

Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa w Nowym Sączu

Magdalena Twardowska

**Ocena funkcjonalnej współzależności regionalnej
stawu kolanowego
i kompleksu biodrowo-miedniczno-lędźwiowego**

Nowy Sącz 2019

Redaktor Naukowy
dr Magdalena Twardowska

Redaktor Wydania
dr Katarzyna Zwolińska-Mirek

Recenzja
prof. dr hab. n. med. Jolanta Jaworek
dr hab. Bożena Ostrowska, prof. nadzw.

Redaktor Techniczny
dr Tamara Bolanowska-Bobrek

© Copyright by Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa w Nowym Sączu
Nowy Sącz 2019

ISBN 978-83-65575-49-4

Wydawca
Wydawnictwo Naukowe Państwowej Wyższej Szkoły Zawodowej w Nowym Sączu
ul. Staszica 1, 33-300 Nowy Sącz
tel. 18 443 45 45, e-mail: briw@pwsz-ns.edu.pl

Adres Redakcji
Nowy Sącz 33-300, ul. Staszica 1
tel. +48 18 443 45 45, e-mail: tbolanowska@pwsz-ns.edu.pl

Druk
Wydawnictwo i drukarnia NOVA SANDEC s.c.
Mariusz Kałyniuk, Roman Kałyniuk
33-300 Nowy Sącz, ul. Lwowska 143
tel. 18 547 45 45, e-mail: biuro@novasandec.pl

Spis treści

I. Wstęp	5
1. Budowa anatomiczna stawu kolanowego.....	5
1.1. Staw kolanowy (articulatio genus)	5
2. Połączenia funkcjonalne stawu kolanowego i obręczy miednicznej.....	6
2.1. Taśmy mięśniowo-powięziowe (taśmy anatomiczne).....	6
2.2. Tensegracja	15
2.3. Strefy Zinka i zespoły posturalne	16
2.4. Powiązanie ruchu kręgosłupa i kończyn dolnych w modelu „Spinal Engine”	16
3. Najczęstsze dysfunkcje okolicy stawu kolanowego.....	17
3.1. Zespół rzepkowo-udowy (PFPS – patello-femoral pain syndrome).....	17
3.2. Zespół pasma biodrowo-piszczelowego (ITBS – iliotibial band syndrome)	17
3.3. Zespół przeciążenia przyśrodkowej strony piszczeli (medial tibia stress syndrome – MTSS, shin splints).....	18
II. Cel pracy	19
III. Materiał i metody	20
IV. Wyniki	25
V. Dyskusja	38
VI. Wnioski	45
VII. Piśmiennictwo	46
VIII. Spis rycin	51
IX. Spis tabel	52
X. Spis skrótów	53

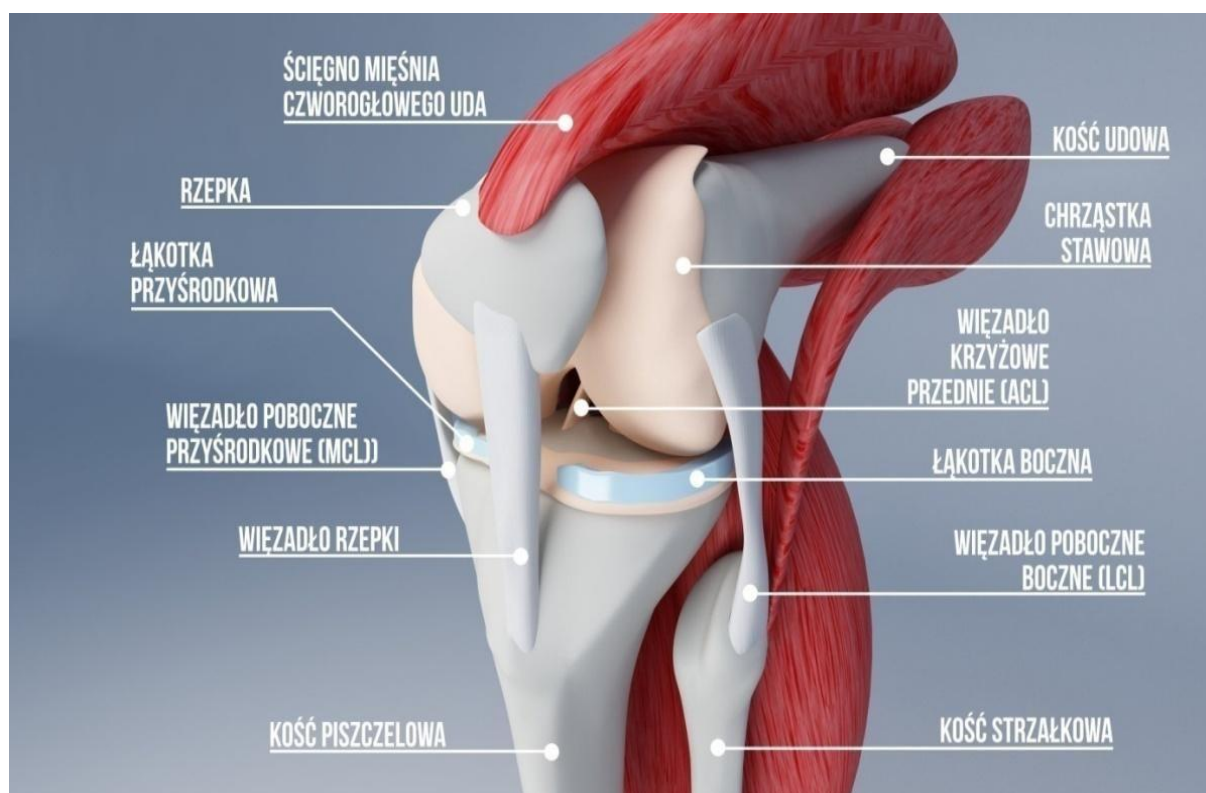
I. Wstęp¹

1. Budowa anatomiczna stawu kolanowego

1.1. Staw kolanowy (articulatio genus)

Jest największym stawem organizmu człowieka, bardzo wrażliwym i jednocześnie najbardziej narażonym na uszkodzenia o różnorodnej etiologii. Łączy on udo z golenią. W stawie kolanowym łączą się kłykcie kości udowej (główka stawowa) z kłykcami kości piszczelowej (panewka stawowa), a od przodu powierzchnie stawowe uzupełniane są powierzchnią tylną rzepki. Staw kolanowy jest więc stawem udowo-piszczelowym (z wyłączeniem udziału rzepki), w którym zachodzą ruchy zginania i prostowania oraz ruch obrotowy, możliwy jednak tylko w sytuacji zgiętego kolana (Bochenek, Reicher, 2007; Paulsen, Waschke, 2012).

Powierzchnie stawowe pokrywa gruba chrząstka, która wzmacnia sprężystość stawu, tym samym znacząco zmniejszając wstrząsy powstające podczas chodu, biegu czy podskoków. W obrębie torebki stawowej między powierzchniami stawowymi występują parzyste łąkotki (menisci): boczna (lateralis) i przyśrodkowa (medialis) dla zabezpieczenia ruchów panewki. Stanowią one ruchome uzupełnienie stawu kolanowego, droga ruchu wynosi około 1 cm, przy czym przesuwalność łąkotki bocznej jest większa niż łąkotki przyśrodkowej. Obie łąkotki zwrócone są do siebie wewnętrznymi krawędziami, obrazując tym samym ósemkę (Bochenek, Reicher, 2007).



Rycina 1. Budowa stawu kolanowego (www.artrocenter.pl, dostęp: 09.10.2017).

¹ Niniejsza publikacja to praca doktorska opracowana w Katedrze Rehabilitacji Klinicznej na Wydziale Rehabilitacji Ruchowej Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie, promotor: dr hab. Anna Mika, promotor pomocniczy: dr Renata Kielnar.

Torebka stawowa jest na całym obwodzie wzmocniona ścięgnami otaczającymi staw, a także powięzią szeroką uda. Staw kolanowy wzmocniają więzadła:

- 1) więzadło rzepki (ligamentum patellae),
- 2) troczki rzepki: przyśrodkowy, boczny (retinaculum patellae mediale et laterale),
- 3) więzadło poboczne strzałkowe (ligamentum collaterale fibulare),
- 4) więzadło poboczne piszczelowe (ligamentum collaterale tibiale),
- 5) więzadło podkolanowe łukowate (ligamentum popliteum arcuatum),
- 6) więzadło podkolanowe skośne (ligamentum popliteum obliquum),
- 7) więzadła krzyżowe przednie i tylne (ligamentum cruciatum anterius et posterius),
- 8) więzadło poprzeczne kolana (ligamentum transversum genus),
- 9) więzadła łąkotkowo-udowe przednie i tylne (ligamentum meniscofemorale posterius et anterius).

W stawie kolanowym ruchy zginania czynnego możliwe są do 130 stopni, natomiast przy wystąpieniu sił zewnętrznych zakres tego ruchu może wynosić 160-170 stopni. Ruch prostowania prowadzi do prostej linii uda i goleni. Ruchy obrotowe, które mają miejsce w stawie kolanowym nie są możliwe przy pozycji maksymalnego zgięcia czy wyprostu. Są one osobniczo zmienne. Tendencją jest mierzalny większy zakres ruchu na zewnątrz niż do wewnątrz (Bochenek, Reicher, 2007).

Mięśnie działające na staw kolanowy wraz z wykonywaniem ruchów w tym stawie:

- 1) mięsień czworogłowy uda (m. quadricepsfemoris) – prostowanie,
- 2) mięsień krawiecki (m. sartorius) – zginanie – nawracanie,
- 3) mięsień dwugłowy uda (m. bicepsfemoris) – zginanie – odwracanie,
- 4) mięsień półbłoniasty (m. semimembranosus) – zginanie – nawracanie,
- 5) mięsień półścięgnisty (m. semitendinosus) – zginanie – nawracanie,
- 6) 6. mięsień podkolanowy (m. popliteus) – zginanie – nawracanie,
- 7) 7. mięsień smukły (m. gracilis) – nawracanie,
- 8) mięsień brzuchaty łydki (m. gastrocnemius) – zginanie – odwracanie.

2. Połączenia funkcjonalne stawu kolanowego i obręczy miednicznej

Połączenia funkcjonalne stawu kolanowego i obręczy miednicznej warunkowane są łańcuchami mięśniowymi (Earls, Myers, 2010). Zdecydowana większość funkcji organizmu ludzkiego zależy od sprawności układu struktur mięśniowo-powięziowych. Aktywność ciała ludzkiego przejawia się w postaci interakcji różnorodnych układów organizmu ludzkiego funkcjonującego według wzorców postawy i wzorców ruchowych (Ibidem). Według zasady jedności funkcji i struktury mięśnie zawsze dopasowują się do aktualnie panujących warunków, w jakim jest ciało człowieka (Richter, Hebgen, 2007). Wiemy, że do kluczowych zadań mięśni zalicza się lokomocję, utrzymanie równowagi przeciw sile grawitacji, jednak nie można zapomnieć ich roli w innych procesach życiowych, takich jak: trawienie, oddychanie czy krążenie, gdzie dopiero ich niesprawność uświadamia nam znaczenie prawidłowego ich funkcjonowania (Bochenek, Reicher, 2007; Paulsen, Waschke, 2012).

2.1. Taśmy mięśniowo-powięziowe (taśmy anatomiczne)

Taśmy anatomiczne są połączeniami bezpośrednio sąsiadujących struktur mięśniowych wewnątrz sieci powięziowej. Siły napięcia i przeciążenia są przenoszone wzdłuż tych taśm z jednej części ciała na drugą, nawet dość odległą (Ostiak, Kaczmarek-Maciejewska, Kasprzak, 2001; Mayers, 2010). Koncepcja taśm anatomicznych i ciągłości układu mięśniowo-powięziowego

wskazuje na fakt, że różnorodne problemy kliniczne należy oceniać holistycznie i kompleksowo, nie skupiając się tylko na leczeniu miejsca bólu czy też dysfunkcji (Richter, Hebgen, 2007).

W ówczesnym świecie wszyscy badacze ciała ludzkiego, tj. masażyści, chiropraktycy, fizjoterapeuci i osteopaci, próbują poprzez znane im sposoby pracy nad aparatem ruchu znaleźć przyczynę dolegliwości pacjenta. Poza różnorodnymi testami manualnymi, jakim poddawany jest pacjent, specjalistów tych łączy spójne podejście – jednolite spojrzenie na człowieka jako całość (www.projektmasaż.pl, dostęp: 23.10.2017).

Jednym z pierwszych twórców podejścia holistycznego do człowieka był A.T. Still – ojciec osteopatii, który poprzez obserwację dolegliwości człowieka twierdził, że struktura i funkcja są tak zależne od siebie, że nie należy ich oceniać osobno (Ibidem; Still, 2016).

G. Denys-Struyf (GDS) to fizjoterapeutka i osteopatka, która opracowała metodę łańcuchów mięśniowych i stawowych, łączącą funkcjonowanie ciała z zachowaniem się psychologicznym. Koncepcja metody jest podejściem profilaktycznym i terapeutycznym, zajmującym się powiązaniem między mechaniką ciała a sposobem jego funkcjonowania (Campignon, 2012; www.versusmedicus.com, dostęp: 15.11.2011).

Łańcuchy powięziowe H. Kabata (neurofizjologa, który wraz z fizjoterapeutką M. Knott opracował koncepcję PNF) to funkcjonalne taśmy spiralne wykorzystujące połączenia diagonalne w ciele człowieka. Koncepcja ta zaleca pracę z pacjentem, postrzegając go w sposób całościowy, gdzie do pracy z nim wykorzystuje się silne regiony jego ciała. Umożliwiamy tym samym uwolnienie rezerw obecnych w organizmie, zapewniając bezbolesną terapię w pozytywnej atmosferze psychofizycznej (www.fizjoterapia.pl, dostęp: 17.11.2017; Buck, Beckers, Adler, 2009).

Koncepcji traktujących ciało człowieka jako całość jest wiele, jednakże jedną z najbardziej popularnych jest teoria Anatomy Trains (AT) T. Myersa, oparta na Rolfinqu. Podstawowym jej założeniem jest to, że ciało ludzkie nie funkcjonuje w częściach. AT określa mapę podłużnych połączeń w sieci powięziowej ciała. Sieć ta zawsze zostaje nierozzerwalną, pomimo że może być rozcięta, wysuszona, skrócona bądź mniej funkcjonalna w wyniku wieku, urazu czy niewłaściwego używania i odżywiania organizmu (Earls, Myers, 2010; Mayers, 2010).



Rycina 2. Taśma powierzchowna tylna.

*Źródło: „Foot and shin in terms of Anatomy Trains”, W. Ostiak, M. Kaczmarek-Maciejewska, P. Kasprzak, 2001, *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research*, 5(25), s. 38-46.*

Taśma powierzchniowa tylna rozciąga się od podeszwowej strony stóp do szczytu głowy, ochraniając i łącząc całą tylną powierzchnię ciała. Złożona jest z dwóch części – pierwsza ciągnie się od palców stóp do stawów kolanowych, a druga od stawów kolanowych do brwi. Funkcjonuje prawidłowo przy wyprostowanych kolanach. Taśma ta spełnia głównie funkcję posturalną – utrzymuje wyprostowaną postawę ciała i zapobiega pozycji zgięciowej, w związku, z czym mięśnie wchodzące w jej skład zbudowane są głównie z włókien wolnokurczliwych o dużej wytrzymałości. Dodatkowo pełni również funkcję ruchową – odpowiada za wykonywanie wyprostu i przeprostu (z wyjątkiem stawów kolanowych i skokowych, w których powoduje ruch zgięcia) (Mayers, 2010). Dokładny przebieg taśmy przedstawia się następująco: powierzchnia podeszwowa paliczków palców stóp – rozciągno podeszwowe i krótkie zginacze palców stóp – kość piętowa – ścięgno Achillesa i mięsień brzuchaty łydki – kłykcie kości udowej – mięśnie kulszowo-goleniowe – guz kulszowy – więzadło krzyżowo guzowe – kość krzyżowa – powięź krzyżowo-lędźwiowa i mięsień prostownik grzbietu – grzebień potyliczny – czepiec ścięgnisty i rozciągno naczaszne – brzeg nadoczodołowy kości czołowej. Wszystkie te elementy znajdują się po tej samej stronie ciała (Ostiak, Kaczmarek-Maciejewska, Kasprzak, 2001). Bardzo ważną składową taśmy jest stopa. Jej łuk podłużny jest regulowany przez powięź podeszwową i mięśnie krótkie zginacze palców. Pozwalają one na zbliżenie do siebie obu końców stopy, utrzymując właściwe relacje między kością piętową oraz głowami pierwszej i piątej kości śródstopia.

Dodatkowo łuk wzmocniony jest przez leżące w głębszych warstwach więzadło podeszwowe oraz więzadło piętowo-łódkowo-podeszwowe. Powierzchnia podeszwowa stopy bywa przyczyną problemów przekazywanych na pozostałe części taśmy (Ibidem). Dysfunkcja w tym miejscu często wiąże się z przeprostem kolan, skróceniem i zmniejszeniem elastyczności mięśni kulszowo-goleniowych oraz pogłębieniem lordozy szyjnej i lędźwiowej (Mayers, 2010).



Rycina 3. Taśma powierzchniowa przednia.

Źródło: „Foot and shin in terms of Anatomy Trains”, W. Ostiak, M. Kaczmarek-Maciejewska, P. Kasprzak, 2001, *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research*, 5(25), s. 38-46.

Taśma powierzchowna przednia biegnie po prawej i lewej stronie ciała, od strony grzbietowej stopy do czaszki. Można ją podzielić na dwie części, które funkcjonują jako jedna całość przy wyprostowanych biodrach: od palców stóp do miednicy i od miednicy do głowy. Równoważą napięcie taśmy powierzchownej tylnej i razem z nią utrzymuje równowagę w płaszczyźnie strzałkowej. Zadaniem ruchowym tej taśmy jest wykonywanie ruchów zgięcia w stawach biodrowych i tułowi, wyprostu stawów kolanowych oraz zgięcie grzbietowe w obrębie stóp. Mięśnie tworzące taśmę przednią mają przewagę włókien szybkokurczliwych (Ostiak, Kaczmarek-Maciejewska, Kasprzak, 2001; Mayers, 2010). Szczegółowy przebieg tej taśmy to: powierzchnia grzbietowa paliczków palców stóp – krótkie i długie prostowniki palców, mięsień piszczelowy przedni (przedni przedział podudzia) – guzowatość kości piszczelowej – więzadło właściwe rzepki – rzepka – mięsień czworogłowy uda – kołec biodrowy przedni górny – guzek łonowy – mięsień prosty brzucha – piąte żebro – powięź mostkowo-chrząstka – rękoność mostka – mięsień mostkowo-obojęzyczny-sutkowy – wyrostek sutkowy – powięź czaszki (Ostiak, Kaczmarek-Maciejewska, Kasprzak, 2001). Zaburzenia w obrębie taśmy powierzchownej przedniej mogą powodować ograniczone zgięcie podszwowe stóp, przeprost w stawach kolanowych, zwiększone przodopochylenie miednicy, ograniczoną ruchomość żeber oraz protrakcję głowy (Mayers, 2010). Częste skrócenie tej taśmy powoduje zaburzenia wzorców posturalnych zaburzających funkcję ciała, dając dolegliwości bólowe w obrębie wielu struktur.



