rozważyć zastosowanie badania EMG w celu oceny wzorców aktywności mięśniowej kompleksu lędźwiowo-miednicznego podczas wykonywania wyprostu w stawie biodrowym w różnych pozycjach (w otwartym i zamkniętym łańcuchu mięśniowym). Ponadto, przeprowadzone badanie stawu biodrowego w zamkniętym łańcuchu mięśniowym umożliwiło ocenę kąta udowo-miednicznego tylko w warunkach statycznych. Należy rozważyć ocenę tego kąta podczas wykonywania ruchu wyprostu (zgodnie z metodologią testu FHE). Konieczne jest także określenie swoistości i czułości testu oraz ocena wiarygodności względem testu referencyjnego (RTG), co jest przedmiotem dalszych badań.

6. Wnioski

1. W grupie osób z deficytem wyprostu w stawie biodrowym (ocenionym na podstawie aktywnego zakresu ruchu oraz wskaźników pozycyjnych ocenionych w zamkniętym łańcuchu kinematycznym) ból kręgosłupa występował istotnie częściej w porównaniu do grupy osób bez deficytu wyprostu. Natomiast nie wykazano istotnych różnic w wartościach poszczególnych testów do oceny zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym w grupach z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa. Uzyskane wyniki sugerują, że ocena a następnie poprawa funkcji w stawie biodrowym w otwartym łańcuchu kinematycznym jest niezbędna, ale wtórna w stosunku do funkcji w zamkniętym łańcuchu kinematycznym.
2. Wykazano korelacje między wskaźnikami ustawienia stawu biodrowego (LA, HP, PFA) a globalnymi cechami postawy ciała oraz pochyleniem miednicy. Wyniki te wskazują na występowanie zaburzenia jednego z mechanizmów kontroli posturalnej (kontroli względem linii ciężkości) wśród osób z deficytem wyprostu. Zmniejszenie kąta PFA związane jest również ze zwiększeniem kąta pochylenia ciała (SA), co z kolei wskazuje na zaburzenia drugiego mechanizmu kontroli posturalnej (kontroli środka ciężkości).
3. Badania własne wskazują na występowanie deficytów propriocepcji wśród osób z bólem kręgosłupa. Istotnie większe odległości poszczególnych punktów anatomicznych od linii ciężkości zaobserwowano wśród osób z bólem kręgosłupa, natomiast dopiero po przyjęciu pozycji klęczącej (zmniejszeniu płaszczyzny podparcia i eliminacji możliwości korekcji w stawach skokowych). W pozycji stojącej nie było istotnych różnic w odległościach między osobami z LBP i bez bólu. Przeprowadzone badania potwierdziły także większe znaczenie globalnych wskaźników w powstawaniu bólu kręgosłupa. Z lokalnych cech istotne znaczenie ma tylko przodopochylenie miednicy i skręcenie (różnica w przodopochyleniu między prawą i lewą stroną). Istotnie większą wartość pochylenia i skręcenia miednicy otrzymano w grupie osób z bólem kręgosłupa. Uzyskane wyniki sugerują, że ocena sterowania centralnego postawy ciała, a następnie poprawa tego rodzaju sterowania może być kluczowa do poprawy systemu kontroli posturalnej i leczenia bólu dolnego odcinka kręgosłupa.
4. Wykazano prawie idealną dokładność pomiarową w pomiarach wykonywanych przez tego samego badacza w teście oceniającym zakres zgięcia, w teście Jandy i w zmodyfikowanym

teście Jandy. Umiarkowaną dokładność pomiarową uzyskano w przypadku testu FHE. Gorsze wyniki współczynnika ICC uzyskano w przypadku pomiarów wykonywanych przez dwóch badaczy. W przypadku testu zgięcia w stawie biodrowym, testu Jandy i zmodyfikowanego testu Jandy dokładność pomiarowa była na poziomie umiarkowanym, natomiast w przypadku FHE na poziomie przeciętnym.

5. Wyniki uzyskane za pomocą testu Jandy znacznie różnią się od wyników uzyskanych za pomocą modyfikacji tego testu. W teście Jandy – gdy do ruchu włącza się miednica i odcinek lędźwiowy kręgosłupa - uzyskano ujemne wartości, czyli brak deficytu wyprostowania w stawach biodrowych. Natomiast wyniki uzyskane za pomocą zmodyfikowanego testu Jandy – gdy ocenia się izolowany ruch wyprostowania bez miednicy i kręgosłupa lędźwiowego - wskazywały na duży deficyt wyprostowania. Wskazuje to na konieczność prowadzenia dalszych badań, które określą czynniki wpływające na wiarygodność testów stosowanych do oceny funkcji stawów biodrowych i poprawią ich dokładność.

7. Piśmiennictwo

1. Merskey H, Bogduk N. Classification of chronic pain. Seattle: IASP Press, 1994.
2. Gifford LS, Butler DS. The integration of pain sciences into clinical practice. *Journal of Hand Therapy* 1997; 10(2): 86-95. doi:10.1016/S0894-1130(97)80063-4.
3. Marras W. The case for cumulative trauma in low back disorders. *The Spine Journal* 2003; 3(3): 177-179. doi:10.1016/S1529-9430(03)00032-9.
4. Callaghan JP, McGill SM. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clinical Biomechanics* 2001; 16(1): 28–37. doi:10.1016/S0268-0033(00)00063-2.
5. Barr AE, Barbe MF. Pathophysiological tissue changes associated with repetitive movement: a review of the evidence. *Physical Therapy* 2002; 82(2): 173–87.
6. Leboeuf-Yde C, Lauristen JM, Lauristen T. Why has the search for causes of low back pain largely been nonconclusive? *Spine* 1997; 22: 877-881.
7. Spitzer WO. Diagnosis of the problem (the problem of diagnosis). In: Scientific approach to the assessment and measurement of activity related spinal disorders: a monograph for clinicians' report of the Quebec task force on spinal disorders. *Spine* 1987; 12 (Suppl 16): S16-S21.
8. Abenhaim L, Rossignol M, Gobeille D, Bonvalot Y, Fines P, Scott S. The prognostic consequences in the making of the initial medical diagnosis of work-related back injuries. *Spine* 1995; 20: 791-795.
9. McKenzie RA. *The Lumbar Spine: Mechanical Diagnosis and Therapy*. Waikanae, New Zealand: Spinal publications Ltd; 1998.
10. Delitto A, Erhard RE, Bowling RW. A treatment-based classification approach to low back syndrome: identifying and staging patients for conservative treatment. *Physical Therapy* 1995; 75(6): 470-485.
11. Sahrman SA. *Diagnosis and Treatment on Movement Impairment Syndromes*. St. Louis: Mosby, Inc. 2002.
12. Razmjou H, Kramer JF, Yamada R. Intertester reliability of the McKenzie evaluation in assessing patients with mechanical low-back pain (see comment). *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2000; 30(7): 368-383. doi: 10.2519/jospt.2000.30.7.368.