Rycina 4. Taśma boczna.

Źródło: „Foot and shin in terms of Anatomy Trains”, W. Ostiak, M. Kaczmarek-Maciejewska, P. Kasprzak, 2001, *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research*, 5(25), s. 38-46.

Taśma boczna rozciąga się od przyśrodkowej i bocznej strony śródstopia, biegnie wzdłuż bocznej części kończyny dolnej i tułowia, kończąc się na czaszce w okolicy ucha. Swoją funkcję posturalną spełnia poprzez utrzymywanie równowagi między prawą i lewą stroną ciała. Uczestniczy w przekazywaniu sił między innymi taśmami powierzchownymi, stabilizując tułów i kończyny dolne w trakcie wykonywania ruchów kończynami górnymi. Funkcja ruchowa taśmy bocznej to skłon boczny tułowia, odwodzenie w stawie biodrowym oraz ewersja stopy (Ostiak, Kaczmarek-Maciejewska, Kasprzak, 2001; Mayers, 2010). Kolejne punkty tej taśmy to: podstawa pierwszej i piątej kości śródstopia – mięśnie strzałkowe – głowa kości strzałkowej – więzadło przednie głowy kości strzałkowej – kłykiec boczny kości piszczelowej – pasmo biodrowo-piszczelowe – mięsień napinacz powięzi szerokiej – mięsień pośladkowy wielki – talerz biodrowy – mięśnie skośne brzucha – żebra – mięśnie międzyżebrowe – pierwsze i drugie żebro – mięsień mostkowo-biodrowo-piszczelowe – mięsień napinacz powięzi szerokiej – mięsień pośladkowy wielki – talerz biodrowy (kolec biodrowy przedni górny i dolny) – mięśnie skośne brzucha – żebra – mięśnie międzyżebrowe – pierwsze i drugie żebro – mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy – mięsień płatowaty głowy – wyrostek sutkowaty (Ostiak, Kaczmarek-Maciejewska, Kasprzak, 2001). Dysfunkcje taśmy bocznej mogą powodować kompensacje, takie jak: nadmierna pronacja lub supinacja stopy, ograniczenie zgięcia grzbietowego w stawie skokowym, koślawość lub szpotawość kolan, ograniczenie przywodzenia w stawie biodrowym oraz przykurcze odwodzicieli, skłon boczny w odcinku lędźwiowym, boczne przemieszczenie klatki piersiowej względem miednicy czy ograniczenie ruchomości obręczy barkowej (Mayers, 2010).



Rycina 5. Taśma spiralna.

Źródło: „Foot and shin in terms of Anatomy Trains”, W. Ostiak, M. Kaczmarek-Maciejewska, P. Kasprzak, 2001, *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research*, 5(25), s. 38-46.

Taśma spiralna oplata ciało, przeplatając się przez trzy poprzednie taśmy. Łączy każdą stronę czaszki z obręczą barkową po przeciwnej stronie ciała, następnie owija się wokół żeber i krzyżuje na wysokości pępka, przechodząc na stawy biodrowe. Biegnie kolejno wzdłuż przednio-bocznej powierzchni kończyny dolnej, zawijając się pod podeszwą stopy. Wraca w górę po tylnobocznej stronie kończyny przez mięsień prostownik grzbietu, kończąc się na czaszce blisko swojego przyczepu początkowego. Funkcją posturalną taśmy spiralnej jest utrzymywanie równowagi we wszystkich płaszczyznach. Większość z jej struktur uczestniczy w tworzeniu pozostałych taśm i w różnorodnych ich funkcjach. Funkcja ruchowa polega na wykonywaniu ruchów rotacyjnych ciała. Tworzy napięcia izometryczne i ekscentryczne w odpowiedzi na działającą siłę skrętną zabezpieczając przed upadkiem. Przebieg taśmy jest następujący: guzowatość potyliczna – mięsień prostownik grzbietu – powięź krzyżowo-łędźwiowa – kość krzyżowa – więzadło krzyżowo-guzowe – guz kulszowy – mięsień dwugłowy uda – głowa kości strzałkowej – mięsień strzałkowy długi – podstawa pierwszej kości śródstopia – mięsień piszczelowy przedni – kłykiec boczny kości piszczelowej – pasmo biodrowo-piszczelowe – mięsień napinacz powięzi szerokiej – grzebień biodrowy – mięśnie skośne brzucha wewnętrzne – rozciągno brzuszne – kresa biała – mięśnie skośne brzucha zewnętrzne – boczna część żeber – mięsień zębaty przedni – brzeg przyśrodkowy łopatki – mięśnie równoległoboczne – wyrostki kolczyste przejścia szyjno-piersiowego – mięsień płatowaty szyi i głowy – wyrostki poprzeczne C1 i C2 – wyrostek sutkowaty – guzowatość potyliczna (Ostiak, Kaczmarek-Maciejewska, Kasprzak, 2001). W przypadku zaburzeń pracy tej taśmy mogą występować skręty, rotacje i boczne przemieszczenia ciała we wszystkich płaszczyznach. Zaburzenia jej pracy będą także wpływały na działanie innych taśm, dając deficyty strukturalne.

2.2. Tensegracja

Ciało ludzkie jest postrzegane jako integralna całość, gdzie poszczególne struktury opierają się na równowadze sił i naprężeń w tkankach. Zmiany miejscowe w ciele człowieka mogą wpływać na globalny obraz danej dysfunkcji, co pozwala traktować układ powięziowy jako jedną całość (Earls, Myers, 2010). Struktura tensegracyjna powoduje inne spojrzenie na ciało człowieka, diagnozując zmiany w jednej części ciała, pozwala wykryć powiązane z nią nieprawidłowości w innym miejscu organizmu. Zmiany te mogą zachodzić nawet na dość dużych odległościach (Mayers, 2010). Funkcjonowanie mechaniki ciała ludzkiego nie jest jeszcze ostatecznie wyjaśnione i poznane, jednak obserwacja naszego ciała w aspekcie tensegracji prowadzi do spójnej strategii zwiększającej skuteczność leczenia miejscowego (Tanno-Rast, 2014). Według koncepcji tensegracji, ludzkie ciało wykazuje fenomen możliwości kurczenia się i rozkurczania równocześnie we wszystkich kierunkach i wymiarach osi, nie tylko w tej, w której doszło do uszkodzenia, ale i w innych. Tak, więc jeśli jakaś struktura tensegracyjna zostanie rozszerzona w jednym wymiarze, to jako efekt działania tych napięć w obrębie sieci mięśniowo-powięziowej może również dokonać się rozszerzenie we wszystkich innych kierunkach, w konsekwencji wywołując dysfunkcję w miejscach odległych od zadziałania bodźca (Earls, Myers, 2010).

2.3. Strefy Zinka i zespoły posturalne

J. Gordon Zink (Richter, Hebgen, 2007) opracował model występowania zaburzeń w obrębie układu mięśniowo-powięziowego w obrębie wzorców skrętnych ciała człowieka. Określił on kierunek zaburzeń i ich typowe kompensacje, występujące w obszarach przejść pomiędzy poszczególnymi odcinkami kręgosłupa. Według Zinka (Ibidem), urazy powstałe w ciągu życia często nie pozwalają na dostosowanie się zasad oddziaływania sił. Zaobserwował on, że zmiany kierunku naprężeń powięziowych są w okolicach przejść krzywizn kręgosłupa, jak również przepon, które pełnią istotną funkcję w krążeniu żylnym-limfatycznym. Twierdził, że zmiany napięć powięziowych są ściśle związane z krążeniem limfy. Upośledzenie prawidłowego funkcjonowania przepony powoduje brak regulacji napięć w jamach ciała i zaburzenia krążenia żylnego-limfatycznego, prowadząc w konsekwencji do określonych zmian w kierunku naprężeń wewnątrz sieci powięziowej (Ibidem).

Zespoły posturalne związane z zaburzonym układem mięśniowo-powięziowym obrazują osłabienie jednej grupy mięśniowej, z równoczesnym nadmiernym napięciem drugiej grupy mięśniowej. Dochodzi wówczas do nieprawidłowego ułożenia kręgosłupa i zmian w układzie szkieletowym. Do najczęściej występujących zespołów posturalnych należą: zespół górnego skrzyżowania i zespół dolnego skrzyżowania (Ibidem).

Zespół skrzyżowania dolnego dotyczy okolicy lędźwiowo-krzyżowo-miednicznej oraz kończyny dolnej, a występuje głównie u osób o siedzącym trybie życia. Obraz zespołu skrzyżowania polega na nadmiernym skróceniu i przeciążeniu mięśni posturalnych, a osłabieniu mięśni fazowych. W związku z występującą w organizmie człowieka ciągłością układu mięśniowo-powięziowego zaburzenia powstałe w jednym jego obszarze prowadzą do powstania pozornie niezwiązanych zaburzeń w innym obszarze. Janda sugeruje, że konsekwencje powstawania zespołu skrzyżowania dolnego mają już swój początek w dzieciństwie, gdzie dysbalans napięcia mięśni w czasie rozwoju dziecka przyczynia się do rozwojowej tendencji powstania i utrwalania patologicznych naprężeń w obrębie sieci mięśniowo-powięziowej (Ibidem).

2.4. Powiązanie ruchu kręgosłupa i kończyn dolnych w modelu „Spinal Engine”

Chód naprzemienny jest jednym z podstawowych wzorców ruchowych człowieka. Ruchy wymagające skoordynowanej pracy kręgosłupa, kończyn górnych i kończyn dolnych, aby zachować prawidłowy rozkład sił, muszą zachodzić we właściwych dla siebie płaszczyznach i wokół dobrze zorientowanych osi.

Naprzemienny ruch kończyn jest bodźcem stymulującym działanie strategii odpowiedzialnej za prawidłowe włączenie stabilizacji głębokiej podczas chodu. Zjawisko to opisał S. Gracovetsky (1988; Frank, 2003), który zaobserwował, że mięśnie poprzeczny brzucha i wielodzielny włączają się razem, pośrednicząc w przenoszeniu sił przez odcinek lędźwiowy zarówno w kierunku zstępującym od kręgosłupa do kończyn dolnych, jak i z kończyn dolnych do kręgosłupa. W sytuacji, gdy aktywność stabilizacyjna mięśni głębokich (poprzecznego i wielodzielnego) jest zbyt słaba, zmniejsza to zakres przeciwstawnej rotacji kręgosłupa. Tak więc warunkiem prawidłowego transferu energii pomiędzy kręgosłupem i kończynami jest odpowiednio sprawna stabilizacja głęboka kompleksu lędźwiowo-miednicznego, a także jego należyta mobilność, pozwalająca na swobodny ruch przeciwstawnej rotacji (Ibidem).

Teoria Gracovetskiego opisuje model kręgosłupa tzw. „spinal engine”, gdzie boczne zgięcie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej dzięki istnieniu naturalnych krzywizn lordozy lędźwiowej i kifozy piersiowej przenoszą się na ruch rotacji kręgosłupa w płaszczyźnie poprzecznej, a ta rotacja kręgosłupa jest siłą napędową dla ruchu miednicy i kończyn dolnych podczas chodu (Gracovetsky, 1988). Uważał on, że kończyny dolne są w stanie gromadzić

energię otrzymaną jako siłę napędową od kręgosłupa i następnie transferować ją do kręgosłupa, wspomagając jego rotację. Ten mechanizm dwustronnego transferu energii podczas chodu ściśle wiąże się z potrzebą sprawnego działania stabilizacji głębokiej kompleksu lędźwiowo-miednicznego, a także z prawidłowym funkcjonowaniem kończyn dolnych i obręczy barkowej (Ibidem; Frank, 2003). Wszelkie ograniczenia w zakresie rotacji kręgosłupa przenoszą się na zaburzenia w pracy kompleksu lędźwiowo-miednicznego, co z kolei powoduje nieprawidłowy rozkład sił podczas ruchu i zaburzenia w transferze energii poprzez miednicę i do kończyn dolnych (Ibidem).

Diagnostyka dolegliwości bólowych kręgosłupa jest trudnym i skomplikowanym zadaniem, pomimo istnienia coraz doskonalszych metod i narzędzi diagnostycznych. Badacze sugerują, że ocena funkcjonalna kręgosłupa powinna być też częścią oceny kwalifikującej np. do zabiegów operacyjnych w obrębie stawu kolanowego (Juhn, 1999). Twierdzą oni, że staw kolanowy nie powinien być badany w sposób izolowany bez powiązania z sąsiednimi obszarami ciała, gdyż jest tzw. filtrem mechanicznym, czyli przekaznikiem energii powstałej podczas uderzenia pięty podczas chodu z kończyny dolnej do kręgosłupa, a zatem zaburzony jej przepływ będzie wpływał negatywnie na pracę kręgosłupa (Ibidem).

Powstanie urazu w danym obszarze jest reakcją złożoną, przekładającą się na obraz całego ciała, dlatego też – aby leczyć dane uszkodzenie – musimy ocenić całe ciało. Wraz z zaburzeniami biomechaniki w obrębie kręgosłupa czy kończyn dolnych obserwujemy asymetryczną pracę mięśni głębokich, co z kolei przekłada się na nieprawidłowe napięcie mięśni powierzchownych i powstanie tam widocznych funkcjonalnych asymetrii (Earls, Myers, 2010).

3. Najczęstsze dysfunkcje okolicy stawu kolanowego

3.1. Zespół rzepkowo-udowy (PFPS – patello-femoral pain syndrome)

Zespół rzepkowo-udowy określany jest jako zespół bólowy przedniego przedziału kolana. Definiuje się go jako ból przedniej części kolana, wynikający z fizycznych oraz biomechanicznych zmian w stawie (Juhn, 1999). Dolegliwość ta może wynikać z różnych patologii. Do czynników ryzyka możemy wymienić: anomalie anatomiczne, dysfunkcje mięśniowe, hipermobilność rzepki, obniżoną elastyczność mięśni kulszowo-goleniowych, czworogłowego uda i/lub pasma biodrowo-piszczelowego, zwiększoną pronację stopy, przeciążenia czy urazy (Witvrouw i in., 2000). Dolegliwości zazwyczaj nasilają się przy aktywności zgięciowej kolana, co ma miejsce np. podczas wchodzenia czy też schodzenia po schodach, biegania lub długiego siedzenia (Blond, Hansen, 1998; Dixit i in., 2007).

3.2. Zespół pasma biodrowo-piszczelowego (ITBS – iliotibial band syndrome)

Zespół pasma biodrowo-piszczelowego to ból w okolicy nadkłykcia bocznego kości udowej lub nieco poniżej niego. Często występuje u osób z powtarzanym ruchem zgięcia stawu kolanowego. Dolegliwość ta powstaje na skutek powtarzających się dociśnień tkanek miękkich przez powięź boczną do nadkłykcia bocznego kości udowej (Fairclough i in., 2007; Lavine, 2010). Istnieje wiele czynników mogących się przyczynić do powstania tej patologii. Jednym z nich jest osłabienie mięśni odwodzących w stawie biodrowym, przede wszystkim mięśnia pośladkowego średniego. Konsekwencją tego jest zmniejszona zdolność stabilizacji miednicy i zwiększenie przywiedzenia uda podczas fazy podporowej w chodzie, a co za tym idzie – wzrost napięcia pasma biodrowopiszczelowego i kompresja tkanek położonych niżej (Fredericson, Wolf, 2005). Do innych przyczyn należą: przeprost kolana, zwiększona rotacja wewnętrzna kolana i zmniejszona wytrzymałość mięśni kulszowo-goleniowych w stosunku do wytrzymałości mięśnia czworogłowego uda po tej samej stronie (Noehren, Davis, Hamill, 2007).

3.3. Zespół przeciążenia przyśrodkowej strony piszczeli (medial tibia stress syndrome – MTSS, shin splints)

Zespół przeciążenia przyśrodkowej strony piszczeli to powstały w czasie aktywności ból, umiejscowiony w dystalnym odcinku kości piszczelowej po stronie tylnopryśrodkowej (Plisky i in., 2007; Buckup, 2014). Przyczyny, które mogą prowadzić do powstania tego schorzenia możemy podzielić na czynniki wewnętrzne oraz zewnętrzne. Do czynników wewnętrznych zaliczamy: zmniejszoną siłę i elastyczność mięśni, zmianę biomechaniki lub liniowości kończyn, obniżoną gęstość mineralną kości, a także zaburzenia równowagi hormonalnej. Do czynników zewnętrznych zaliczamy z kolei: typ/rodzaj oraz nachylenie podłoża, czas trwania aktywności i jej intensywność, częstotliwość oraz jakość posiadanego obuwia (Hubbard, Mullis Carpenter, Cordova, 2009).

Jak sugerują niektórzy badacze, powstawanie różnorodnych zaburzeń funkcjonalnych w obrębie stawu kolanowego może mieć początek w zaburzeniach biomechanicznych miednicy, ruchomości kręgosłupa lędźwiowego czy całego kompleksu biodrowo-miedniczo-lędźwiowego (Gracovetsky, 1988). Pomimo istnienia przesłanek przemawiających za funkcjonalną współzależnością poszczególnych obszarów ciała, częstym zjawiskiem zarówno w diagnostyce, jak i w leczeniu jest jednak nadmierne skupienie się na miejscu występowania samej dysfunkcji. Istnieją prace, które opisują problem powstawania dysfunkcji stawu kolanowego w powiązaniu z zaburzeniami w innych obszarach ciała (Ibidem), lecz żadna z dotychczasowych prac nie podejmuje tematu zależności skręcenia miednicy w stosunku do osi ciała czy jej nieprawidłowego ustawienia i wystąpienia zaburzeń w obrębie tkanek okolicy stawu kolanowego.

Analiza i zdefiniowanie powiązań funkcjonalnych pomiędzy tymi obszarami może być podstawa do opracowania zmian w koncepcji diagnostyki, przygotowania i prowadzenia planu usprawniania fizjoterapeutycznego. Punktem wyjścia takiego podejścia może być pełna diagnostyka funkcjonalna, obejmująca zarówno kręgosłup, miednicę jak i kończyny dolne oraz terapię mająca na celu to, aby pierwotnie prawidłowo ustawić miednicę, a nie podążać za zaburzeniem w obrębie stawu kolanowego. Celem takiego postępowania usprawniającego ma być stworzenie odpowiednio korzystnych i anatomicznie lepszych warunków biomechanicznych do pracy stawu kolanowego.

II. Cel pracy

Celem pracy jest ocena funkcjonalnej współzależności regionalnej w obrębie kompleksu biodrowo-miedniczno-lędźwiowego i stawu kolanowego.

Celem szczegółowym jest zbadanie, czy asymetria w ustawieniu miednicy względem osi ciała ma wpływ na parametry funkcjonalne kończyn dolnych i czy asymetria ta widoczna jest w obrębie wzorca chodu oraz w aktywności bioelektrycznej mięśni prostowników stawu kolanowego.

Pytania badawcze:

- 1) Czy asymetria w ustawieniu miednicy powoduje zaburzenia w symetrii pracy mięśni głębokich kompleksu biodrowo-miedniczno-lędźwiowego?
- 2) Czy asymetria w ustawieniu miednicy jest związana z asymetryczną rotacją w stawach biodrowych, co może być jednym z czynników potencjalnie predysponujących do przeciążeń stawów kolanowych i do zaburzonej pracy mięśni prostowników kolana?
- 3) Czy asymetria w ustawieniu miednicy powoduje również asymetrię w obrębie parametrów kinematycznych i czasowo-przestrzennych chodu?
- 4) Czy u osób bez urazów w obrębie stawu kolanowego, u których występuje asymetria w ustawieniu miednicy w stosunku do osi ciała można zaobserwować zaburzoną aktywność bioelektryczną w obrębie mięśni prostowników stawu kolanowego?

III. Materiał i metody

Badaniami została objęta grupa 78 ochotników w przedziale wiekowym 20-30 lat. Dane dotyczące wysokości i masy ciała badanych przedstawiono w tabeli 1. Na podstawie wstępnego badania diagnostycznego, zawierającego testy funkcjonalne, oceniające osiowość ustawienia kompleksu biodrowo-miedniczno-łędźwiowego, osoby zostały zakwalifikowane do trzech grup:

- 1: osoby z dodatnimi testami po prawej stronie n=28.
- 2: osoby z dodatnimi testami po lewej stronie n=24.
- 3: osoby z ujemnymi testami n=26.

Jeżeli u badanej osoby 3 z 4 testów miało wynik dodatni po prawej stronie, to była ona zakwalifikowana do 1 grupy, gdy 3 z 4 testów po lewej stronie miało wynik dodatni, to była ona zakwalifikowana do 2 grupy. Do grupy 3 zakwalifikowane zostały osoby z ujemnym wynikiem testów.

Tabela 1

Charakterystyka badanych z podziałem na grupy

	Grupa 1 n=28	Grupa 2 n=24	Grupa 3 n=26
Wysokość ciała	173 ±11	170±9	170±10
Masa ciała	67±13	63±13	66±14

Kryteria wyłączenia:

- 1) Brak zgody na udział w badaniach.
- 2) Dolegliwości bólowe w obrębie kompleksu biodrowo-miedniczno-łędźwiowego oraz kończyn dolnych w okresie ostatnich 6 miesięcy.
- 3) Przebyte urazy w obrębie kończyn dolnych.
- 4) Zmiany zwyrodnieniowe w obrębie stawów kolanowych.
- 5) Przebyte operacje ortopedyczne.
- 6) Choroby przewlekłe układu mięśniowo-szkieletowego.
- 7) Ciąża.
- 8) Anatomiczne skrócenie kończyny dolnej.

Badania zostały przeprowadzone na terenie Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie. Każdy badany został poinstruowany o celu i przebiegu badania oraz wyraził pisemną zgodę na udział w projekcie. Przed przystąpieniem do badań uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie na prowadzenie eksperymentu medycznego.

Metodyka badań

U wszystkich badanych wykonano następujące pomiary:

- 1) Cztery testy funkcjonalne, oceniające osiowość ustawienia miednicy względem kręgosłupa.
- 2) Ocenę mięśni głębokich kompleksu biodrowo-miedniczo-lędźwiowego za pomocą ultrasonografii (USG).
- 3) Ocenę kinematyki miednicy i kończyn dolnych podczas chodu.
- 4) Ocenę parametrów czasowo-przestrzennych chodu.
- 5) Ocenę zakresu ruchu rotacji w stawach biodrowych.
- 6) Ocenę aktywności bioelektrycznej (sEMG) mięśni prostowników stawów kolanowych.

Testy funkcjonalne – oceniające osiowość ustawienia kompleksu biodrowo-miedniczo-lędźwiowego [29]. Testy były oceniane w skali dwustopniowej:

- (-) – test ujemny.
- (+) – test dodatni.

Test wyprzedzania (Standing Flexion Test)

P.w.: Badany stoi wyprostowany tyłem do badającego. Badający układa kciuki na kolcach biodrowych tylnych górnych. Stopy badanego ułożone są równo na tej samej wysokości. Należy ocenić i wykluczyć ewentualne zaburzenia symetrii miednicy i stawów biodrowych. W przypadku krótszej kończyny dolnej na czas testu korygujemy tę nierówność, podkładając deseczkę.

Ruch: Badany wykonuje powolny skłon tułowia w przód. Ocenie podlega położenie i ruchomość obydwu kolców biodrowych.

W warunkach fizjologicznych ruch zachodzi w stawach kręgosłupa oraz stawach krzyżowo-biodrowych. Początkowo następuje nutacja kości krzyżowej, przy pogłębieniu skłonu ruch zachodzi także w stawach biodrowych (talerze kości biodrowej pochylają się do przodu).

Wynik ujemny: Podczas ruchu kolce biodrowe tylne góme przemieszczają się symetrycznie do góry lub pozostają na miejscu.

Wynik dodatni: Uniesienie do góry jednego z kolców biodrowych tylnych górnych w stosunku do drugiego świadczy o zablokowaniu po stronie badanej, zaburzeniu statyki miednicy (tzw. objaw wyprzedzania).

Test wyprzedzania Piedellu (Seated Forward Flexion Test)

P.w.: Badany w pozycji siedzącej. Stopy oparte o podłoże (w celu wyeliminowania czynności mięśni grupy kulszowo-goleniowej). Badający opiera kciuki na kolcach biodrowych tylnych górnych.

Ruch: Badany wykonuje skłon tułowia w przód. Obserwuje się ruch kolców biodrowych tylnych górnych.

Wynik ujemny: Podczas ruchu kolce biodrowe tylne góme przemieszczają się symetrycznie do góry lub pozostają na miejscu.

Wynik dodatni: Uniesienie do góry jednego z kolców biodrowych tylnych górnych w stosunku do drugiego świadczy o zablokowaniu po stronie badanej, zaburzeniu statyki miednicy (tzw. objaw wyprzedzania).

Test Gilleta (Stork Test)

P.w.: Badany stoi w lekkim rozkroku tyłem do badającego. Badający układa kciuk na kolcu biodrowym tylnym górnym strony testowanej i na wysokości wyrostka kolczystego S2.

Ruch: Badany zgina kończynę dolną w stawie biodrowym i kolanowym do 90 stopni.

Wynik ujemny: Kolec biodrowy tylny górny przemieszcza się w dół i do tyłu w odniesieniu do S2.

Wynik dodatni: Nie obserwuje się ww. ruchu.

Test Obera

Test Obera pierwotnie był wykorzystywany do oceny elastyczności pasma biodrowo-piszczelowego, a obecnie jest on także używany do oceny prawidłowego ustawienia głowy kości udowej w panewce, a tym samym prawidłowego ustawienia miednicy. Jeżeli ustawienie głowy w panewce nie jest idealnie w pozycji neutralnej, a tak się dzieje np. przy przodopochyleniu miednicy, może to blokować pełne przywiedzenie kończyny.

P.w.: Badany leży na boku. Kończyna dolna, na której leży, jest zgięta w stawie biodrowym i kolanowym do 90 stopni.

Ruch: Badający stabilizuje jedną ręką miednicę, drugą obejmuje kończynę wolną i biernie prostuje ją w stawie biodrowym, a następnie wykonuje ruch przywiedzenia. Kończyna dolna wyprostowana w stawie biodrowym powoduje ufixowanie pasma biodrowo-piszczelowego na poziomie krętarza większego.

Wynik ujemny: Pełne przywiedzenie kończyny dolnej.

Wynik dodatni: Ograniczenie ruchu przywodzenia kończyny dolnej. Pojawienie się zgięcia i rotacji zanim zostanie osiągnięty odpowiedni stopień przywiedzenia. Możliwość wystąpienia bólu w bocznej okolicy stawu kolanowego.

Badanie ultrasonograficzne (USG)

Obrazowanie ultrasonograficzne mięśni głębokich kompleksu biodrowo-miedniczo-lędźwiowego przeprowadzono metodą przezbrzuszną za pomocą ultrasonografu Honda HS-2100 (Honda Electronics CO., LTD., HS-2100V). Do badania wykorzystano półkolistą głowicę typu convex o częstotliwości 5 MHz, pracującą w trybie jasności B-mode. Do przeprowadzenia badania konieczne było wypełnienie pęcherza moczowego, dlatego każda osoba godzinę przed badaniem wypila około 700 800 ml wody. Badanie zostało przeprowadzone zgodnie z procedurą opisaną przez Sherburn i in. (2005) oraz uzupełnionej przez innych autorów (Sherburn, 2005; Thomsson i in., 2005).

Osoba badana przebywała w pozycji leżącej z wałkiem pod kolanami. Głowica USG przyłożona była poprzecznie na linii pośrodkowej brzucha, tuż powyżej spojenia łonowego, nachylona do osi ciała pod kątem około 60 stopni. Oceniano pozycję i przemieszczenie dna pęcherza moczowego podczas skurczu w stosunku do położenia spoczynkowego. Powtarzalność pomiarowa oceny ultrasonograficznej mięśni dna miednicy metodą przezbrzuszną jest uznana za wysoką (ICC = 0.87) (Lee, 2004; Arab i in. 2010; Davis i in., 1991).

Analizę obrazu USG wykonano za pomocą programu służącego do obróbki zdjęć medycznych *ImageJ* (National Institutes of Health). Wynik pomiaru wyrażony w milimetrach obejmował odległość od najniższej leżącej punktu na dnie pęcherza widocznego na zdjęciu w spoczynku do miejsca położenia tego punktu podczas skurczu, osobno dla prawej i lewej strony. Odległość między badanymi punktami mierzona była w odniesieniu do nałożonych na zdjęcia stałych linii układu współrzędnych X/Y.

Analizowano następujące parametry:

- Kurczliwość mięśni dna miednicy – wyrażoną przez różnicę w mm w położeniu spoczynkowym i skurczowym dna pęcherza moczowego osobno dla prawej i osobno dla lewej strony. Wynik to odległość w mm mierzona dla najniższej leżącego punktu na dnie pęcherza widocznego na zdjęciu w spoczynku do miejsca położenia tego punktu podczas skurczu. Odległość na obu zdjęciach mierzona była do stałej linii układu współrzędnych nałożonego na zdjęcia.
- Asymetrię mięśni dna miednicy – wyrażoną przez różnicę w mm w położeniu najniższego punktu na dnie pęcherza moczowego po prawej i po lewej stronie. Oceniano osobno asymetrię na zdjęciu w spoczynku i osobno na zdjęciu w skurczu.

Ocena kinematyki i parametrów czasowo-przestrzennych chodu

Ocenę przeprowadzono przy użyciu systemu do analizy ruchu *BTS SMART D system* (BTS Bioengineering, Italy), zgodnie z protokołem *Davisa* (Hermens i in., 2000).

Przed rozpoczęciem pomiarów do skóry badanych osób w określonych punktach anatomicznych zostały przyklejone markery. Badanie polegało na 6-krotnym przejściu ścieżki o długości 10 m, w naturalnym tempie chodu, po płaskiej powierzchni i bez obuwia. Ocenie podlegał zakres ruchomości miednicy i kończyn dolnych w trzech płaszczyznach – strzałkowej, czołowej i poprzecznej w cyklu chodu – określany osobno dla prawej i lewej strony. Wynik końcowy w każdym przypadku był średnią z wszystkich zarejestrowanych pełnych cykli chodu.

Ocenie poddano następujące parametry:

- 1) Całkowity zakres ruchu miednicy w cyklu chodu dla płaszczyzny strzałkowej (AP), czołowej (M-L) i poprzecznej (TR) – osobno dla prawej i osobno dla lewej strony ciała. Zakres liczony był dla całego cyklu (od kontaktu pięty do ponownego kontaktu pięty); pozycję (zakres zgięcia) w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej w charakterystycznych punktach cyklu chodu – w momencie kontaktu pięty z podłożem (IC – Initial Contact, początek fazy podporu) oraz w momencie oderwania palców (TO – Toe Off początek fazy przeniesienia).
- 2) parametry czasowo-przestrzenne chodu:
 - czas cyklu (s),
 - długość cyklu (m),
 - prędkość chodu (m/s),
 - faza podporu w stosunku do całego cyklu chodu(%),
 - faza przeniesienia w stosunku do całego cyklu chodu (%),
 - długość kroku (m),
 - szerokość kroku (m).

Ocena zakresu ruchomości w stawach biodrowych

Ruchomość oceniana była za pomocą goniometru (Sherburn i in., 2005). Badanie przeprowadzono zarówno dla prawej, jak i lewej kończyny dolnej.

Badany leży przodem na kozetce, kończyna dolna badana zgięta w stawie kolanowym do kąta 90 stopni. Ramię ruchome ustawione pionowo w górę wzdłuż osi długiej podudzia, ramię nieruchome prostopadłe do osi długiej podudzia na kozetce. Badany wykonuje kolejno ruch rotacji zewnętrznej i wewnętrznej w stawie biodrowym, przy zachowanej stabilnej miednicy, powodując ruch ramienia goniometru za osią długą podudzia. Ramię nieruchome zostaje w pozycji wyjściowej.

sEMG – aktywność bioelektryczna mięśni

Badanie aktywności bioelektrycznej mięśni kończyn dolnych przeprowadzone było za pomocą elektromiografu *TeleMyo G2* (Noraxon, USA). Podczas rejestracji i analizy sygnału sEMG wykorzystano oprogramowanie *MyoResearch* (Noraxon, USA). Skóra w miejscu przyklejenia elektrod została ogolona jednorazową maszynką, a następnie odtłuszczona alkoholem. Elektrody powierzchniowe (Ag/AgCl) (BIO LEAD-LOK) zostały przyklejone w odległości 2 cm pomiędzy środkami elektrod równoległe do kierunku włókien mięśniowych na brzuścach badanych mięśni. Badanie zostało przeprowadzone zgodnie z wytycznymi projektu SENIAM (Hermens i in., 2000; Merletti, Parker, 2004).

Aktywność bioelektryczna badanych mięśni była rejestrowana podczas:

- symetrycznej aktywności w łańcuchu otwartym – wyprost kończyn dolnych w stawach kolanowych w pozycji siedzącej na krześle, utrzymanie tej pozycji przez 2 sekundy i powrót do pozycji wyjściowej;
- symetrycznej aktywności w łańcuchu zamkniętym – półprzysiad, zatrzymanie w pozycji półprzysiadu na 2 sekundy i powrót do pozycji wyjściowej;
- skurczu izometrycznego z oporem trwającego po 30 sekund dla każdej kończyny – badanie wykonano na fotelu gdzie kończyna ustawiona była w stałym położeniu, zgięta w stawie kolanowym do 78 stopni, badany wykonywał ruch wyprost w stawie kolanowym, naciskając na nieruchome ramię fotela one w 1/3 dystalnej długości podudzia.

Ocenie podlegały następujące mięśnie: prosty uda (RF), obszerny przysrodkowy (VMO) i obszerny boczny (VLO).

W łańcuchu otwartym i łańcuchu zamkniętym oceniano parametry czasowe aktywności bioelektrycznej badanych mięśni – czas włączenia (s) wyznaczany był według protokołu Shewharta (Staude, Wolf, 1999; Hodges, Bui, 1996), gdzie wartość progowa określana jest na podstawie zmiany w amplitudzie sygnału spoczynkowego poprzedzającego daną aktywność mięśniową. Za moment włączenia się mięśnia (czyli początek jego aktywności) uznaje się punkt, gdy amplituda sygnału przekroczy wartość 3-krotnego odchylenia standardowego (SD) średniej wartości sygnału spoczynkowego (Ibidem). W skurczu izometrycznym analizowano zmęczenie badanych mięśni, wyrażone zmianą mediany częstotliwości sygnału sEMG.

Sygnał aktywności bioelektrycznej mięśni był rejestrowany z dokładnością 16 bit przy częstotliwości próbkowania 1500 Hz. Sygnał następnie był filtrowany za pomocą filtra Butterwortha górnoprzepustowego (odcięcie na poziomie 10 Hz) i dolnoprzepustowego (odcięcie na poziomie 500 Hz). Ocenę zmęczenia badanych mięśni wykonano, analizując sygnał surowy i wyznaczając pasma częstotliwości za pomocą transformacji Fouriera FFT. W celu określenia poziomu zmęczenia na podstawie wyznaczonych pasm dla danych faz testu obliczono zmianę mediany częstotliwości sygnału sEMG. Częstotliwość wyładowań w jednostkach motorycznych spada podczas zmęczenia, więc im zmiana mediany jest większa, tym mięsień się bardziej zmęczył podczas wysiłku testowego.