13. Fritz JM, George S. The use of a classification approach to identify subgroups of patients with acute low back pain. Interrater reliability and short-term treatment outcomes. *Spine* 2000; 25(1): 106-114.
14. Harris-Hayes M, Van Dillen LR. The inter-tester reliability of physical therapists classifying low back pain problems based on the movement system impairment classification system. *Physical Medicine and Rehabilitation* 2009; 1(2): 117-126. doi: 10.1016/j.pmrj.2008.08.001.
15. Kasperczyk T. Wady postawy ciała – diagnostyka i leczenie. Wyd. IV. Kraków: AWF Kraków, 1998.
16. Koszewski W. [red.] Bóle kręgosłupa I ich leczenie. Poznań: Termedia Wydawnictwa Medyczne, 2010.
17. Vrtovec T, Janssen MA, Likar B, Castelein RM, Viergever MA, Pernus F. A review of methods for evaluating the quantitative parameters of sagittal pelvic alignment. *The Spine Journal* 2012; 12(5): 433-446. doi:10.1016/j.spinee.2012.02.013.
18. Siebenrock A, Kalbermatten D, Ganz, R. Effect of pelvic tilt on acetabular retroversion: a study of pelvis from cadavers. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 2003; 4(7): 241-248.
19. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine* 2005; 30(3): 346-353.
20. Schwab F, Patel A, Ungar B, Farcy JP, Lafage V. Adult spinal deformity – postoperative standing imbalance. How much can you tolerate? An overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery. *Spine* 2010; 35(25): 2224-2231. doi:10.1097/BRS.0b013e3181ee6bd4.
21. Li W, Sun Z, Guo Z, Qi Q, Kim SD, Zeng Y et al. Analysis of spinopelvic sagittal alignment in patients with thoracic and thoracolumbar angular kyphosis. *Spine* 2013; 38(13): E813-E818. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182913219.
22. Lee ChS, Chung SS, Kang KCh, Park SJ, Shin SK. Normal patterns of sagittal alignment of the spine in young adults radiological analysis in a Korean population. *Spine* 2011; 36(25): E1648-E1654. doi: 10.1097/BRS.0b013e318216b0fd.
23. Vedantam R, Lenke LG, Keeney JA, Bridwell KH, Bridwell KH. Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults. *Spine* 1998; 23(2): 211-215.

24. Azevedo DC, Santos H, Carneiro RL, Andrade GT. Reliability of sagittal pelvic position assessments in standing, sitting and during hip flexion using palpation meter. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2014; 18(2): 210-214. doi:10.1016/j.jbmt.2013.05.017.
25. Crowell RD, Cummings GS, Walker JR, Tillman LJ. Intratester and intertester reliability and validity of measures of innominate bone inclination. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1994; 20(2): 88-97.
26. Mier CM, Shapiro BS. Reliability of a computer software angle tool for measuring spine and pelvic flexibility during the sit-and-reach test. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2013; 27(2): 501-506. doi:10.1519/JSC.0b013e318257806d.
27. Moral-Munoz JA, Esteban-Moreno B, Arroyo-Morales M, Cobo MJ, Herrera-Viedma E. Agreement between face-to-face and free software video analysis for assessing hamstring flexibility in adolescents. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2015; 29(9): 2661-2665. doi:10.1519/JSC.0000000000000896.
28. Ferreira EA, Duarte M, Maldonado EP, Bersanetti AA, Marques AP. Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior and lateral views. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 2011; 34(6): 371-380. Doi:10.1016/j.jmpt.2011.05.018.
29. Aiyangar AK, Zheng L, Tashman S, Anderst WJ, Zhang X. Capturing three-dimensional in vivo lumbar intervertebral joint kinematics using dynamic stereo-x-ray imaging. *Journal of Biomechanical Engineering* 2014; 136(1): 011004. doi: 10.1115/1.4025793.
30. Al-Eisa E, Egan E, Deluzio D, Wassersug R. Effects of pelvic asymmetry and low back pain on trunk kinematics during sitting: a comparison with standing. *Spine* 2006; 31(5): 135-143. doi:10.1097/01.brs.0000201325.89493.5f.
31. Gary A. Knutson DC. Incidence of foot rotation, pelvic crest unleveling, and supine leg length alignment asymmetry and their relationship to self-reported back pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 2002; 25(2): 1-7. doi:10.1067/mmt.2002.121414.
32. Schwab FJ, Smith VA, Biserni M, et al. Adult scoliosis: a quantitative radiographic and clinical analysis. *Spine* 2002; 27(4): 387-392.
33. Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, et al. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine* 2005; 30(18): 2024-2029. doi: 10.1097/01.brs.0000179086.30449.96.