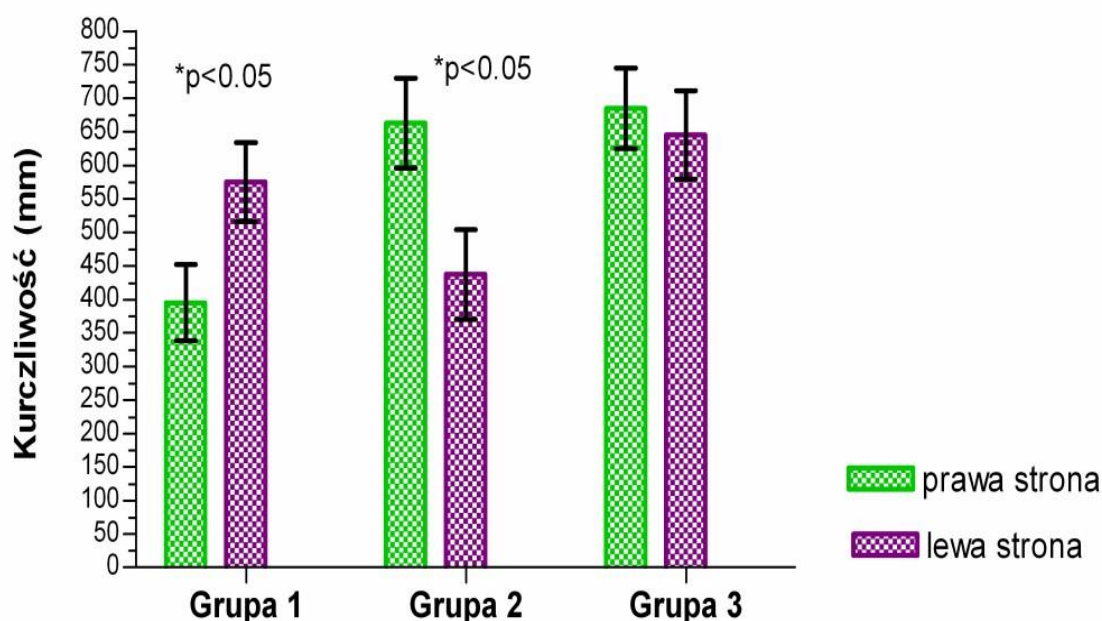
Analiza statystyczna

Do analizy statystycznej wykorzystano program Statistica 12.0 PL. Normalność rozkładu zmiennych w grupach sprawdzono przy pomocy testu Shapiro-Wilka. W celu oceny istotności różnic badanych zmiennych zastosowano analizę wariancji ANOVA. Do oceny post-hoc wykorzystano test Tukeya. Różnice uznawano za statystycznie istotne, jeżeli poziom prawdopodobieństwa testowego był niższy od założonego poziomu istotności ($p < 0,05$).

IV. Wyniki

Ocena ultrasonograficzna (USG)

Kurczliwość mięśni dna miednicy dla prawej i lewej strony



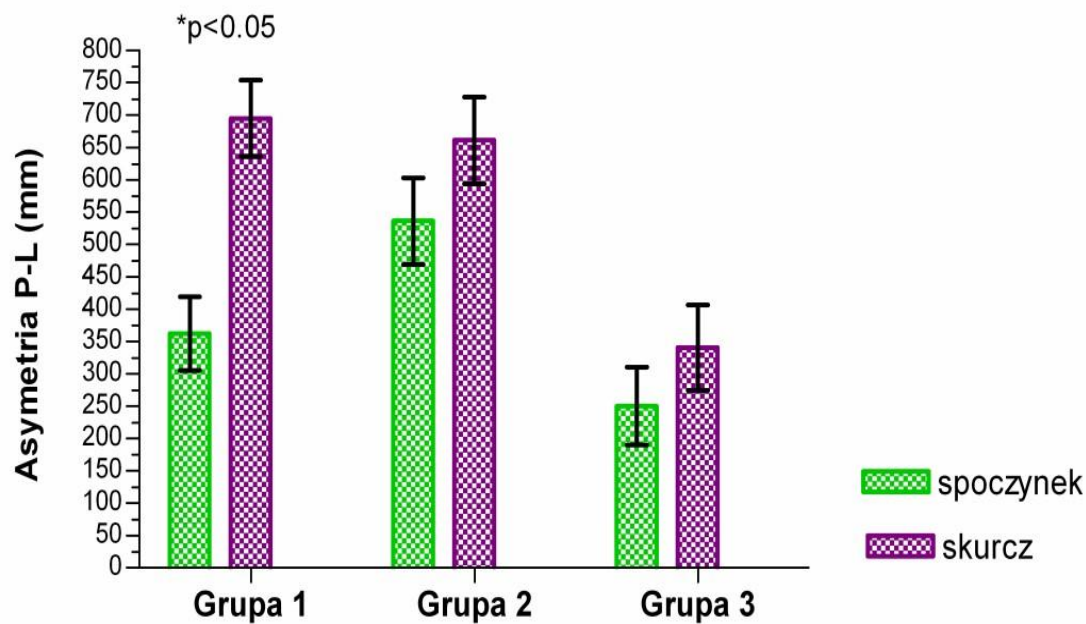
Rycina 6. Kurczliwość mięśni dna miednicy dla prawej i lewej strony.

W grupie 1 obserwowano, że kurczliwość mięśni dna miednicy jest statystycznie istotnie większa po lewej stronie ciała, co daje nam informację, że osoby, które mają zablokowania głównie po prawej stronie ciała mogą mieć też gorszą pracę mięśni głębokich po tej stronie. Ponieważ po prawej stronie różnica pomiędzy spoczynkowym i skurczowym położeniem dna pęcherza jest mniejsza, można sądzić, że mięśnie po tej stronie kurczą się słabiej i słabiej odkształcają dno pęcherza.

W badaniu grupy 2 zaobserwowano analogiczną sytuację, jaka wystąpiła w 1 grupie z przełożeniem strony ciała, gdyż w tej grupie kurczliwość mięśni była gorsza po lewej stronie.

W grupie 3 z kolei kurczliwość mięśni dna miednicy była podobna po obu stronach ciała, bez różnic istotnych statystycznie pomiędzy stronami.

Asymetria mięśni dna miednicy pomiędzy spoczynkiem i skurczem



Rycina 7. Wielkość asymetrii mięśni dna miednicy pomiędzy spoczynkiem i skurczem.

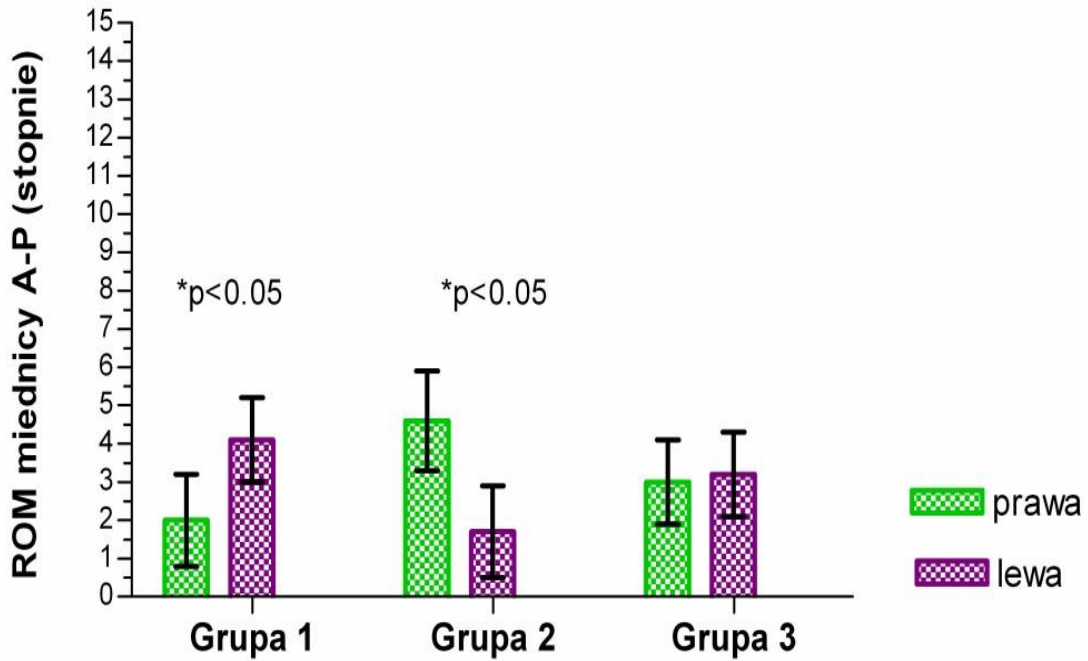
W grupie 1 asymetria mięśni dna miednicy pomiędzy prawą a lewą stroną ciała nasila się statystycznie istotnie w stosunku do wielkości obserwowanej w spoczynku. W 2 grupie spoczynkowa asymetria mięśni dna miednicy jest nieco większa niż u osób w grupie 1, w skurczu asymetria nasila się jednak różnica pomiędzy wielkością w skurczu i w spoczynku nie jest istotna statystycznie.

U osób w grupie 3 asymetria jest mniejsza zarówno w skurczu, jak też w spoczynku w porównaniu do dwóch poprzednich grup. W grupie 3 nie zaobserwowano statystycznie istotnej różnicy pomiędzy wartościami asymetrii w spoczynku i skurczu.

We wszystkich badanych grupach zaobserwowano nasilenie asymetrii podczas skurczu w stosunku do wartości spoczynkowych.

Kinematyka miednicy i kończyn dolnych podczas chodu

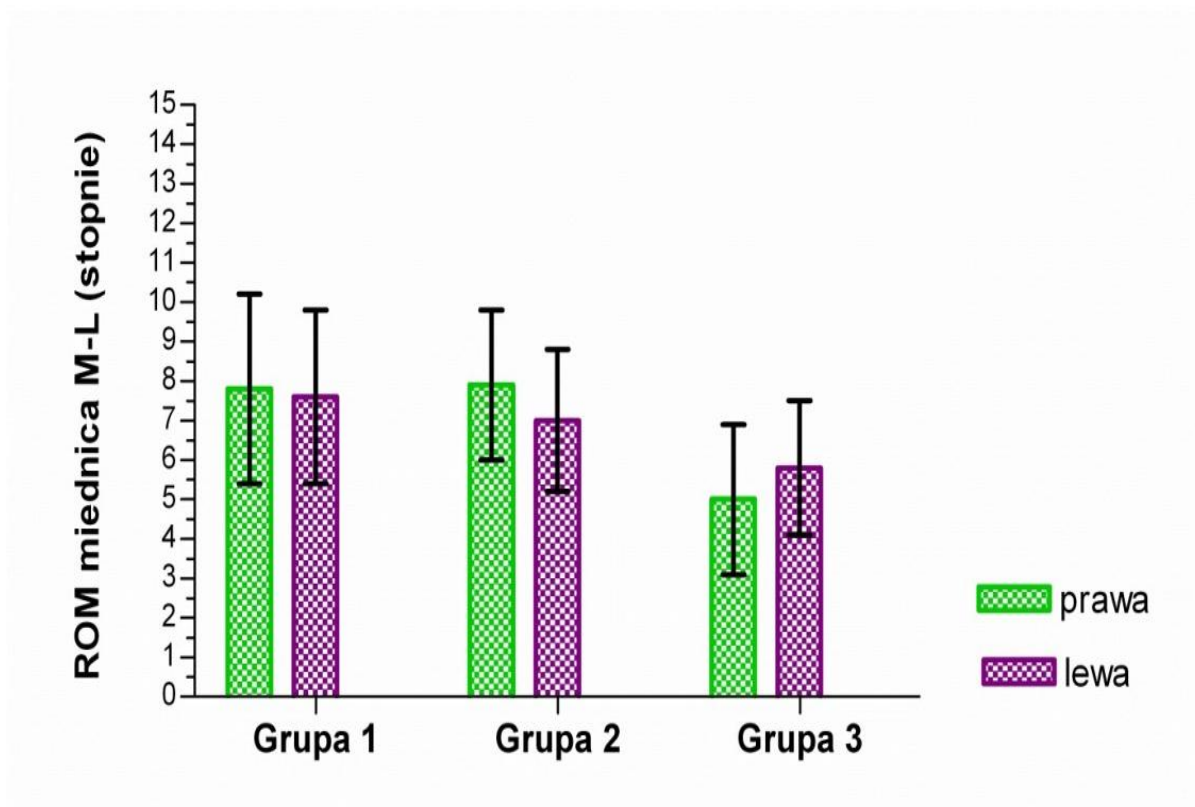
Zakres ruchomości miednicy podczas chodu w trzech płaszczyznach – płaszczyzna strzałkowa



Rycina 8. Zakres ruchomości miednicy w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu.

Badając ruchomość miednicy podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej, gdzie praca miednicy odbywa się przód–tył (ruch przodo- i tyłopochylenia miednicy), w 1 grupie po lewej stronie ciała zakres ruchu był istotnie większy niż po prawej stronie ciała. Daje nam to informację, że miednica po stronie prawej jest mniej ruchoma. Analogiczna sytuacja wystąpiła w grupie 2, gdzie zakres ruchomości był większy po prawej stronie ciała, co wskazuje na większe zablokowanie po stronie lewej. W grupie 3 osoby badane nie miały znaczących różnic między stronami ciała w ruchomości miednicy.

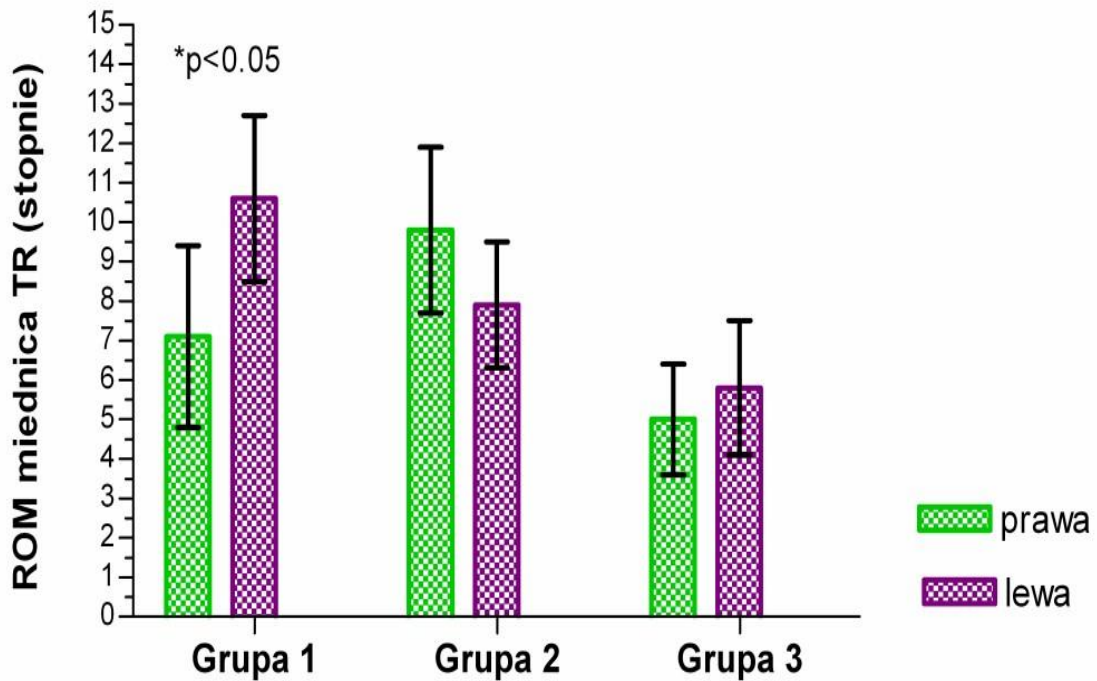
– płaszczyzna czołowa



Rycina 9. Zakres ruchomości miednicy w płaszczyźnie czołowej podczas chodu.

Ruchomość miednicy w płaszczyźnie czołowej (ruch miednicy odbywa się na boki) we wszystkich badanych grupach była zbliżona pomiędzy prawą i lewą stroną. W żadnej z grup nie zaobserwowano statystycznie istotnej różnicy w ruchomości miednicy pomiędzy prawą i lewą stroną. Asymetria nie uwidacznia się w zakresie ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej.

– płaszczyzna poprzeczna

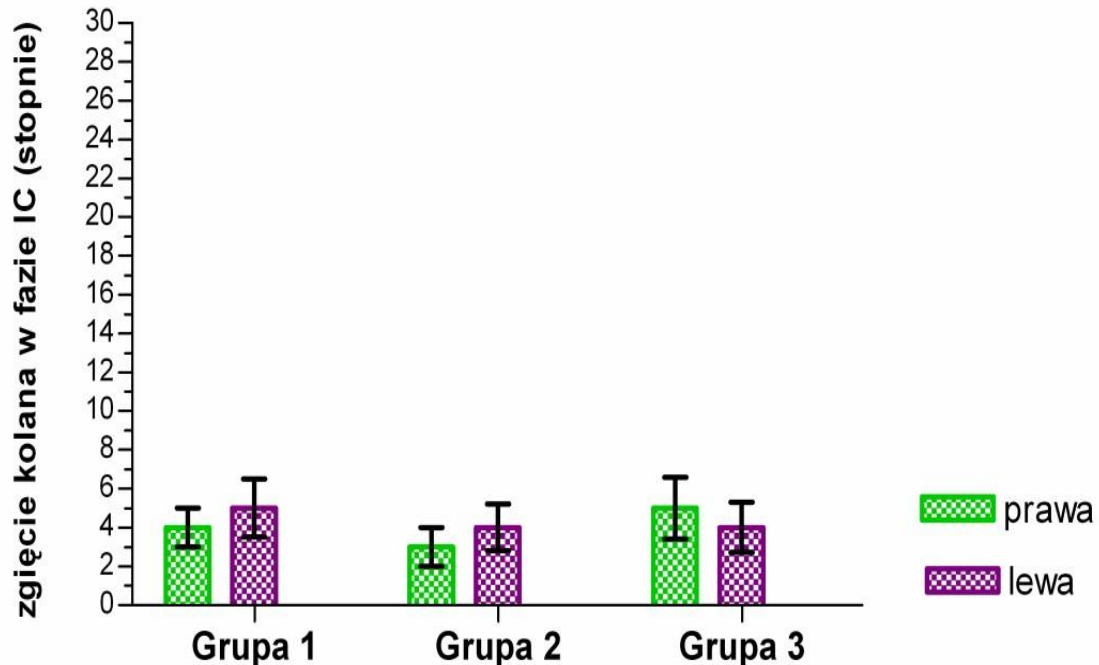


Rycina 10. Zakres ruchomości miednicy w płaszczyźnie poprzecznej podczas chodu.

Ruch miednicy w płaszczyźnie poprzecznej to ruch rotacji miednicy w prawo i lewo. W grupie 1 zaobserwowano statystycznie istotnie większy zakres rotacji po lewej stronie ciała w stosunku do prawej (zablokowanej) strony. W grupie 2 większy zakres rotacji był po prawej stronie ciała – niezablokowanej, jednak różnica ta nie była istotna statystycznie. W grupie 3 zakres rotacji po obu stronach ciała był podobny, a różnica nie była istotna statystycznie.