34. Lafage V, Schwab F, Patel A, et al. Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. *Spine* 2009; 34(17): E599–606. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181aad219.
35. Massion J. Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 1998; 22(4): 465-472. doi:10.1016/S0149-7634(97)00031-6.
36. Błaszczyk JW. *Biomechanika kliniczna*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2014.
37. Claus AP, Hides JA, Moseley GL, Hodges PW. Thoracic and lumbar posture behavior in sitting tasks and standing: progressing the biomechanics from observations to measurements. *Applied Ergonomics* 2016; 53: 161-168. doi:10.1016/j.apergo.2015.09.006.
38. Lee D. *Obręcz biodrowa. Badanie i leczenie okolicy lędźwiowo-miedniczno-biodrowej*. DB Publishing, Warszawa 2001.
39. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. *Anatomia kliniczna. Tom I, wyd. I polskie*, Moryś J. (red.). Medpharm, Wrocław 2015.
40. Schunke M, Schulte E, Schumacher U. *Atlas anatomii człowieka Prometeusz. Tom I Anatomia ogólna I układ mięśniowo-szkieletowy*. Medpharm, Wrocław 2015.
41. Gaździk TSz. (red.). *Ortopedia i traumatologia. Tom II*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2008.
42. Puszczewicz M. *Reumatologia. Wyd. II*. Medical Tribune Polska, Warszawa 2016.
43. Tannast M, Siebenrock KA, Anderson SE. Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis – what the radiologist should know. *American Journal of Roentgenology* 2007; 188(6): 1540-1552. doi:10.2214/AJR.06.0921.
44. Witke-Woźniak A, Wychowański M, Dąbski T, Szymfel K, Kochański T. Wstępne wyniki oceny siły mięśni oddziałujących na staw biodrowy oraz równowagi statycznej u osób z zespołem trzaskającego biodra. *Postępy Rehabilitacji* 2016; 3: 55-68. doi:10.1515/rehab-2015-0049.
45. Ilizaliturri VM, Chaidez C, Villegas P, Briseno A, Camacho-Galindo J. Prospective randomized study of 2 different techniques for endoscopic iliopsoas tendon release in the treatment of internal snapping hip syndrome. *Arthroscopy. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2009; 25(2): 159-163. doi:10.1016/j.arthro.2008.08.009.
46. Ilizaliturri VM, Camacho-Galindo J. Endoscopic treatment of snapping hips, iliotibial band and iliopsoas tendon. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 2010; 18(2): 120-127.
47. Konturek SJ. (red.). *Fizjologia człowieka*. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2014.
48. Edelstein J. Rehabilitating psoas tendonitis: a case report. *The Musculoskeletal Journal of Hospital for Special Surgery* 2009; 5: 78-82. doi:10.1007/s11420-008-9097-0.

49. Wilson J, Ferris E, Heckler A, Maitland L, Taylor C. A structured review of the role of gluteus maximus in rehabilitation. *Journal of Physiotherapy* 2005; 33(3): 95-100.
50. Pierannunzii L. Pelvic posture and kinematics in femoroacetabular impingement: a systematic review. *Journal of Orthopaedics and Traumatology* 2017; 18(3): 187-196. doi: 10.1007/s10195-016-0439-2.
51. Kim S-K, Kim W-B, Ryu Y-U. Relationship between hip medial rotation range of motion and weight distribution in patients with low back pain. *Journal of The Korean Society of Physical Medicine* 2014; 9(3): 279-284. doi:10.13066/kspm.2014.9.3.279.
52. Levine D, Richards J, Whittle MW. *Analiza chodu*. Wydanie I, Gnat R. (red.). Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2012.
53. Larkin B, Holsbeeck M, Koueiter D, Zaltz I. What is the impingement-free range of motion of the asymptomatic hip in young adult males? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2015; 473: 1284-1288. doi:10.1007/s11999-014-4072-1.
54. Audenaert EA, Peeters I, Vigneron L, Baelde N, Pattyn C. Hip morphological characteristics and range of internal rotation in femoroacetabular impingement. *The American Journal of Sports Medicine* 2012; 40(6) :1329–1336. doi: 10.1177/0363546512441328.
55. Tannast M, Kubiak-Langer M, Langlotz F, Puls M, Murphy SB, Siebenrock KA. Noninvasive three-dimensional assessment of femoroacetabular impingement. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2007; 25(1): 122–31. doi: 10.1002/jor.20309.
56. Kubiak-Langer M, Tannast M, Murphy SB, Siebenrock KA, Langlotz F. Range of motion in anterior femoroacetabular impingement. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 2007; 458: 117–124. doi: 10.1097/BLO.0b013e318031c595.
57. Diamond LE, Wrigley TV, Bennell KL, Hinman RS, O'Donnell J, Hodges PW. Hip joint biomechanics during gait in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Gait&Posture* 2016; 43: 198-203. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.09.023.
58. Beaulieu ML, Lamontagne M, Beaulé PE. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait and Posture* 2010; 32(2): 269–273. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.007.
59. Foucher KC, Hurwitz DE, Wimmer MA. Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *Journal of Biomechanics* 2007; 40(15): 3432–3437. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.020.

60. Lenaerts G, Mulier M, Spaepen A, et al. Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait and Posture* 2009; 30(3): 296–302. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.016.
61. Kumar D, Wyatt C, Chiba K, Lee S, Nardo L, Link T et al. Anatomic correlates of reduced hip extension during walking in individuals with mild-moderate radiographic hip osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research* 2015; 33: 527-534. doi:10.1022/jor.22781.
62. Offierski CM, MacNab I. Hip-spine syndrome. *Spine* 1983; 8(3): 316-321.
63. Calliet R. *Low Back Pain Syndrome*. 3rd ed. Philadelphia, PA: FA Davis; 1981.
64. Porterfield JA, De Rosa C. *Mechanical Low Back Pain: Perspectives in Functional Anatomy*. 2nd ed. Philadelphia, PA: WB Saunders; 1998.
65. Paatelma M, Karvonen E, Heiskanen J. Clinical perspective: how do clinical test results differentiate chronic and subacute low back pain patients from “non-patients”? *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 2009; 17(1): 11-19. doi: 10.1179/106698109790818197.
66. Roach SM, San Juan JG, Suprak DN, Lyda M, Bies AJ, Boydston CR. Passive hip range of motion is reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2015; 10(1): 13-20.
67. Youdas JW, Garrett TR, Harmsen S, Suman VJ, Carey JR. Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Physical Therapy* 1996; 76(10): 1066–1081. doi: 10.1093/ptj/76.10.1066.
68. Bachrach RM. Psoas dysfunction/insufficiency, sacroiliac dysfunction and low back pain. In: Vleeming A, Mooney V, Dorman T, Snijders C, Stoeckart R, eds. *Movement Stability and Low Back Pain. The Essential Role of the Pelvis*. New York, NY: Churchill Livingstone; 1997; 309–318.
69. Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1980; 62(3): 358-362.
70. Adams MA. Biomechanics of back pain. *Acupunct Med* 2004; 22(4): 178-88.
71. Okumara K, Yamaguchi K, Tamaki T, Oinuma K, Tomoe H, Akita K. Prospective analyses of female urinary incontinence symptoms following total hip arthroplasty. *International Urogynecology Journal* 2017; 28: 561-568. doi:10.1007/s00192-016-3138-x.
72. Tamaki T, Oinuma K, Shiratsuchi H, Akita K, Iida S. Hip dysfunction-related urinary incontinence: a prospective analysis of 189 female patients undergoing total hip arthroplasty. *International Journal of Urology* 2014; 21:729-731. doi:10.1111/iju.12404.