Kąt zgięcia w stawie kolanowym w poszczególnych fazach chodu:

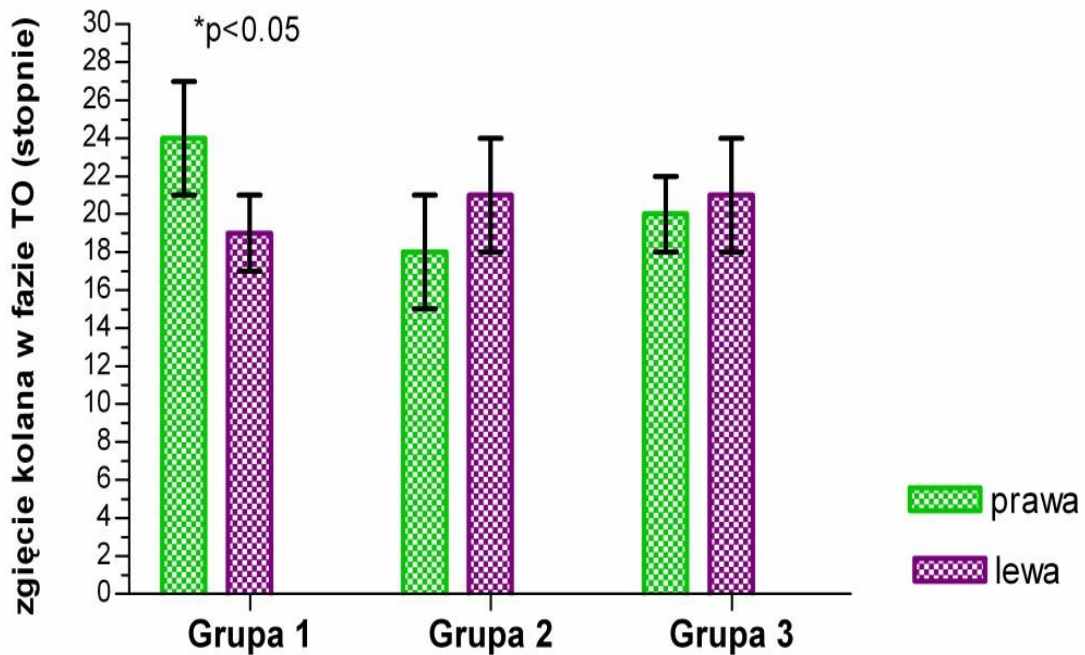
– kąt zgięcia w stawie kolanowym podczas kontaktu pięty z podłożem (IC)



Rycina 11. Kąt zgięcia w stawie kolanowym podczas kontaktu pięty z podłożem (IC).

Wartość kąta zgięcia w stawie kolanowym w początkowej fazie cyklu chodu podczas kontaktu pięty z podłożem (IC) we wszystkich badanych grupach była zbliżona pomiędzy prawą i lewą kończyną, nie wykazując różnic istotnych statystycznie. Asymetria nie uwidacznia się w pozycji stawu kolanowego podczas kontaktu pięty z podłożem.

– kąt zgięcia w stawie kolanowym podczas oderwania palców (TO)



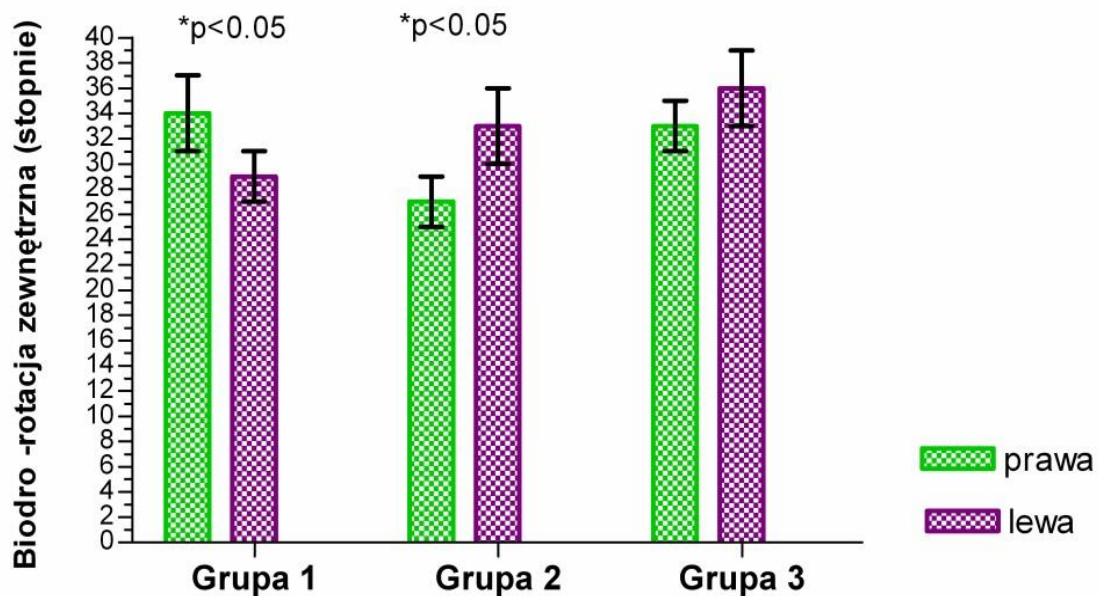
Rycina 12. Kąt zgięcia w stawie kolanowym podczas oderwania palców (TO).

Kąt zgięcia w stawie kolanowym na początku fazy przeniesienia kończyny (podczas oderwania palców od podłoża – TO) dla grupy 1 był statystycznie istotnie większy po prawej (zablokowanej) stronie ciała w stosunku do strony lewej. Może to być związane z obserwowanym w tej grupie mniejszym zakresem ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej po prawej stronie, a większe zgięcie w stawie kolanowym może być kompensacją niedoboru ruchu na poziomie miednicy.

W grupie 2 kąt zgięcia w stawie kolanowym był nieco większy po stronie lewej (zablokowanej), ale różnica pomiędzy stronami nie była istotna statystycznie.

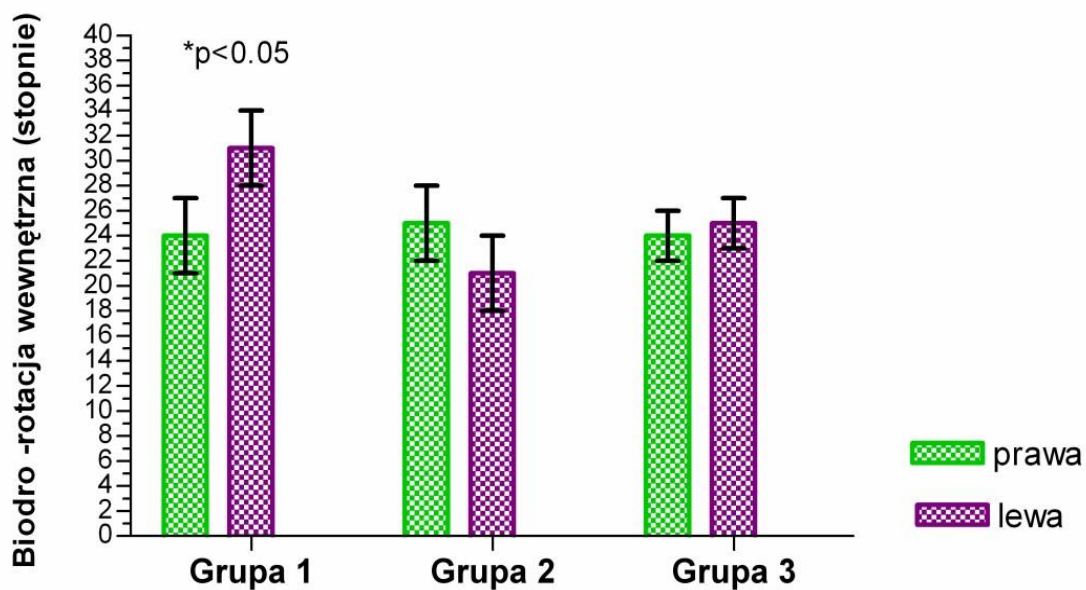
W grupie 3 kąt zgięcia w stawie kolanowym był podobny po obu stronach ciała, a różnica nie była istotna statystycznie.

Zakres rotacji stawu biodrowego mierzony w statyce



Rycina 13. Zakres rotacji zewnętrznej stawu biodrowego.

Zakres ruchu rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym prawym (strona zablokowana) u osób w grupie 1 był statystycznie istotnie większy niż po stronie lewej. W grupie 2 zaobserwowano analogiczną sytuację z uwzględnieniem tego, że zakres rotacji był tu większy po lewej (zablokowanej) stronie ciała. W grupie 3 nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic pomiędzy prawą i lewą stroną.



Rycina 14. Zakres rotacji wewnętrznej stawu biodrowego.

Zakres rotacji wewnętrznej w grupie 1 po lewej (niezablokowanej) stronie ciała był statystycznie istotnie większy niż po prawej. Z wyżej opisanej kinematyki miednicy wynika, że miednica w tej grupie po prawej stronie ciała jest mniej ruchoma, co może przekładać się również na mniejszy zakres rotacji wewnętrznej po stronie zablokowania. W 2 grupie (z zablokowaną lewą stroną) różnica w zakresie rotacji wewnętrznej stawu biodrowego pomiędzy prawą i lewą stroną nie była istotna statystycznie. W grupie 3 rotacja wewnętrzna stawu biodrowego również była podobna po prawej i lewej stronie ciała.

Parametry czasowo-przestrzenne chodu

W zakresie parametrów czasowo-przestrzennych chodu nie stwierdzono żadnych statystycznie istotnych różnic między stroną zablokowaną i niezablokowaną (w grupach 1 i 2). Statystycznie istotnych różnic nie zaobserwowano również pomiędzy stronami w 3 grupie (symetrycznej).

Tabela 2

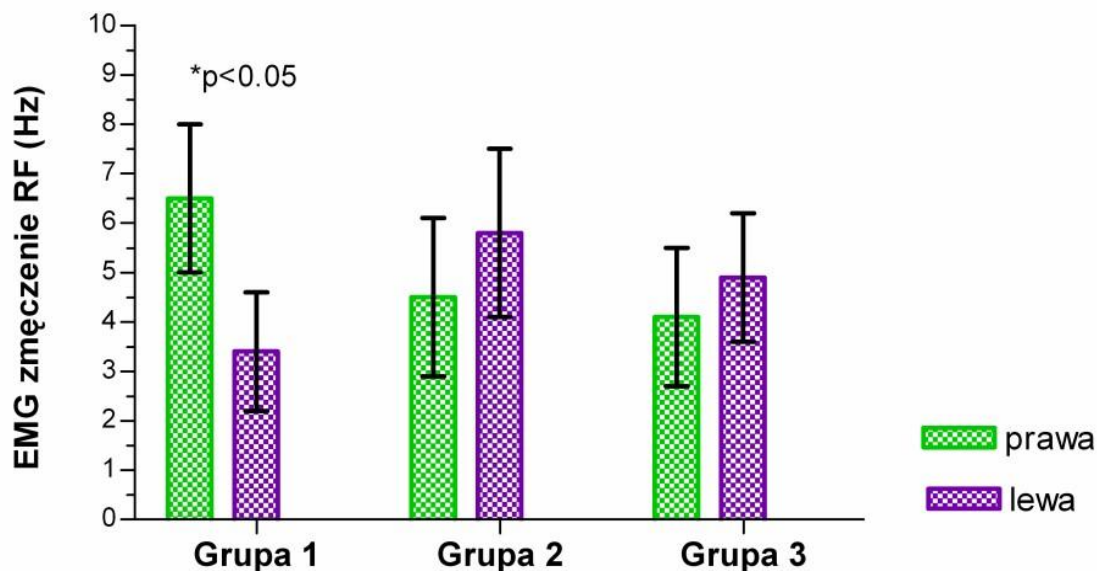
Parametry czasowo-przestrzenne chodu

	Strona	Grupa 1		Grupa 2		Grupa 3	
Czas cyklu (s)	P	1.07±0.05		1.16±0.02		1.1±0.02	
	L	1.06±0.03	n.s.	1.18±0.058	n.s.	1.1±0.02	n.s.
Długość cyklu (m)	P	1.24±0.07		1.29±0.05		1.38±0.06	
	L	1.23±0.06	n.s.	1.32±0.03	n.s.	1.35±0.05	n.s.
Prędkość chodu (m/s)	P	1.17±0.04		1.11±0.05		1.26±0.02	
	L	1.16±0.06	n.s.	1.12±0.03	n.s.	1.27±0.03	n.s.
Faza podporu (%)	P	59.6±1.2		60±1.3		58.2±1.0	
	L	58.9±1.8	n.s.	58.6±1.2	n.s.	60.7±1.4	n.s.
Faza przeniesienia (%)	P	40.4±1.3		40±1.4		41.8±1.1	
	L	41.1±1.7	n.s.	41.4±1.3	n.s.	39.3±1.1	n.s.
Długość kroku (m)	P	0.58±0.02		0.6±0.03		0.60±0.01	
	L	0.57±0.03	n.s.	0.59±0.04	n.s.	0.63±0.03	n.s.
Szerokość kroku (m)	P	0.15±0.03		0.16±0.01		0.14±0.01	
	L	0.16±0.01	n.s.	0.16±0.02	n.s.	0.14±0.01	n.s.

P – strona prawa, L – strona lewa, p – poziom istotności statystycznej pomiędzy prawą i lewą stroną w grupach, n.s. – różnica nieistotna statystycznie
wartości wyrażone jako średnia +/- odchylenie standardowe

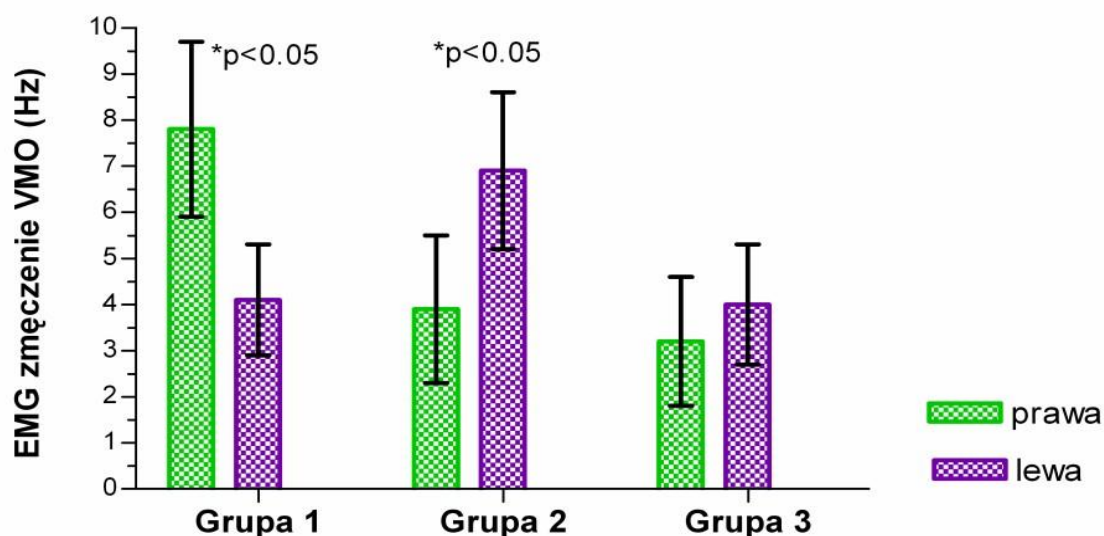
Aktywność bioelektryczna mięśni (sEMG)

Ocena zmęczenia mięśni RF, VMO i VLO



Rycina 15. Wielkość zmęczenia mięśnia RF podczas testu dla stawu kolanowego.

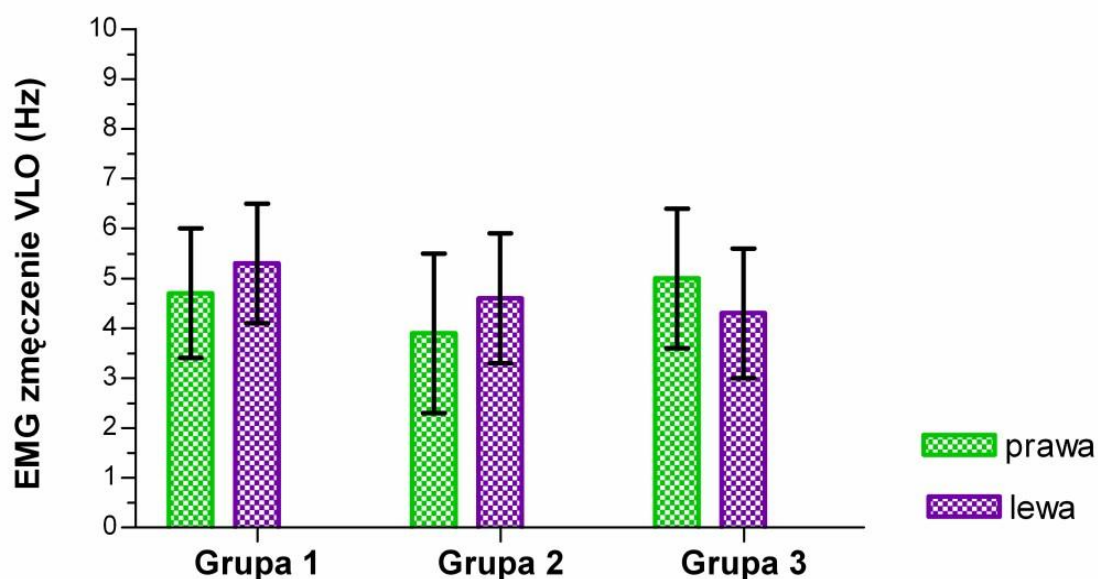
W grupie 1 (u osób z zablokowaną prawą stroną) mięsień RF po prawej stronie ciała męczył się statystycznie istotnie bardziej niż mięsień RF po lewej stronie ciała. W 2 grupie zmęczenie mięśnia RF było większe po lewej stronie (zablokowanej), jednak różnica pomiędzy stronami nie była statystycznie istotna. W grupie 3 też zaobserwowano niewielką asymetrię w zmęczeniu mięśni RF pomiędzy stronami, ale nie była ona istotna statystycznie.



Rycina 16. Wielkość zmęczenia mięśnia VMO podczas testu dla stawu kolanowego.

W grupie 1 zaobserwowano, że mięsień VMO po stronie prawej (zablokowanej) męczy się statystycznie istotnie bardziej niż mięsień po lewej stronie ciała. W 2 grupie zarejestrowano większe i statystycznie istotne zmęczenie mięśnia VMO po stronie zablokowania, czyli w tej grupie po stronie lewej. W grupie 3 zmęczenie mięśni VMO było podobne po obu stronach bez różnic istotnych statystycznie.

W przypadku mięśnia VMO widoczna jest większa asymetria w męczliwości niż w przypadku RF. Asymetria jest znaczna i widoczna w obu grupach asymetrycznych (1 i 2). Większe zmęczenie wykazuje przyśrodkowa strona kończyny po stronie zablokowania.



Rycina 17. Wielkość zmęczenia mięśnia VLO podczas testu dla stawu kolanowego.

Zmęczenie mięśnia VLO u badanych osób ze wszystkich grup było zbliżone i nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic pomiędzy prawą i lewą stroną w żadnej z grup.

Ocena czasu włączenia mięśni RF, VMO i VLO

Tabela 3

Czas włączenia (onset time) mięśni prostowników stawu kolanowego podczas oceny aktywności bioelektrycznej sEMG w łańcuchu zamkniętym

	Strona	Grupa 1	p	Grupa 2	p	Grupa 3	p
RF	P	0.41±0.22		0.61±0.24		0.73±0.32	
	L	0.55±0.25	<0.05	0.33±0.18	<0.05	0.81±0.26	n.s.
VMO	P	0.43±0.17		0.76±0.27		0.77±0.21	
	L	0.82±0.31	<0.05	0.51±0.16	<0.05	0.69±0.17	n.s.
VLO	P	0.72±0.30		0.64±0.22		0.62±0.19	
	L	0.65±0.28	n.s.	0.55±0.19	n.s.	0.56±0.20	n.s.

RF – Rectus Femoris

VMO – Vastus Medialis

VLO – Vastus Lateralis

P – strona prawa, L – strona lewa, p – poziom istotności statystycznej pomiędzy prawą i lewą stroną w grupach, n.s. – różnica nieistotna statystycznie, s – sekunda

wartości wyrażone jako średnia +/- odchylenie standardowe

Czas włączenia się mięśni RF i VMO w łańcuchu zamkniętym u osób w 1 grupie był statystycznie istotnie krótszy, czyli mięśnie te włączyły się wcześniej po prawej (zablokowanej) stronie niż mięśnie po lewej stronie ciała. W grupie 2 również obserwowano statystycznie istotnie wcześniejsze włączenie się mięśni RF i VMO po stronie zablokowania, czyli w tym przypadku po lewej stronie ciała. W grupie 3 czas włączenia mięśni RF i VMO był podobny zarówno po prawej, jak i po lewej stronie ciała, a różnica nie była statystycznie istotna. Czas włączenia mięśnia VLO we wszystkich grupach był podobny i nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic pomiędzy stronami ciała.

Tabela 4

Czas włączenia (onset time) mięśni prostowników stawu kolanowego podczas oceny aktywności bioelektrycznej sEMG w łańcuchu otwartym

	Strona	Grupa 1	p	Grupa 2	p	Grupa 3	
RF	P	0.56±0.18		0.67±0.19		0.73±0.26	
	L	0.62±0.16	n.s.	0.56±0.18	n.s.	0.77±0.21	n.s.
VMO	P	0.47±0.16		0.79±0.27		0.65±0.19	
	L	0.79±0.23	<0.05	0.59±0.18	<0.05	0.67±0.22	n.s.
VLO	P	0.68±0.21		0.69±0.31		0.69±0.18	
	L	0.61±0.19	n.s.	0.57±0.24	n.s.	0.58±0.16	n.s.

RF – Rectus Femoris

VMO – Vastus Medialis

VLO – Vastus Lateralis

P – strona prawa, L – strona lewa, p – poziom istotności statystycznej pomiędzy prawą i lewą stroną w grupach, n.s. – różnica nieistotna statystycznie, s – sekunda

wartości wyrażone jako średnia +/- odchylenie standardowe

Czas włączenia się mięśnia VMO w łańcuchu otwartym w grupie 1 VMO był statystycznie istotnie krótszy po prawej (zablokowanej) niż po lewej stronie ciała. U osób z grupy 2 także zaobserwowano statystycznie istotnie wcześniejsze włączenie mięśnia VMO po stronie zablokowania, czyli lewej. Czas włączenia mięśnia VMO u osób z grupy 3 był podobny po obu stronach ciała, bez różnicy istotnej statystycznie pomiędzy stronami. Czas włączenia mięśni RF i VLO we wszystkich grupach był podobny i nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic pomiędzy stronami ciała.

V. Dyskusja

Celem pracy była ocena funkcjonalnej współzależności regionalnej w obrębie kompleksu biodrowo-miedniczo-łędźwiowego i stawu kolanowego. Zbadane zostało, czy asymetria w ustawieniu miednicy względem osi ciała ma wpływ na parametry funkcjonalne kończyn dolnych i czy asymetria ta widoczna jest w obrębie wzorca chodu oraz w bioelektrycznej aktywności mięśni prostowników stawu kolanowego.

Uzyskane wyniki wskazują, że asymetryczne ustawienie miednicy względem osi ciała powoduje zaburzenia asymetryczne zaburzenia w pracy mięśni głębokich, kinematyce miednicy i kończyn dolnych, zakresach ruchomości w stawach biodrowych i w aktywności bioelektrycznej mięśni prostowników stawów kolanowych.

W niniejszej pracy po raz pierwszy podjęto temat szczegółowej i wielopłaszczyznowej weryfikacji powiązań funkcjonalnych oraz regionalnej współzależności pomiędzy strukturami kompleksu biodrowo-miedniczo-łędźwiowego i stawu kolanowego. Zrozumienie tych zależności pozwoli na weryfikację metod leczenia usprawniającego pacjentów z dysfunkcjami w obrębie narządu ruchu.

Współzależność regionalna jest to model diagnostyki układu mięśniowo-szkieletowego i model postępowania terapeutycznego, który zakłada, że źródłem bólu nie jest obszar, w którym jest on odczuwany, ale ból może być spowodowany dysfunkcją zlokalizowaną w obszarach odległych. Właściwa diagnostyka w tym przypadku musi obejmować wiele sąsiadujących ze sobą bezpośrednio oraz pośrednio części ciała, uwzględniając ruchy funkcjonalne – wielopłaszczyznowe, wielostawowe oraz badanie palpacyjne również struktur leżących dystalnie od miejsca bólu (Oleksy i in., 2018; Derrick i in., 2013; Wainner i in., 2007; Erhard, Bowling, 1977).

Model współzależności regionalnej w pierwszej kolejności skupia się na ocenie wielosegmentowej łańcuchów biokinematycznych, a często okazuje się, że miejsce, w którym pacjent odczuwa ból jest tylko obszarem skumulowania się przeciążeń i napięć wynikających z kompensacji i związanego z tym miejscowego stanu zapalnego. W koncepcji współzależności regionalnej występują cztery podstawowe obszary, które należy poddać ocenie niezależnie od miejsca aktualnie występującego bólu czy lokalizacji widocznych objawów danej dysfunkcji, a są to: stopa i staw skokowy, staw kolanowy, kompleks biodrowo-miedniczo-łędźwiowy, staw barkowy z odcinkiem szyjnym kręgosłupa (Oleksy i in., 2018, Derrick i in., 2013; Wainner i in., 2007).

Koncepcja współzależności regionalnej ściśle wiąże się z dwoma podstawowymi prawami, jakimi rządzi się ruch w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego człowieka (Mayers, 2010; Page, Frank, Lardner, 2010; Cook, 2010). Pierwsze z nich to to, że ciało zawsze poświęci jakość ruchu na rzecz jego ilości, co oznacza, że w przypadku istnienia zablokowań i ograniczeń w określonych częściach dany ruch zostanie wykonany na drodze zwiększenia zaangażowania odcinków sąsiednich do zablokowanego i z wykorzystaniem kompensacji. Taki stan powoduje oczywiście przeciążenia w tych odcinkach, jednak ruch zostanie wykonany. Jeżeli taka sytuacja trwa chronicznie, to prowadzi do zmian przeciążeniowych i w konsekwencji do uszkodzeń i dysfunkcji. Uzupełnieniem tego zjawiska jest drugie prawo, jakiemu podlega układ mięśniowo-szkieletowy, które mówi, że ruch podąża zawsze ścieżką najmniejszego oporu (Cook, 2010). Oznacza to, że w przypadku istniejących zablokowań w określonych obszarach narządu ruchu organizm znajdzie struktury, w których najłatwiej jest wypracować ścieżkę kompensacji. Zjawisko takie prowadzi też do kumulacji sił przeciążających w miejscach, gdzie kompensacyjny ruch występuje. Z tego też względu w momencie powstania kompensacyjnych

wzorców zaburzenia ulega stopniowo wiele odcinków na wielu płaszczyznach. Zaburzone zostaje napięcie mięśni, zaburzona jest gra stawowa, a nawet czasem powstaje przymusowe patologiczne ustawienie struktur stawowych, jak również zaburzona jest kontrola nerwowo-mięśniowa danego obszaru. W sytuacji, gdy praktycznie każdy ruch funkcjonalny podczas czynności życia codziennego wykonywany jest wielostawowo i wielopłaszczyznowo, zrozumiałe staje się to, że miejsce pojawienia się objawów dysfunkcji może być odległe od jej rzeczywistego źródła, a lokalizacja objawów uzależniona jest od nasilenia i kierunku występowania wzorców kompensacyjnych (Mayeres, 2010; Cook, 2010).

Ból oraz przebyty uraz powodują zaburzenia wzorca ruchowego i powstanie kompensacji (Derrick i in., 2013; Cook, 2010). Na podstawie wzorca przysiadu można prześledzić ścieżkę powstania kompensacji w obrębie całego ciała. Brak mobilności w stawach skokowych powoduje kompensacyjne zwiększenie mobilności w stawach kolanowych kosztem utraty podstawowej dla stawów kolanowych cechy, jaką jest stabilność. Taka nadmierna mobilność kolan z jednoczesną upośledzoną ich stabilizacją wywołuje dolegliwości bólowe w obrębie kolan i w konsekwencji zaburzenie napięć w obrębie struktur mięśniowo-powięziowych, leżących pomiędzy kolanem a kompleksem biodrowo-miedniczo-łędźwiowym. To z kolei powoduje szereg niekorzystnych napięć i powstanie dolegliwości bólowych oraz sił przeciążających w odcinku łędźwiowym kręgosłupa. Wiąże się to z pogłębieniem lordozy łędźwiowej oraz zwiększeniem przodopochylenia miednicy. Zwiększone przodopochylenie miednicy jest z kolei przyczyną zwiększonego napięcia mięśnia najszerzego grzbietu, który przyczepia się w obrębie dolnego odcinka kręgosłupa i w obrębie stawu barkowego. Zwiększone napięcie i większa sztywność mięśnia najszerzego grzbietu powoduje z kolei zaburzenia w płynności ruchu i centralizacji ułożenia głowy kości ramiennej w panewce, indukując dysbalans w stawie barkowym oraz protrakcję głowy w odcinku szyjnym kręgosłupa. Protrakcja głowy natomiast jest przyczyną chronicznych dolegliwości bólowych w obrębie głowy i szyi. Tak więc, pierwotna dysfunkcja zlokalizowana w obrębie stawu skokowego po pewnym czasie daje objawy w odcinkach odległych, co potwierdza znaczenie holistycznego podejścia do diagnostyki dysfunkcji narządu ruchu i istotę koncepcji współzależności regionalnej.

Wyniki badań własnych mocno sugerują istnienie regionalnych powiązań pomiędzy miednicą i dystalnymi odcinkami kończyn dolnych. Występowanie różnic w kinematyce miednicy, w aktywności bioelektrycznej mięśni kończyn dolnych czy w kurczliwości mięśni głębokich miednicy pomiędzy osobami z rotacją miednicy względem osi ciała i osobami bez rotacji wskazuje na istnienie zależności pomiędzy patologicznym ustawieniem miednicy a powstaniem kompensacji zarówno w obrębie samej miednicy, jak i w odcinkach od niej odległych. Asymetria w zakresie badanych parametrów pomiędzy stronami u osób z rotacją miednicy zarówno prawo-, jak i lewostronną w stosunku do braku tej asymetrii u osób bez rotacji miednicy może wskazywać na związek nieprawidłowego ustawienia miednicy z powstaniem asymetrycznych kompensacji.

Wśród osób podejmujących regularną aktywność fizyczną staw kolanowy jest tym obszarem ciała, która najczęściej ulega różnego typu przeciążeniom i urazom (Oleksy i in., 2018; Powers, 2010; Leetun i in., 2004). Szacuje się, że około 70% wszystkich uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego stawu kolanowego (ACL) zachodzi w sposób bezkontaktowy w sytuacji lądowania podczas skoku, gwałtownego hamowania kończyny czy nagłego ruchu do przodu lub ruchu skrętnego uda względem podudzia w sytuacji gdy stopa jest ustabilizowana na podłożu (Oleksy in in. 2018; Khayambashi i in., 2016; Gehring, Melnyk, Gollhofer, 2009; Mihata, Beutler, Boden, 2006). Istnieją doniesienia mówiące o tym, że czynnikiem zwiększającym ryzyko uszkodzenia ACL są patologiczne wzorce ruchowe w obrębie tułowia, stawu biodrowego

czy kolanowego (Oleksy i in., 2018; Zazulak i in., 2007; Paterno, Schmitt, Ford, 2010; Hewett, Myer, Ford, 2005). Co ciekawe, te czynniki również są sugerowaną przyczyną powstania zmian przeciążeniowych w obrębie pasma biodrowo-piszczelowego czy zespołu bólowego stawu rzepekowo-udowego (Oleksy i in., 2018; Khayambashi i in., 2016).

Powiązanie funkcjonalne między stawem kolanowym a kompleksem biodrowo-miedniczno-łędźwiowym jest opisywane przez różnych badaczy (Oleksy i in., 2018; Powers, 2010; Stecco i in., 2013; Vleeming i in., 1995). Stecco i in. (2013; Oleksy i in., 2018) podają, że mięsień pośladkowy wielki (GM) może mieć wpływ na ruch w stawie kolanowym. Jest to możliwe dzięki połączeniom GM poprzez powięź szeroką i pasmo biodrowo-piszczelowe, które przez powięź łączy się z GM, a swój dystalny przyczep ma w okolicy stawu kolanowego. Ponadto autorzy uważają, że w przypadku występowania patologicznej nadaktywności mięśnia pośladkowego wielkiego napięcie to skutkuje podrażnieniem pasma biodrowo-piszczelowego, indukując przeciążające naprężenia w okolicy stawu kolanowego (Stecco i in., 2013). Obserwacje Stecco i in. (Ibidem) rozszerza oraz potwierdza Vleeming i in. (1995).

Uważa on, że powięź szeroka otaczająca mięsień pośladkowy wielki ma bardzo silne połączenie z powięzią piersiowo-łędźwiową, która jest istotnym ogniwem w przenoszeniu sił pomiędzy odcinkiem piersiowym kręgosłupa i miednicą. Mięsień pośladkowy wielki jest więc kluczowym elementem w procesie transferu energii pomiędzy odcinkiem piersiowym kręgosłupa, kompleksem biodrowo-miedniczno-łędźwiowym i kolanem (Oleksy i in., 2018; Stecco i in., 2013; Vleeming i in., 1995). Wszelkie dysfunkcje w obrębie GM mogą być zatem ściśle powiązane z powstaniem kompensacyjnych wzorców ruchowych i w konsekwencji zespołów przeciążeniowych. Mięsień GM, będąc silnym prostownikiem i rotatorem zewnętrznym stawu biodrowego, pośrednio kontroluje też ruch miednicy w płaszczyznach czołowej i poprzecznej, ograniczając przenoszenie naprężeń z okolicy miednicy na dystalne części kończyny dolnej (Oleksy i in., 2018; Powers, 2010; Lyons i in., 1983).

Badania własne pozostają w zgodzie z wynikami innych badaczy. W niniejszej pracy również zaobserwowano zależność pomiędzy restrykcjami w zakresie kinematyki miednicy i zaburzoną pracą mięśni prostowników stawu kolanowego. W grupie osób ze skręceniem miednicy w prawo podczas chodu zaobserwowano ograniczenie zakresu ruchomości miednicy w płaszczyźnie strzałkowej (przodo- i tyłopochylenie) oraz w płaszczyźnie poprzecznej (rotacja) po prawej stronie. Równocześnie u osób tych zarejestrowano statystycznie istotnie większe zmiany przeciążeniowe w obrębie mięśni kończyny prawej. Objawami większego przeciążenia mięśni była ich większa męczliwość oraz większe pobudzenie manifestujące się szybszym ich włączeniem podczas skurczu. Analogiczne zmiany po lewej stronie z nieco mniejszym ich nasileniem obserwowano po lewej stronie u osób z miednicą skręconą w lewo. Takie asymetryczne zmiany mogą być wynikiem szeregu nieprawidłowych naprężeń w obrębie tkanek i zablokowań indukujących powstanie kompensacji i w konsekwencji przeciążeń.

Jak sugerują badacze (Oleksy i in., 2018; Powers, 2010; Nakagawa i in., 2012; Souza, Powers, 2009), zaburzona kontrola nerwowo-mięśniowa w obrębie biodra, miednicy czy tułowia ma negatywny wpływ na funkcjonowanie pasma biodrowo-piszczelowego i stawu rzepekowo-udowego (Powers, 2010; Nakagawa i in., 2012; Souza, Powers, 2009). Powers i in. (Powers, 2010) wykazali, że nadmierne przywiedzenie i rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym mogą powodować przesunięcie osi środka stawu kolanowego przyśrodkowo w stosunku do stopy, co może skutkować ustawieniem kości piszczelowej w odwiedzeniu i nadmierną pronacją stopy, a tym samym koślawym ustawieniem stawu kolanowego (Oleksy i in., 2018; Claiborne i in. 2006; Hollman i in., 2009; Willson, Ireland, Davis, 2006). Z tego też względu

nadmierna rotacja wewnętrzna kości udowej w stosunku do podudzia wywołuje niekorzystne naprężenia w obrębie kolana, prowadząc do zmian przeciążeniowych (Hewett, Myer, Ford, 2005). Oleksy i in. (2018) oraz Souza i Power (2009) zaobserwowali u osób z zespołem bólowym stawu rzepkowo-udowego ustawienie stawu biodrowego w nadmiernej rotacji wewnętrznej oraz osłabioną siłę mięśni prostowników stawu kolanowego z równoczesną nadaktywnością mięśnia pośladkowego wielkiego.

Obserwowane w badaniach własnych większe zmęczenie i większa pobudliwość mięśni prostowników stawu kolanowego po stronie, w którą skręcona była miednica, występowało z równoczesnym ograniczeniem rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym tej kończyny. Potwierdza to obserwacje Souza i in. (Oleksy i in., 2018; Souza, Powers, 2009), wskazując na istnienie silnego związku pomiędzy nieprawidłowym ustawieniem rotacyjnym kończyny na poziomie stawu biodrowego i miednicy a występowaniem zaburzeń w okolicy stawu kolanowego.