73. Woźniak-Sosnowska U, Kuna P, Pietruczuk M. Niepewność pomiaru jako element składowy wyniku. *Diagnostyka laboratoryjna* 2011; 47(2): 461-464.
74. Cejudo A, Baranda PS, Ayala F, Santonja F. Test-retest of seven common clinical tests for assessing lower extremity muscle flexibility in futsal and handball players. *Physical Therapy in Sport* 2015; 16: 107-113. doi:10.1016/j.ptsp.2014.05.004.
75. Lee KM, Lee J, Chung ChY, Ahn S, Sung KH, Kim TW et al. Pitfalls and important issues in testing reliability using intraclass correlation coefficients in orthopaedic research. *Clinics in Orthopedic Surgery* 2012; 4: 149-155. doi:10.4055/cios.2012.4.2.149.
76. Norkin CC, White DJ. *Measurement of joint motion. A guide to goniometry*. 4rd ed. Philadelphia: F. A. Davis Company; 2009.
77. Clapis PA, Davis SM, Davis RO. Reliability of inclinometer and goniometric measurements of hip extension flexibility using the modified Thomas test. *Physiotherapy Theory and Practice* 2008; 24(2): 135-141. doi:10.1080/09593980701378256.
78. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG 2005 *Muscles testing and function*, 5th ed, B. altimore, MD, Williams & Wilkins.
79. Peeler J, Leiter J. Using digital photography to document rectus femoris flexibility: A reliability study of the modified Thomas test. *Physiotherapy Theory and Practice* 2013; 29(4): 319-327. doi: 10.3109/09593985.2012.731140.
80. Wakefield CB, Halls A, Difilippo N, Cottrell T. Reliability of goniometric and trigonometric techniques for measuring hip-extension range of motion using the modified Thomas test. *Journal of Athletic Training* 2015; 50(5): 460-466. doi: 10.4085/1062-6050-50.2.05.
81. Peeler JD, Anderson JE. Reliability limits of the modified Thomas test for assessing rectus femoris muscle flexibility about the knee joint. *Journal of Athletic Training* 2008; 43(5): 470-476.
82. Corkery M, Briscoe H, Ciccone N, Foglia G, Johnsos P, Kinsman S et al. Establishing normal values for lower extremity muscle length in college-age students. *Physical Therapy in Sport* 2007; 8(2): 66-74. doi: 10.1016/j.ptsp.2006.11.004.
83. Janda V. *Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik*. Urban&Fischer bei Elsevier 2000.
84. Stahell LT. The prone hip extension test: a method of measuring hip flexion deformity. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1977; 123: 12-15.
85. Barlett MD, Wolf LS, Shurtleff DB, Stahell LT. Hip flexion contractures: a comparison of measurement methods. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1985; 66:620-625.

86. Vigotsky AD, Lehman GJ, Beardsley Ch, Contreras B, Chung B, Feser EH. The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. *PeerJ* 2016; 4: e2325. doi:10.7717/peerj.2325.
87. Staes F, Stappaerts K, Vertommen H, Everaert D, Coppieters M. Reproducibility of a survey questionnaire for the investigation of low back problems in adolescents. *Acta Paediatrica* 1999; 88: 1269-1273.
88. Kuorinka I, Jonsson B, Kilbom A, Vinterberg H, Biering-Sorensen F, Andersson G et al. Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Applied Ergonomics* 1987; 18(3): 233-237.
89. Filipczyk P, Kasolik D, Saulicz E, Rottermund J. Zastosowanie jednowymiarowych skal bólu – przegląd piśmiennictwa. *Rehabilitacja Medyczna* 2014; 18(2): 23-30.
90. Rapała K. Zespoły bólowe kręgosłupa - zagadnienia wybrane. *PZWL*, 2004: 64- 100.
91. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine* 2000; 30(1): 1-15. doi:10.2165/00007256-200030010-00001.
92. Hemmatinezhad MA, Afsharnezhad T, Nateghi N, Damirchi A. The relationship between limb length with classical and modified back saver sit-and-reach tests in student boys. *International Journal of Fitness* 2009; 5(1): 69-78.
93. Ayala F, Baranda PS, Croix MDS, Santonja F. Criterion-related validity of four clinical tests used to measure hamstring flexibility in professional futsal players. *Physical Therapy in Sport* 2011; 12(4): 175-181. doi:10.1016/j.ptsp.2011.02.005.
94. Cejudo A, Baranda PS, Ayala F, Santonja F. Test-retest reliability of seven common clinical tests for assessing lower extremity muscle flexibility in futsal and handball players. *Physical Therapy in Sport* 2015; 16(2): 107-113. doi:10.1016/j.ptsp.2014.05.004.
95. Andersson G, Cocchiarella L. American medical association. *Guides to the Evaluation of Permanent Impairments*. 5th ed. Chicago: American Medical Association; 2004.
96. Dolphens M, Cagnie B, Coorevits P, Vanderstraeten G, Cardon G, D'hooge R et al. Sagittal standing posture and its association with spinal pain: a school-based epidemiological study of 1196 Flemish adolescents before age at peak height velocity. *Spine* 2012; 37(19): 1657-1666. doi:10.1097/BRS.0b013e3182408053.
97. Smith A, O'Sullivan P, Straker L. Classification of sagittal thoraco-lumbo-pelvic alignment of the adolescent spine in standing and its relationship to low back pain. *Spine* 2008; 33(19): 2101-2107. doi:10.1097/BRS.0b013e31817ec3b0.
98. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin* 1979; 8(6): 420-428.

99. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; 33: 159-174.
100. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Joint motion: method of measuring and recording. Chicago (Ill): American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1965.
101. Daniels L, Wonhingham C. Muck Testiw: Techniques o/Manual Examtnation. 3rd ed. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co; 1972.
102. Hoppenfeld S. Physical Examination o/tk Spine and Extremities. New York, NY: Appleton-Century-Crofts; 1976.
103. Mohr T. Musculoskeletal analysis: the hip. In: Scully RM, Barnes MR, eds. *Physical Therapy*. Philadelphia, Pa: JB Lippincott Co; 1989:369-380.
104. Morrissey MC. Musculoskeletal analysis the knee. In: Scully RM, Barnes MR, eds. *Physical Therapy*. Philadelphia, Pa: JB Lippincott Co; 1989:381-396.
105. Roach KE, Miles TP. Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age. *Physical Therapy* 1991; 71: 656-665.
106. Moreside JM, McGill SM. Quantifying normal 3D hip ROM in healthy young adult males with clinical and laboratory tools: hip mobility restrictions appear to be plane-specific. *Clinical Biomechanics* 2011; 26(8): 824-829. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.03.015.
107. Nussbaumer S, Leunig M, Glatthorn JF, Stauffacher S, Gerber H, Maffiuletti NA. Validity and test-retest reliability of manual goniometers for measuring passive hip range of motion in femoroacetabular impingement patients. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2010; 11(1): 194-205. doi: 10.1186/1471-2474-11-194.
108. Roach S, San Juan JG, Suprak DN, Lyda M. Concurrent validity of digital inclinometer and universal goniometer in assessing passive hip mobility in healthy subjects. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2013; 8(5): 680-688.
109. Boone DC, Azen SP, Lin C-M, Spence C, Baron C, Lee L. Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy* 1978; 58(11): 1355-1360. doi: 10.1093/ptj/58.11.1355.
110. Taylor NF, Dodd KJ, Graham HK. Test-retest reliability of hand-held dynamometric strength testing in young people with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85(1): 77-80. doi: 10.1016/S0003-9993(03)00379-4.
111. Scott DA, Bond EQ, Sisto SA, Nadler SF. The intra- and interrater reliability of hip muscle strength assessments using a handheld versus a portable dynamometer anchoring station. *Archives of Physical Medicine and rehabilitation* 2004; 85(14): 598-603. doi: 10.1016/j.apmr.2003.07.013.

112. Crompton J, Galea MP, Phillips B. Hand-held dynamometry for muscle strength measurement in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2007; 49(2): 106–11. doi: 10.1111/j.1469-8749.2007.00106.x.
113. Soucie JM, Wang C, Forsyth A, Funk S, Denny M, Roach KE et al. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia* 2011; 17(3): 500-507. doi: 10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x.
114. Ferber R, Kendall KD, McElroy L. Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. *Journal of Athletic Training* 2010; 45(4): 344–348. doi:10.4085/1062-6050-45.4.344.
115. Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment* (fourth ed.). New York, WB Saunders 2002.
116. Sprigle S, Wootten M, Bresler M, Flinn N. Development of a noninvasive measure of pelvic and hip angles in seated posture. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2002; 83: 1597-1602. doi:10.7717/peerj.2325.
117. Charbonnier C, Chague S, Schmid J, Kolo FC, Bernardoni M, Christofilopoulos P. Analysis of hip range of motion in everyday life: a pilot study. *Hip International* 2015; 25(1): 82-90.
118. Cochrane DJ, Harnett MC, Phty M. Muscle activation pattern and onset times during a semi-orthostatic, unilateral closed-kinetic hip extension exercise in adolescent males. *Physiotherapy Theory and Practice* 2015; 31(5): 367-371. doi:10.3109/09593985.2014.1003345
119. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy* 2003; 8(1): 21-28. doi:10.1054/math.2002.0476.
120. Boone DC, Azen SP, Lin C, Spence C, Baron C, Lee L. Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy* 1987; 58: 1355–1360.
121. Sprigle S, Flinn N, Wootten M, McCorry S. Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion. *Clinical Biomechanics* 2003; 18: 462-465.
122. Wenig WJ, Wang WJ, Wu MD, Xu ZH, Xu LL, Qiu Y. Characteristics of sagittal spine-pelvis-leg alignment in patients with severe hip osteoarthritis. *European Spine Journal* 2015; 24: 1228-1236. doi:10.1007/s00586-014-3700-5.

123. Gebhart JJ, Weinberg DS, Bohl MS, Liu RW. Relationship between pelvic incidence and osteoarthritis of the hip. *Bone & Joint Research* 2016; 5: 66-72. doi:10.1302/2046-3758.52.2000552.
124. Piazzolla A, Solarino G, Bizzoca D, Montemurro V, Berjano P, Lamartina C et al. Spinopelvic parameter changes and low back pain improvement due to femoral neck anteversion in patients with severe unilateral primary hip osteoarthritis undergoing total hip replacement. *European Spine Journal* 2016; 27(1): 125-134. doi: 10.1007/s00586-017-5033-7.
125. Radcliff KE, Orozco F, Molby N, Delasotta L, Chen E, Post Z et al. Change in spinal alignment after total hip arthroplasty. *Orthopaedic Surgery* 2013; 5: 261-265. doi: 10.1111/os.12076.
126. Eyvazov K, Eyvazov B, Basar S, Nasto LA, Kanatli U. Effects of total hip arthroplasty on spinal sagittal alignment and static balance: a prospective study on 28 patients. *European Spine Journal* 2016; 25: 3615-3621. doi: 10.1007/s00586-016-4696-9.
127. Redmond JM, Gupta A, Hammarstedt JE, Stake ChE, Domb BG. The hip-spine syndrome: how does back pain impact the indications and outcomes of hip arthroscopy? *Arthroscopy. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 2014; 30(7): 872-881. doi: 10.1016/j.arthro.2014.02.033.
128. Tanaka S, Matsumoto S, Fujii K, Tamari K, Mitani S, Tsubahara A. Factors related to low back pain in patients with hip osteoarthritis. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 2015; 28(2): 409-414. doi: 10.3233/BMR-140535.
129. Lugade V, Klausmeier V, Jewett B, Collis D, Chou LS. Short-term recovery of balance control after total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2008; 466: 3051-3058. doi: 10.1007/s11999-008-0488-9.
130. Laird RA, Gilbert J, Kent P, Keating JL. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *Musculoskeletal Disorders* 2014; 15: 229-242. doi: 10.1186/1471-2474-15-229.
131. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine* 2004; 29(6): E107-E112.
132. Alricsson M, Bjorklund G, Cronholm M, Olsson O, Viklund P, Svantesson U. Spinal alignment, mobility of the hip and thoracic spine and prevalence of low back pain in young elite cross-country skiers. *Journal of Exercise Rehabilitation* 2016; 12(1): 21-28. doi: 10.12965/jer.150255.