Coraz większe zrozumienie roli powięzi w procesie przenoszenia obciążeń podczas ruchu i transferu energii wzdłuż łańcuchów mięśniowo-powięziowych pozwala na coraz lepsze poznanie mechanizmów powstawania kompensacyjnych wzorców ruchowych i wynikających z tego przeciążeń. Istnieją doniesienia naukowe, które w mniejszym lub większym stopniu tłumaczą wpływ obecnych w narządzie ruchu asymetrii czy zaburzeń osiowego ustawienia poszczególnych jego elementów względem osi ciała na powstanie różnych dysfunkcji (Oleksy i in., 2018; Stecco i in., 2008; Rolf, Feitis, 1990). Punktem wyjścia wszystkich tych koncepcji, tłumaczących zależności pomiędzy proksymalnymi i dystalnymi odcinkami ciała, jest powięź (Stecco i in., 2013; Stecco i in., 2008).

Jednym z autorów, który obserwował silny związek pomiędzy asymetrycznym napięciem układu powięziowego i rotacją tułowia oraz miednicy względem osi ciała był Zink i in. (Pope, 2003). Zdaniem tego badacza, u około 80% osób ogólnej populacji można zaobserwować specyficzny wzorzec rotacji tułowia oraz zwiększone napięcie w obrębie powięzi w określonych miejscach. Określił on go jako powszechny kompensacyjny powięziowy wzorzec rotacyjny (fascial common compensatory pattern), gdzie miednica jest zrotowana w prawo, a tułów kompensacyjnie w lewo (Oleksy i in., 2018; Pope, 2003; Tozzi, 2012; Zink, 1977). Potwierdzeniem tych doniesień są obserwacje Kouwenhoven i in. (2006), którzy zaobserwowali, że u osób bez objawów skoliozy, u których wszystkie krzywizny kręgosłupa we wszystkich płaszczyznach mieszczą się w granicach normy, występuje swoisty wzorzec zaburzenia osiowości kręgosłupa, wyrażający się w nadmiernej rotacji kręgosłupa w płaszczyźnie poprzecznej. Stwierdzili oni występowanie rotacji w płaszczyźnie poprzecznej w lewą stronę w górnej części odcinka piersiowego oraz rotacji w prawą stronę w środkowej i dolnej części odcinka piersiowego. Kierunek tych nieprawidłowych rotacji oraz odcinek kręgosłupa, w którym występują pokrywa się z najczęściej spotykanym klinicznie wzorcem deformacji kręgosłupa w skoliozach idiopatycznych (Dehis, Kama, Yousef, 2017; Peek, Miller, Heneghan, 2015). Sugerują oni również, że rotacja dolnej części odcinka piersiowego może być związana z często spotykanym u osób z dolegliwościami bólowymi w stawach krzyżowo-biodrowych zablokowaniem stawu po prawej stronie, przodopochyleniem miednicy oraz ograniczeniem zakresu rotacji w prawym stawie biodrowym (Stecco i in., 2008; Cibulka i in., 1998; Snijders, Vleeming, Stoockart, 1993). Doniesienia te pokrywają się z wynikami badań własnych, gdzie u osób z miednicą skręconą w prawą stronę nasilenie obserwowanych asymetrii i jednostronnych zaburzeń w zakresie badanych parametrów było większe w grupie z miednicą skręconą w prawo. Wprawdzie odsetek osób z prawostronnym skręceniem w badaniach własnych nie jest tak duży jak u Zink i in. (Pope, 2003), jednak większe nasilenie zmian przy prawostronnym skręceniu w stosunku do

skręcenia lewostronnego może świadczyć w powszechniejszym występowaniu tego wzorca kompensacyjnego.

Główną funkcją miednicy jest przenoszenie obciążeń podczas ruchu całego ciała (Snijders, Vleeming, Stoeckart, 1993). Jest ona także podstawą dla kręgosłupa, dlatego jej ustawienie bezpośrednio wpływa na postawę ciała i stabilność kręgosłupa. Nieprawidłowe ustawienie miednicy w stosunku do kręgosłupa i związane z tym ograniczenia rotacji w stawach biodrowych wymuszają asymetryczne ustawienie całego kompleksu biodrowo-miedniczo-łędźwiowego (Ibidem). Taka asymetria miednicy w stosunku do osi ciała przekłada się na patologiczne wydłużenie lub skrócenie ramienia działania poszczególnych mięśni mających swe przyczepy w obrębie miednicy. Takie nadmierne rozciągnięcie lub skrócenie mięśnia w sposób istotny zaburza jego zdolność do prawidłowego skurczu oraz jego kontrolę motoryczną (Bendová i in., 2007; Huijing i in., 2011).

Tego rodzaju asymetryczną pracę mięśni głębokich miednicy zaobserwowano w badaniach własnych. U osób zrotowanych w prawo kurczliwość mięśni dna miednicy była większa po stronie lewej, z równoczesną większą asymetrią po stronie prawej. Odwrotne zmiany występowały u osób zrotowanych w lewo. Oznacza to, że w obrębie mięśni głębokich większa asymetria i mniejsza kurczliwość (słabsza praca) mięśni występowała po tej stronie w którą skrzywna była miednica sugerując, że nieprawidłowe ustawienie miednicy zaburza symetrię pracy mięśni głębokich kompleksu biodrowo- miedniczo-łędźwiowego.

Istnieją doniesienia mówiące o tym, że zarówno ograniczenia w zakresie rotacji kręgosłupa czy stawów biodrowych, jak i zaburzenia w mechanizmie stabilizacji głębokiej kręgosłupa mogą mieć bezpośredni wpływ na powstanie patologicznych naprężeń w obrębie mięśni dna miednicy. Zaburzenie kierunków przenoszenia obciążeń przez kompleks łożwiowo-miedniczny zarówno w kierunku zstępującym od kręgosłupa do kończyn dolnych, jak i w przeciwną stronę może skutkować stopniowym rozregulowaniem funkcjonalnym w obrębie dna miednicy (Frank, 2003).

Oprócz prawidłowych zakresów rotacji kręgosłupa i stabilizacji kompleksu biodrowo-miednicznego-łożwiowego kolejnym elementem prawidłowego chodu jest odpowiedni zakres wyprostu w stawie biodrowym. Zbyt mały zakres wyprostu kończyny dolnej w biodrze podczas chodu prowadzi do zaburzeń w stawach krzyżowo-biodrowych (Cibulka i in., 1998; Snijders, Vleeming, Stoeckart, 1993; Zwambag, Ricketts, 2014; Chesworth i in., 1994). Stabilizacja stawu krzyżowo-biodrowego, powstała poprzez odpowiednie napięcie mięśni rotujących i prostujących staw biodrowy, może być niewystarczająca w sytuacji, gdy ograniczony jest zakres wyprostu. To właśnie odpowiedni wyprost w obrębie stawu biodrowego i kręgosłupa podczas chodu jest warunkiem prawidłowego przenoszenia obciążeń przez stawy krzyżowo-biodrowe.

Zbyt mały wyprost w stawie biodrowym podczas chodu sprawia, że mięśnie zamykające staw krzyżowo-biodrowy nie pracują optymalnie, dając w konsekwencji niewłaściwy rozkład sił (Oleksy i in., 2018; Bendová i in., 2007; Huijing i in., 2011). Badacze sugerują, że u osób, u których występuje ograniczenie w zakresie rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, częściej mamy do czynienia z dolegliwościami bólowymi łożwiowego odcinka kręgosłupa (Oleksy i in., 2018; Cibulka i in. 1998; Zwambag, Ricketts, 2014; Chesworth i in., 1994).

Powstałe w wyniku ograniczonego zakresu rotacji biodra nieprawidłowe naprężenia w obrębie tkanek miękkich kompleksu biodrowo-miedniczo-łożwiowego mogą prowadzić do trwałego dysbalansu i powstania kompensacji, które mogą zaburzać również prawidłową kontrolę nerwowo-mięśniową ruchu w obrębie dystalnych odcinków kończyn dolnych

(www.artrocenter.pl, odstęp: 09.10.2017; Still, 2019). Wyniki badań własnych pozostają w zgodzie z tymi doniesieniami.

Najnowsze badania wykazują również, że mięśnie dna miednicy poprzez przyczepy do kości miednicy mają wpływ na jej ustawienie oraz na funkcję stawów w jej obrębie (Oleksy i in., 2018; Bendová, Springrova, Tichy, 2004; Lee, 2004; Lee, Lee, McLaughlin, 2008). Wykazano także, że jednostronnie zwiększone napięcie mięśni dna miednicy, obserwowane u pacjentów z zaburzeniami w obrębie mięśnia dźwigacza odbytu, powoduje nierównowagę w rozkładzie sił w obrębie miednicy, co skutkuje przemieszczeniem w obrębie kości miednicy (Bendová, Springrova, Tichy, 2004; Leffler i in., 2001; Malbohan, Mojziso, Tichy, 1989). Diana Lee i in. (Bendová, Springrova, Tichy, 2004; Leffler i in., 2001; Malbohan, Mojziso, Tichy, 1989) sugerują, że cały kompleks mięśniowo-powięziowy w obrębie miednicy jest też ściśle powiązany ze strukturami stawów biodrowych. Powięź mięśnia dźwigacza odbytu przyczepia się do powięzi mięśnia zasłaniacza wewnętrznego i tym samym funkcjonalnie dno miednicy ma swój początek aż w obrębie krętarzy większych na kościach udowych (Lee, 2004). Doniesienia innych autorów również potwierdzają tezę, że skurcz mięśni dna miednicy może zmieniać ustawienie głowy kości udowej w panewce (Lee, Lee, McLaughlin, 2008).

Ważnym elementem prawidłowego przenoszenia obciążeń przez miednicę do kończyn dolnych jest odpowiedni poziom stabilizacji głębokiej w obrębie kompleksu biodrowo-miedniczo-łędźwiowego i tułowia, tzw. core stability (Gracovetsky, 1988; Leetun i in., 2004). Uważa się, że wiele dysfunkcji i urazów w obrębie stawu kolanowego jest spowodowanych deficytami w obrębie core stability (Leetun i in., 2004; Zazulak i in., 2007; Tichy i in., 1999).

Powiązanie zaburzeń wzorca chodu z deficytami stabilności i mobilności tułowia opisał w swojej pracy S. Gracovetsky (1988). Uważa on, że ruchy wymagające skoordynowanej pracy kręgosłupa, kończyn górnych oraz kończyn dolnych, aby zachować prawidłowy rozkład sił, muszą zachodzić we właściwych dla siebie płaszczyznach i wokół dobrze zorientowanych osi.

Naprężenienny ruch kończyn jest bodźcem stymulującym działanie strategii, która jest odpowiedzialna za prawidłowe włączenie stabilizacji głębokiej podczas chodu. Mięśnie poprzeczny brzucha i wielodzielny włączają się razem pośrednicząc w przenoszeniu sił przez odcinek łędźwiowy zarówno w kierunku zstępującym od kręgosłupa do kończyn dolnych jak i z kończyn dolnych do kręgosłupa. W sytuacji, gdy aktywność stabilizacyjna mięśni głębokich (poprzecznego i wielodzielnego) jest zbyt słaba, zmniejsza to zakres przeciwstawnej rotacji kręgosłupa. Warunkiem prawidłowego transferu energii pomiędzy kręgosłupem i kończynami jest zatem odpowiednio sprawna stabilizacja głęboka kompleksu łędźwiowo-miednicznego, a także jego odpowiednia mobilność, pozwalająca na swobodny ruch przeciwstawnej rotacji (Ibidem).

Teoria S. Gracovetskiego opisuje model kręgosłupa tzw. „spinal engine”, gdzie boczne zgięcie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej dzięki istnieniu naturalnych krzywizn lordozy łędźwiowej i kifozy piersiowej przenosi się na ruch rotacji kręgosłupa w płaszczyźnie poprzecznej, a ta rotacja kręgosłupa jest siłą napędową dla ruchu miednicy i kończyn dolnych podczas chodu (Ibidem). Uważał on, że kończyny dolne są w stanie gromadzić energię otrzymaną jako siłę napędową od kręgosłupa i następnie transferować ją do kręgosłupa, wspomagając jego rotację. Ten mechanizm dwustronnego transferu energii podczas chodu ściśle wiąże się z potrzebą sprawnego działania stabilizacji głębokiej kompleksu łędźwiowo-miednicznego. W modelu Gracovetskiego równie ważna jest odpowiednia siła i mobilność obręczy barkowej, aby mogła przeciwstawiać się ruchom rotacyjnym kręgosłupa i kierować energię w stronę kończyn dolnych (Ibidem). Wszelkie ograniczenia w zakresie rotacji kręgosłupa przenoszą się na zaburzenia w pracy kompleksu łędźwiowo-miednicznego, co z kolei powoduje nieprawidłowy

rozkład sił podczas ruchu i zaburzenia w transferze energii poprzez miednicę i tkanki leżące w jej obrębie.

Observacje S. Gracovetskiego i in. (Ibidem) znajdują swoje odzwierciedlenie również w niniejszej pracy. Zaburzenie symetrycznej pracy miednicy poprzez jej przymusowe ustawienie w skręceniu związane było z asymetryczną jej kinematyką podczas chodu czy z asymetrycznym ograniczeniem zakresu ruchu w biodrach.

Dodatkowo widoczne asymetrie w pracy mięśni głębokich miednicy występowały u osób z jej skręceniem w stosunku do osi ciała. Wszystkie te zaburzenia wskazują na występowanie silnej zależności pomiędzy zablokowaniem swobodnego ruchu rotacyjnego kręgosłupa i miednicy a powstaniem w ich wyniku kompensacji.

Wprawdzie w badaniach własnych nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic w zakresie parametrów czasowo-przestrzennych chodu pomiędzy osobami ze skrzyżowaną miednicą i osobami bez skrzyżowania, jednak występowanie jednoznacznych asymetrii w pozostałych badanych parametrach przemawia za istnieniem powiązań pomiędzy zaburzeniami prawidłowej funkcji kompleksu biodrowo-miedniczo-łędźwiowego i powstaniem zaburzeń w transferze sił pomiędzy kończynami i tułowiem.

Jak wynika z badań własnych oraz obserwacji innych badaczy, powstawanie różnorodnych zaburzeń funkcjonalnych w obrębie stawu kolanowego może mieć początek w zaburzeniach biomechanicznych całego kompleksu biodrowo-miedniczo-łędźwiowego. Istnienie powiązań funkcjonalnych i strukturalnych pomiędzy pozornie odległymi od siebie odcinkami narządu ruchu może powodować pojawienie się objawów dysfunkcji w następstwie kompensacji deficytów istniejących w zupełnie innej jego części. Zablokowanie czy nieprawidłowe ustawienie jednej części ciała pociąga za sobą szereg zmian w sąsiednich i odległych odcinkach, prowadząc do powstania w nich przeciążeń i kompensacji. Z tego też względu, mając świadomość istnienia współzależności regionalnej w powiązań strukturalno-funkcjonalnych w obrębie narządu ruchu, istnieje potrzeba zweryfikowania podejścia diagnostyczno-terapeutycznego do wielu powszechnie występujących dysfunkcji stawu kolanowego. Obecnie częstym zjawiskiem zarówno w diagnostyce, jak i leczeniu jest nadmierne skupienie się na miejscu występowania samej dysfunkcji. Punktem wyjścia w diagnostyce i leczeniu problemów okolicy stawu kolanowego powinna być kompleksowa ocena funkcjonalna, obejmująca kręgosłup, miednicę oraz kończyny dolne. Terapia natomiast powinna uwzględniać w pierwszej kolejności odblokowanie wszystkich restrykcji obecnych na poziomie kompleksu biodrowo-miedniczo-łędźwiowego, a dopiero w dalszej kolejności terapię struktur samego stawu kolanowego. Tego rodzaju postępowanie usprawniające ma na celu stworzenie odpowiednio korzystnych oraz anatomicznie lepszych warunków biomechanicznych do pracy stawu kolanowego.

VI. Wnioski

- 1) Obserwowana w niniejszej pracy u osób ze skrzyżowaniem miednicy w stosunku do osi ciała asymetryczna kurczliwość mięśni głębokich kompleksu biodrowo-miedniczo-lędźwiowego sugeruje, że nieprawidłowe ustawienie osiowe miednicy jest związane z zaburzeniami w pracy tych mięśni.
- 2) Rotacja miednicy względem osi ciała jest związana z obecnością zaburzeń w obrębie kończyn dolnych. Obserwowana po stronie nasilonej rotacji zaburzona kinematyka miednicy, ograniczona rotacja wewnętrzna stawu biodrowego oraz świadczące o przeciążeniu zmiany w męczliwości i pobudliwości mięśni prostowników stawu kolanowego wskazują na istnienie mocnej współzależności funkcjonalnej pomiędzy tymi strukturami oraz sugerują wpływ nieprawidłowego ustawienia miednicy na powstanie tych zaburzeń.
- 3) Asymetryczne ustawienie miednicy w rotacji względem osi ciała powoduje zmiany w kinematyce kompleksu biodrowo-miedniczo-lędźwiowego, widoczne podczas chodu. Parametry czasowo-przestrzenne chodu nie różniły się pomiędzy osobami z rotacją miednicy (niezależnie od jej kierunku) a jednostkami z symetrycznym jej ustawieniem.
- 4) Asymetryczne ustawienie miednicy względem osi ciała powoduje przeciążenie mięśni prostowników stawu kolanowego. Zwiększona męczliwość badanych mięśni oraz ich zwiększona pobudliwość podczas skurczu wskazuje na istnienie przeciążeniowych zmian chronicznych, co może być związane z kompensacją powstałą na skutek nieprawidłowego ustawienia kompleksu biodrowo-miedniczo-lędźwiowego.