133. Kim S, Kwon O, Yi Ch, Cynn H, Ha S, Park K. nLumbopelvic motion during seated hip flexion in subjects with low-back pain accompanying limited hip flexion. *European Spine Journal* 2014; 23: 142-148. doi: 10.1007/s00586-013-2973-4.
134. Roach SM, San Juan JG, Suprak DN, Lyda M, Bies AJ, Boydston CR. Passive hip range of motion is reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2015; 10(1): 13-20.
135. Lee HY, Wang JD, Chang HL, He YCh, Chu MM, Chen LF. The association between asymmetric hip mobility and neck pain in young adults. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 2013; 36: 364-368. doi: 10.1016/j.jmpt.2013.06.001.
136. Bruno PA, Goertzen DA, Millar DP. Patient-reported perception of difficulty as a clinical indicator of dysfunctional neuromuscular control during the prone hip extension test and active straight leg raise test. *Manual Therapy* 2014; 19: 602-607. doi: 10.1016/j.math.2014.06.002.
137. Paatelma M, Karvonen E, Heiskanen J. Clinical perspective: how do clinical test results differentiate chronic and subacute low back pain patients from “non-patients”? *The Journal of Manual and Manipulative Therapy* 2009; 17(1): 11-19. doi:10.1179/106698109790818197.
138. Youdas JW, Garrett TR, Harmsen S, Suman VJ, Carey JR. Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Physical Therapy* 1996; 76(10): 1066–1081.
139. Bachrach RM. Psoas dysfunction/insufficiency, sacroiliac dysfunction and low back pain. In: Vleeming A, Mooney V, Dorman T, Snijders C, Stoeckart R, (eds.). *Movement stability and low back pain. The essential role of the pelvis.* Churchill Livingstone, New York 1997, p. 309–318.
140. Mills M, Frank B, Goto S, Blackburn T, Cates S, Clark M. Effect of restricted hip flexor muscle length on hip extensor muscle activity and lower extremity biomechanics in college-aged female soccer players. *The International Journal of Sports Physical Therapy* 2015; 10(7): 946-954.
141. Amabile AH, Bolte JH, Richter SD. Atrophy of gluteus maximus among women with a history of chronic low back pain. *PLOS One* 2017; 12(7): e0177008. doi: 10.1371/journal.pone.0177008.
142. Suehiro T, Mizutani M, Ishida H, Kobara K, Osaka H, Watanabe S. Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2015; 25(4): 675-680. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.04.013.

143. Hossain M, Nokes LDM. A model of dynamic sacro-iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. *Medical Hypotheses* 2005; 65: 278-281. doi: 10.1016/j.mehy.2005.02.035.
144. Matsuyama Y, Hasegawa Y, Yoshihara H, Tsuji T, Sakai Y, Nakamura H et al. Hip-spine syndrome: total sagittal alignment of the spine and clinical symptoms in patients with bilateral congenital hip dislocation. *Spine* 2004; 29(21): 2432-2437.
145. Yoshimoto H, Sato S, Masuda T, Kanno T, Shundo M, Hyakumachi T, Yanagibashi Y. Spinopelvic alignment in patients with osteoarthritis of the hip. A radiographic comparison to patients with low back pain. *Spine* 2005; 30(14): 1650-1657.
146. Raphael IJ, Rasouli MR, Kepler ChK, Restrepo S, Albert TJ, Radcliff KE. Pelvic incidence in patients with hip osteoarthritis. *The Archives of Bone and Joint Surgery* 2016; 4(2): 132-136.
147. Shon WY, Sharma V, Keon OJ, Moon JG, Suh DH. Can pelvic tilting be ignored in total hip arthroplasty? *International Journal of Surgery Case Reports* 2014; 5: 633-636. doi: 10.1016/j.jscr.2014.07.015.
148. Radcliff KE, Kepler ChK, Hellman M, Restrepo C, Jung KA, Vaccaro AR. Does spinal alignment influence acetabular orientation: a study of spinopelvic variables and sagittal acetabular version. *Orthopaedic Surgery* 2014; 6: 15-22. doi: 10.1111/os.12090.
149. Ochi H, Homma Y, Baba T, Nojiri H, Matsumoto M, Kaneko K. Sagittal spinopelvic alignment predicts hip function after total hip arthroplasty. *Gait and Posture* 2017; 52: 293-300. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.12.010.

8. Spis tabel i wykresów

8.1. Tabele

Tabela I. Kinematyka stawu biodrowego [40]	24
Tabela II. Powtarzalność pomiarowa między badaczami (ang. inter-rater) dla testów zgięcia i wyprostowania w stawie biodrowym	52
Tabela III. Powtarzalność pomiarowa między pomiarami (ang. inter-rater) dla testów zgięcia i wyprostowania w stawie biodrowym	52
Tabela IV. Zakres ruchomości stawów biodrowych w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym w badanej grupie	53
Tabela V. Korelacja Pearsona pomiędzy wartościami testów oceniających zakres ruchomości w stawach biodrowych w badanej grupie (N=62)	54
Tabela VI. Porównanie wskaźników ustawienia stawu biodrowego pomiędzy pozycją stojącą i klęczącą	55
Tabela VII. Korelacja Pearsona pomiędzy wartościami testów oceniających zakres ruchomości w stawach biodrowych i wskaźnikami ustawienia stawu biodrowego w badanej grupie (N=62)	56
Tabela VIII. Porównanie lokalnych wskaźników postawy ciała pomiędzy pozycją stojącą i klęczącą	58
Tabela IX. Porównanie globalnych wskaźników postawy ciała pomiędzy pozycją stojącą i klęczącą	59
Tabela X. Porównanie zakresu ruchomości stawów biodrowych w otwartym i zamkniętym łańcuchu kinematycznym wśród osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa	60
Tabela XI. Porównanie wskaźników ustawienia stawu biodrowego wśród osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa	61
Tabela XII. Porównanie lokalnych wskaźników postawy ciała wśród osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa	62
Tabela XIII. Porównanie globalnych wskaźników postawy ciała wśród osób z bólem i bez bólu dolnego odcinka kręgosłupa	63
Tabela XIV. Porównanie wskaźników ustawienia stawu biodrowego wśród osób z bólem i bez bólu piersiowego i/lub szyjnego odcinka kręgosłupa	64
Tabela XV. Korelacja Pearsona pomiędzy wartościami testów oceniających zakres ruchomości w stawach biodrowych oraz lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała w badanej grupie (N=62)	66

Tabela XVI. Korelacja Pearsona pomiędzy wskaźnikami ustawienia stawu biodrowego oraz lokalnymi i globalnymi cechami postawy ciała w badanej grupie (N=62).....	67
Tabela XVII. Średnia i odchylenie standardowe badanych zmiennych w grupach wyodrębnionych ze względu na występowanie deficytu wyprostu w stawach biodrowych na podstawie analizy skupień.....	68
Tabela XVIII. Porównanie częstości występowania LBP w grupach z deficytem i bez deficytu wyprostu w stawach biodrowych	69

8.2. Wykresy

Wykres 1. Korelacja Pearsona między wartością testu FHE a PFA ocenionym w pozycji klęczącej wśród osób bez bólu kręgosłupa	57
Wykres 2. Korelacja Pearsona między wartością testu FHE a PFA ocenionym w pozycji klęczącej wśród osób z bólem kręgosłupa	57

9. Aneks

9.1. Kwestionariusz ankiety

KWESTIONARIUSZ ANKIETY

Uniwersytet Jagielloński
Collegium Medicum
Zakład Ergonomii i Fizjologii Wysiłku Fizycznego
ul. Grzegórzecka 20
31-531 Kraków

Data:.....
Nr:

Jestem studentką studiów III stopnia na Wydziale Nauk o Zdrowiu UJCM w Krakowie. Kwestionariusz ankiety został stworzony w celu zebrania danych potrzebnych do napisania pracy doktorskiej. Wyniki badań wykorzystane zostaną wyłącznie w celach naukowych. Pytania w kwestionariuszu mają charakter pytań zamkniętych i otwartych. Udział w badaniu jest dobrowolny. Bardzo dziękuję za wypełnienie ankiety.

Ból kręgosłupa to odczucie dyskomfortu lub ból pleców, które uważane jest za lokalne, nieprzyjemne doznanie pojawiające się w okolicy kręgosłupa, z możliwym promieniowaniem do innych części ciała.

Problemy związane ze zmęczeniem podczas wykonywania pojedynczych ćwiczeń nie są uważane za bóle kręgosłupa. Dyskomfort lub ból mogą występować ciągle lub z okresami zaostrzeń i remisji, rozwijać się stopniowo lub mieć nagły początek. Dolegliwości bólowe dolnego odcinka kręgosłupa związane z menstruacją, nie są uwzględniane w tej definicji.

METRYKA:

- e-mail..... 1. Kierunek studiów..... 2. Rok studiów.....
3. Czy aktualnie Pan(i) pracuje? Tak Nie
4. Miejsce pracy.....
5. Stanowisko pracy.....
6. Ile lat i miesięcy wykonuje Pan(i) aktualny rodzaj pracy?.....
7. Ile godzin w tygodniu Pan(i) pracuje (średnio)?.....
godzin w tygodniu
8. Czy jest Pan(i): praworęczny(a) leworęczny(a)
9. Płeć K M
10. Wiek..... 11. Waga..... 12. Wzrost.....

PYTANIA ANKIETOWE

13. Jak ocenia Pan(i) swój aktualny stan zdrowia?

Zły
dobry

Przeciętny

Dobry

Bardzo

14. Czy chorował(a)/choruje obecnie Pan(i) na schorzenia neurologiczne, ortopedyczne, genetyczne?

Tak

(jaki?).....
Nie

15. Czy posiada Pan(i) stwierdzoną wadę słuchu?

Tak

(jaka?).....

Nie

Nie wiem

16. Czy w ciągu ostatnich 2 lat leczył(a) się Pan(i) w szpitalu?

TAK

NIE

Jeśli tak to z jakiego powodu:

.....

17. Czy w ciągu ostatnich 6 miesięcy doznał Pan(i) jakiegoś urazu (np. stłuczenie, skręcenie, zwichnięcie, złamanie)?

TAK

NIE

Jeśli tak to proszę napisać, jaki to był

uraz.....

18. Czy miał(a) Pan(i) kiedyś uraz kręgosłupa?

Tak

Nie


19. Czy trenuje Pan(i) jakiś rodzaj sportu (co najmniej 6h/tydzień)? Tak (jaki?).....

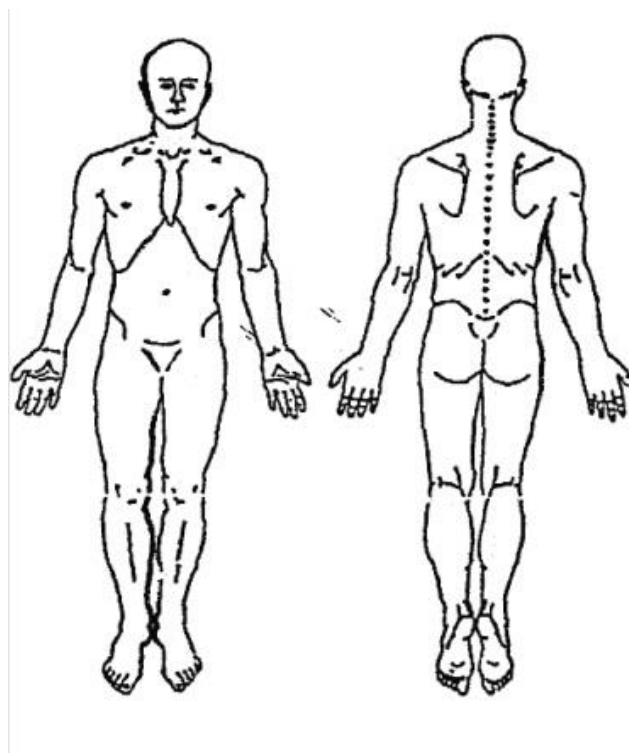
Nie

20. Ile godzin w tygodniu poświęca Pan(i) na aktywność fizyczną w czasie wolnym

(średnio)?/np. bieganie, fitness, siłownia, pływanie

itp.).....godzin/tydzień

21. Proszę zaznaczyć na poniższym schemacie symbolem  wszystkie okolice ciała, w których odczuwał/a Pan/i dolegliwości bólowe w ciągu ostatnich 3 miesięcy



22. Czy miał/a Pan/i kiedykolwiek ból/dyskomfort **dolnego odcinka kręgosłupa (LBP)** niezwiązany z urazem lub menstruacją?

Tak Nie

Jeżeli Tak proszę odpowiedzieć na poniższe pytania:

23. Od kiedy występują dolegliwości bólowe **dolnego odcinka kręgosłupa (LBP)**? (w latach).....

24. Czy miał(a) Pan(i) **LBP** w ciągu ostatnich 3 miesięcy?

Tak Nie

25. Jak długo trwał ostatni epizod **LBP**?

Mniej niż jeden dzień 1 dzień
 Więcej niż 1 dzień ale mniej niż 1 tydzień Więcej niż jeden tydzień

25a Jeżeli mniej niż jeden dzień to:

Powyżej 1 godz. Do 1 godz. Do 30 min.
Kilka minut

26. O jakiej porze dnia występował ból **dolnego odcinka kręgosłupa (LBP)** w ciągu ostatnich 3 miesięcy?

Rano W ciągu dnia Wieczorem W nocy

9.2. Kwestionariusz Oswestry

Instrukcja: Niniejszy kwestionariusz został opracowany, aby pomóc nam zrozumieć, jak bardzo dolegliwości bólowe kręgosłupa wpływają na Państwa zdolność wykonywania codziennych czynności. Proszę w każdej sekcji zaznaczyć tylko JEDNĄ ODPOWIEDŹ, która najlepiej określa Państwa funkcjonalność. Zdajemy sobie sprawę, że mogą Państwo uważać, że pasuje więcej niż jedno stwierdzenie, niemniej jednak proszę zaznaczyć tylko jedną opcję, która najlepiej opisuje aktualne dolegliwości.

Intensywność bólu

- Ból jest bardzo słaby, pojawia się i ustępuje.
- Ból jest słaby, o stałym natężeniu.
- Ból jest umiarkowany, pojawia się i ustępuje.
- Ból jest umiarkowany, o stałym natężeniu.
- Ból jest silny, pojawia się i ustępuje.
- Ból jest silny, o stałym natężeniu.

Pielęgnacja (mycie, ubieranie się itp.)

- Nie muszę zmieniać mojego sposobu mycia lub ubierania się, aby je , aby uniknąć bólu.
- Zazwyczaj nie zmieniam mojego sposobu mycia lub ubierania się, mimo iż powoduje to lekki ból.
- Mycie i ubieranie się powoduje zwiększenie bólu, ale daję sobie radę nie zmniejszając sposobu wykonywania tych czynności.
- Mycie i ubieranie się powoduje zwiększenie bólu, co zmusza mnie do zmiany sposobu wykonywania tych czynności.
- Z powodu bólu nie jestem w stanie wykonać bez pomocy niektórych czynności związanych z myciem i ubieraniem.
- Z powodu bólu nie jestem w stanie umyć się ani ubrać bez pomocy.

Podnoszenie

- Mogę podnosić ciężkie przedmioty bez bólu.
- Mogę podnosić ciężkie przedmioty, ale podnoszenie wywołuje ból.
- Ból nie pozwala mi podnosić ciężkich przedmiotów z podłogi.
- Ból nie pozwala mi podnosić ciężkich przedmiotów z podłogi, ale radzę sobie, jeśli są ułożone w dogodny sposób, np. na stole.

- Ból nie pozwala mi podnosić ciężkich przedmiotów, ale mogę podnosić lekkie i niezbyt ciężkie przedmioty, jeśli są ułożone w dogodny sposób.
- Mogę podnosić jedynie bardzo lekkie przedmioty.

Chodzenie

- Ból nie powstrzymuje mnie od pokonania żadnego dystansu.
- Ból uniemożliwia mi chodzenie na odległość dłuższą niż 1500 m.
- Ból uniemożliwia mi chodzenie na odległość dłuższą niż 800 m.
- Ból uniemożliwia mi chodzenie na odległość dłuższą niż 400 m.
- Mogę chodzić tylko z pomocą laski lub o kulach.
- Spędzam w łóżku większość czasu i muszę czołgać się do toalety.

Siedzenie

- Mogę siedzieć na dowolnym krześle tak długo, jak chcę, bez bólu.
- Mogę siedzieć tylko w moim ulubionym krześle tak długo, jak chcę.
- Ból nie pozwala mi siedzieć dłużej, niż jedną godzinę.
- Ból nie pozwala mi siedzieć dłużej, niż pół godziny.
- Ból nie pozwala mi siedzieć dłużej, niż dziesięć minut.
- Ból w ogóle nie pozwala mi siedzieć

Stanie

- Mogę stać tak długo, jak chcę, bez bólu
- Odczuwam lekki ból gdy stoję, ale ból ten nie narasta.
- Nie mogę stać dłużej, niż godzinę, bez narastającego bólu.
- Nie mogę stać dłużej, niż pół godziny, bez narastającego bólu.
- Nie mogę stać dłużej, niż dziesięć minut, bez narastającego bólu.
- Unikam stania, ponieważ ból od razu narasta.

Spanie

- Leżąc w łóżku nie odczuwam bólu.
- Leżąc w łóżku odczuwam ból, ale nie utrudnia mi on snu.
- Z powodu bólu przesypiam jedynie $\frac{3}{4}$ nocy.
- Z powodu bólu przesypiam jedynie $\frac{1}{2}$ nocy.
- Z powodu bólu przesypiam jedynie $\frac{1}{4}$ nocy.
- Z powodu bólu w ogóle nie sypiam.

Życie towarzyskie

- Moje życie towarzyskie jest normalne i nie przysparza mi bólu kręgosłupa.
- Moje życie towarzyskie jest normalne, ale wzmacnia odczuwany ból.
- Ból nie ma znaczącego wpływu na moje życie towarzyskie, ale muszę unikać bardziej wymagających zajęć takich, jak taniec itp.
- Ból ogranicza moje życie towarzyskie i nie wychodzę zbyt często z domu.
- Z powodu bólu całe moje życie towarzyskie ograniczam do spotkań w domu.
- Z powodu bólu nie prowadzę prawie żadnego życia towarzyskiego.

Podróżowanie

- Nie odczuwam bólu podczas podróży.
- Odczuwam pewien ból, gdy podróżuję, ale żadna z moich typowych form podróżowania nie wzmacnia bólu.
- Odczuwam dodatkowy ból w trakcie podróży, ale nie zmusza mnie on do szukania innych sposobów podróżowania.
- Odczuwam dodatkowy ból w trakcie podróży, który zmusza mnie on do szukania innych sposobów podróżowania.
- Ból ogranicza wszelkie sposoby podróżowania
- Ból uniemożliwia mi podróżowanie, chyba że podczas podróży mogę leżeć.

Zmiana natężenia bólu

- Odczuwamy przez mnie ból szybko słabnie.
- Odczuwamy przez mnie ból jest zmienny, ale generalnie słabnie.
- Odczuwany przez mnie ból zdaje się słabnąć, ale obecnie poprawa następuje powoli.
- Odczuwany przez mnie ból ani nie słabnie, ani nie wzmacnia się.
- Odczuwany przez mnie ból stopniowo się wzmacnia.
- Odczuwany przez mnie ból szybko się wzmacnia.