VII. Bibliografia

- Arab, A.M., Behbahani, R.B., Lorestani, L., Azari, A. (2010). Assessment of pelvic floor muscle function in women with and without low back pain using transabdominal ultrasound. *Man Ther*, 15(3), 235-239.
- Bendová, P., Růžicka, P., Peterová, V., Fricová, M., Springrová, I. (2007). MRI-based registration of pelvic alignment affected by altered pelvic floor muscle characteristics. *Clinical Biomechanics*, 22(9), 980-987.
- Bendova, P., Springrova, I., Tichy, M. (2004). Dysfunction of pelvic floor muscles and its influence on postural control – pilot study. In: *Proceedings of European Federation for Research in Rehabilitation Congress* (s. 197-200). Ljubljana.
- Blond, L., Hansen, L. (1998). Patellofemoral pain syndrome in athletes: a 5.7-year retrospective follow-up study of 250 athletes. *Acta Orthopædica Belgica*, 64(4), 393-400.
- Bochenek, A., Reicher, M. (2007). *Anatomia człowieka*. Warszawa: Wydawnictwo PZWL.
- Buck, M., Beckers, D., Adler, S. (2009). *PNF w praktyce*. Warszawa: DB Publishing.
- Buckup, K. (2014). *Testy kliniczne w badaniu kości, stawów i mięśni: badanie, objawy, testy*. Łódź: Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
- Campaignon, P. (2012). *Łańcuch powięziowe i stawowe. Metoda G.D.S. Ujęcie biomechaniczne Tom 1*. Poznań VERSUS Medicus.
- Chesworth, B.M., Padfield, B.J., Helewa, A. et al. (1994). A comparison of hip mobility in patients with low back pain and matched healthy subjects. *Physiotherapy Canada*, 46, 267-74.
- Cibulka, M.T., Sinacore, D.R., Cromer, G.S., Delitto, A. (1998). Unilateral hip rotation range of motion asymmetry in patients with sacroiliac joint regional pain. *Spine*, 23, 1009-1015.
- Claiborne, T.L., Armstrong, C.W., Gandhi, V., Pincivero, D.M. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squaw. *Journal Applied Biomechanics*, 22, 41-50.
- Cook, G. (2010). *Movement: Functional Movement Systems: Screening, Assessment, Corrective Strategies*. California: Aptos.
- Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, J.R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique, *Human Movement Science*, 10, 575-587.
- Dehis, M., Kama, A., Yousef, N. (2017). Changes in cranio-cervical angulation in patients with temporomandibular joint bony ankylosis. *Egyptian Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 8(2), 27-31.
- Derrick, G., Sueki, Joshua, A., Cleland, R., Wainner, S. (2013). A regional interdependence model of musculoskeletal dysfunction: research, mechanisms, and clinical implications, *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, 21(2), 90-102.
- Dixit, S., Difiori, J.P., Burton, M., Mines, B. (2007). Management of Patellofemoral Pain Syndrome. *American Family Physician*, 75(2), 194-201.
- Earls, J., Myers, T. (2010). *Rozluźnianie powięziowe dla równowagi strukturalnej*. Poznań: Wyższa Szkoła Edukacji i Terapii.
- Erhard, R., Bowling, R. (1977). The recognition and management of the pelvic component of low back and sciatic pain. *Bull Orthop Sect Am Phys Ther Assoc*, 2(3), 4-15.
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., Best, T., Benjamin, M. (2007). Is iliotibial band syndrome really a friction syndrome? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10, 74-76.

- Frank, K. (2003). *The relationship of contralateral gait and the tonic function model of structural integration: Working with coordinative structure*. Boulder: Structural integration, Journal of the Rolf Institute.
- Fredericson, M., Wolf, C. (2005). Iliotibial Band Syndrome in Runners: Innovations in Treatment. *Sports Medicine*, 35(5), 451-459.
- Gehring, D., Melnyk, M., Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanic, Bristol, Avon*, 24(1), 82-87.
- Gracovetsky, S. (1988). *The spinal engin*. Wiedeń: Springer.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.
- Hodges, P.W., Bui, B.H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 101, 414-417.
- Hollman, J.H., Ginos, B.E., Kozuchowski, J., Vaughn, A.S., Krause, D.A., Youdas, J.W. (2009). Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18, 104-117.
- Hubbard, T.J., Mullis Carpenter, E., Cordova, M.L. (2009). Contributing Factors to Medial Tibial Stress Syndrome: A Prospective Investigation, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41, 490-496.
- Huijing, P.A., Yaman, A., Ozturk, C., Yucesoy, C.A. (2011). Effects of knee joint angle on global and local strains within human triceps surae muscle: MRI analysis indicating in vivo myofascial force transmission between synergistic muscles. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 33(10), 869-879.
- Juhn, M.S. (1999). Patellofemoral Pain Syndrome: A Review and Guidelines for Treatment. *American Family Physician*, 60(7), 2012-2018.
- Khayambashi, K., Ghoddosi, N., Straub, R.K., Powers, C.M. (2016). Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 355-361.
- Kouwenhoven, J.W.M., Vincken, K.L., Bartels, L.W., Castelein, R.M. (2006). Analysis of preexistent vertebral rotation in the normal spine. *Spine*, 31(13), 1467-1472.
- Lavine, R. (2010). Iliotibial band friction syndrome. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 3, 18-22.
- Lee, D.G. (2004). *The Pelvic Girdle: An approach to the examination and treatment of the lumbo-pelvic-hip region*, 3rd. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Lee, D.G., Lee, L.J., McLaughlin, L. (2008). Stability, continence and breathing: the role of fascia following pregnancy and delivery. *Journal of Bodywork Movement Therapy*, 12(4), 333-348.
- Leetun, D.T., Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T., Davis, I.M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes, *Medicine & Science in Sport Exercises*, 36, 926-934.

- Leffler, K.S., Thompson, J.R., Cundiff, G.W., Buller, J.L., Burrows, L.J. (2001). Attachment of the rectovaginal septum to the pelvic sidewall. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 185(1), 41-43.
- Lyons, K., Perry, J., Gronley, J.K., Barnes, L., Antonelli, D. (1983). Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. An EMG study. *Physical Therapy*, 63, 1597-1605.
- Malbohan, I.M., Mojzisova, L., Tichy, M. (1989). The role of coccygeal spasm in low back pain. *Journal of Manual Medicine*, 4, 140-141.
- Mayers, T. (2010). *Taśmy Anatomiczne. Meridiany Mięśniowo-Powięziowe dla Terapeutów Manualnych i Specjalistów Leczenia Ruchem*. Warszawa: DB Publishing.
- Merletti, R., Parker, P. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and NonInvasive Applications*. New Jersey: Wiley-IEEE Press.
- Mihata, L.C., Beutler, A.I., Boden, B.P. (2006). Comparing the incidence of anteriorcruciate ligament injury in collegiate lacrosse, soccer, and basketball players: implications for anterior cruciate ligament mechanism and prevention. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(6), 899-904.
- Moen, M.H., Tol, J.L., Weir, A., Steunebrink, M., De Winter, T.C. (2009). Medial Tibial Stress Syndrome, *Sports Medicine*, 39(7), 523-546.
- Nakagawa, T.H., Moriya, E.T., Maciel, C.D., Serrão, F.V. (2012). Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellafemoral pain syndrome. *Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(6), 491-501.
- Noehren, B., Davis, I., Hamill, J. (2007). Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics*, 22, 951-956.
- Oleksy, Ł., Bylina, D., Mika, A., Sołtan, J., Kielnar, R. (2018). The Relationship Between Lumbo-Pelvic-Hip Complex and Knee Joint Dysfunction. *Journal of Novel Physiotherapies*, 8(1), 1-3.
- Ostiak, W., Kaczmarek-Maciejewska, M., Kasprzak, P. (2001). Foot and shin in terms of Anatomy Trains. *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research*, 5(25), 38-46.
- Page, P., Frank, C.C., Lardner, R. (2010). *Structural and functional approaches to muscle imbalances. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach*. Champaign: Human Kinetics.
- Paterno, M.V., Schmitt, L.C., Ford, K.R. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American Journal of Sport Medicine*, 38(10), 1968-1978.
- Paulsen, F., Waschke, J. (2012). *Atlas anatomii człowieka*. Wrocław: Elsevier Urban & Partner.
- Peek, A.L., Miller, C., Heneghan, N.R. (2015). Thoracic manual therapy in the management of non-specific shoulder pain: a systematic review. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 23(4), 176-187.
- Plisky, M.S., Rauh, M.J., Heiderscheit, B., Underwood, F.B., Tank, R.T. (2007). Medial Tibial Stress Syndrome in High School Cross-Country Runners: Incidence and Risk Factors, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 37(2), 40-47.
- Pope, R.E. (2003). The common compensatory pattern: its origin and relationship to the postural model. *American Academy of Osteopathy Journal*, 14, 19-40.
- Powers, C.M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40, 42-51.

- Ritcher, P., Hebgen, E. (2007). *Punkty spustowe i łańcuchy mięśniowo-powięziowe w osteopatii i terapii manualnej*. Łódź: Galaktyka.
- Rolf, I.P., Feitis, R. (1990). *Rolfing and physical reality*. Inner Traditions-Bear & Company.
- Sherburn, M. (2005). Evaluation of female pelvic-floor muscle function and strength. *Phys Ther*, 85, 269-282.
- Sherburn, M., Murphy, C.A., Carroll, S., Allen, T.J., Galea, M.P. (2005). Investigation of transabdominal real-time ultrasound to visualise the muscles of the pelvic floor. *Aust J Physiother*, 51(3), 167-170.
- Snijders, C.J., Vleeming, A., Stoeckart, R. (1993). Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs. Part 1, 2. *Clinical Biomechanics*, 8, 295-301.
- Souza, R.B., Powers, C.M. (2009). Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(1), 12-19.
- Staude, G., Wolf, W. (1999). Objective motor response onset detection in surface myoelectric Signac. *Medical Engineering & Physics*, 21, 449-467.
- Stecco, A., Gilliar, W., Hill, R., Fullerton, B., Stecco, C. (2013). The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17, 512-517.
- Stecco, C., Porzionato, A., Lancerotto, L., Stecco, A., Macchi, V. (2008). Histological study of the deep fasciae of the limbs. *Journal of Bodywork and Movements Therapies*, 12, 225-230.
- Still, A.T. (2016). *Osteopathy: Research and Practice*. London: Forgotten Books & Ltd.
- Tanno-Rast, H. (2014). *Mięśniowo powięziowe punkty spustowe. Diagnostyka, terapia, leczenie*. Wrocław: Urban& Partner.
- Thompson, J.A., O'Sullivan, P.B., Briffa, K., Neumann, P., Court, S. (2005). Assessment of pelvic floor movement using transabdominal and transperineal ultrasound. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 16(4), 285-292.
- Tichy, M., Malbohan, I.M., Otahal, M., Chalupova, M. (1999). Pelvic muscles influence the sacroiliac joint. *Journal Orthopaedic of Sports Medicine*, 21(1), 3-6.
- Tozzi, P. (2012). Selected fascial aspects of osteopathic practice. *Journal of Bodywork and Movements Therapies*, 16(4), 503-519.
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A.L., Stoeckart, R., van Wingerden, J.P., Snijders, C.J. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20, 753-758.
- Wainner, R.S., Whitman, J.M., Cleland, J.A., Flynn, T.W. (2007). Regional Interdependence: A Musculoskeletal Examination Model Whose Time Has Come, *Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 37(11), 658-660.
- Willson, J.D., Ireland, M.L., Davis, I. (2006). Core strength and lower extremity alignment during single leg squats, *Medicine & Science in Sports Exercise*, 38, 945-952.
- Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., Vanderstraeten, G. (2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A twoyear prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 28, 480-489.
- Zazulak, B.T., Hewett, T.E., Reeves, N.P., Goldberg, B., Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American Journal of Sport Medicine*, 35(7), 1123-1130.
- Zink, G.J. (1977). Respiratory and circulatory care: the conceptual model. *Osteopathic Annals*, 5(3), 108-112.

Zwambag, D.P., Ricketts, T.A. (2014). Brown SH. Sarcomere length organization as a design for cooperative function amongst all lumbar spine muscles. *Journal of Biomechanics*, 47(12), 3087-3093.

www.artrocenter.pl.

www.fizjoterapia.pl.

www.projektmasaz.pl.

www.versusmedicus.pl.

VIII. Spis rycin

<i>Rycina 1.</i> Budowa stawu kolanowego	5
<i>Rycina 2.</i> Taśma powierzchniowa tylna	8
<i>Rycina 3.</i> Taśma powierzchniowa przednia	10
<i>Rycina 4.</i> Taśma boczna	12
<i>Rycina 5.</i> Taśma spiralna.....	14
<i>Rycina 6.</i> Kurczliwość mięśni dna miednicy dla prawej i lewej strony	25
<i>Rycina 7.</i> Wielkość asymetrii mięśni dna miednicy pomiędzy spoczynkiem i skurczem	26
<i>Rycina 8.</i> Zakres ruchomości miednicy w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu	27
<i>Rycina 9.</i> Zakres ruchomości miednicy w płaszczyźnie czołowej podczas chodu	28
<i>Rycina 10.</i> Zakres ruchomości miednicy w płaszczyźnie poprzecznej podczas chodu	29
<i>Rycina 11.</i> Kąt zgięcia w stawie kolanowym podczas kontaktu pięty z podłożem (IC).....	30
<i>Rycina 12.</i> Kąt zgięcia w stawie kolanowym podczas oderwania palców (TO).....	31
<i>Rycina 13.</i> Zakres rotacji zewnętrznej stawu biodrowego	32
<i>Rycina 14.</i> Zakres rotacji wewnętrznej stawu biodrowego	32
<i>Rycina 15.</i> Wielkość zmęczenia mięśnia RF podczas testu dla stawu kolanowego	34
<i>Rycina 16.</i> Wielkość zmęczenia mięśnia VMO podczas testu dla stawu kolanowego	34
<i>Rycina 17.</i> Wielkość zmęczenia mięśnia VLO podczas testu dla stawu kolanowego	35

IX. Spis tabel

Tabela 1. <i>Charakterystyka badanych z podziałem na grupy</i>	20
Tabela 2. <i>Parametry czasowo-przestrzenne chodu</i>	33
Tabela 3. <i>Czas włączenia (onset time) mięśni prostowników stawu kolanowego podczas oceny aktywności bioelektrycznej sEMG w łańcuchu zamkniętym</i>	36
Tabela 4. <i>Czas włączenia (onset time) mięśni prostowników stawu kolanowego podczas oceny aktywności bioelektrycznej sEMG w łańcuchu otwartym</i>	36

X. Spis skrótów

PNF – Proprioceptive Neuromuscular Facilitation

AT – Anatomy Treins

GDS – Godelieve Denys-Struyf

FDM – Facial Distortion Model

IC – Initial Contact, początek fazy podporu oraz w momencie oderwania palców

TO – Toe Off, początek fazy przeniesienia

GM – mięsień pośladkowy wielki

Streszczenie

Tytuł: Ocena funkcjonalnej współzależności regionalnej stawu kolanowego i kompleksu biodrowo-miedniczno-łędźwiowego.

Słowa kluczowe: staw kolanowy, skręcenie miednicy, asymetria, symetria, kompleks biodrowo-miedniczno-łędźwiowy, miednica, kręgosłup.

Dysfunkcje stawu kolanowego to około 30% wszystkich urazów stawów. Urazy, przeciążenia, a także schorzenia stawu kolanowego są spowodowane upadkami, nadmierną i/lub niewłaściwą aktywnością fizyczną, wypadkami komunikacyjnymi lub procesami chorobowymi. Każdego roku przeprowadza się około 1 500 000 artroskopii stawu kolanowego w wyniku różnorodnych przyczyn. Najczęściej kwalifikowane są osoby po uszkodzeniu łąkotek, więzadeł krzyżowych, chrząstki stawowej i wykryciu ciała obcego w obrębie stawu. Artroskopia stawu kolanowego jest dzielona na diagnostyczną w celu określenia ostatecznej diagnozy lub odtwórczą/resekcyjną, gdy przeprowadzamy procedury lecznicze. W leczeniu dolegliwości stawu kolanowego lekarz zleca leczenie usprawniające, którego głównym celem jest poprawa funkcjonalna pacjenta. Rehabilitacja w dzisiejszej dobie prowadzona jest wielotorowo, w podejściu holistycznym. Spośród wielu popularnych metod fizjoterapeutycznych wyróżnić można: PNF, Kinetic Control, FDM, AT i inne. Obserwacja pacjenta, jako całościowa, zwracanie uwagi nie tylko na obszar uszkodzony, zajęty procesem chorobotwórczym czyni z nas terapeutów funkcjonalnych. U osób po uszkodzeniu stawu kolanowego możemy bowiem obserwować zaburzenia napięcia mięśniowego, równowagi, czucia głębokiego i powierzchownego oraz koordynacji. Fizjoterapeuta musi tak ustalić program terapeutyczny, aby poprawił on partycypację pacjenta w życiu osobistym, zawodowym i społecznym. Koniecznym jest zwrócenie uwagi, czy dolegliwości w obrębie stawu kolanowego nie są związane z zaburzeniem osiowości kończyny dolnej, z rotacją miednicy czy z bólem kręgosłupa łędźwiowego. Aby rehabilitacja mogła być prowadzona holistycznie, konieczne jest uwzględnienie założenia regionalnej współzależności.

Celem głównym pracy jest ocena funkcjonalnej współzależności regionalnej w obrębie kompleksu biodrowo-miedniczno-łędźwiowego i stawu kolanowego.

Jako cel szczegółowy oceniano z kolei, czy asymetria w ustawieniu miednicy względem osi ciała ma wpływ na parametry funkcjonalne kończyn dolnych i czy asymetria ta widoczna jest w obrębie wzorca chodu oraz w aktywności bioelektrycznej mięśni prostowników stawu kolanowego.

Badaniami została objęta grupa 78 ochotników w przedziale wiekowym 20-30 lat. Na podstawie wstępnego badania diagnostycznego, zawierającego testy funkcjonalne, oceniające osiowość ustawienia kompleksu biodrowo-miedniczno-łędźwiowego, osoby zostały zakwalifikowane do trzech grup:

- 1: osoby z dodatnimi testami po prawej stronie n=28.
- 2: osoby z dodatnimi testami po lewej stronie n=24.
- 3: osoby z ujemnymi testami n=26.

Jeżeli u badanej osoby 3 z 4 testów miały wynik dodatni po prawej stronie, to była ona zakwalifikowana do 1 grupy, gdy 3 z 4 testów po lewej stronie miało wynik dodatni, to była ona zakwalifikowana do 2 grupy. Do grupy 3 zakwalifikowane zostały osoby z ujemnym wynikiem testów.

U wszystkich osób badanych wykonano następujące pomiary:

- 1) Cztery testy funkcjonalne oceniające osiowość ustawienia miednicy względem kręgosłupa.
- 2) Ocenę mięśni głębokich kompleksu biodrowo-miedniczo-łędźwiowego za pomocą ultrasonografii (USG).
- 3) Ocenę kinematyki miednicy i kończyn dolnych podczas chodu.
- 4) Ocenę parametrów czasowo-przestrzennych chodu.
- 5) Ocenę zakresu ruchu rotacji w stawach biodrowych.
- 6) Ocenę aktywności bioelektrycznej sEMG mięśni prostowników stawów kolanowych.

W badaniu ultrasonograficznym uwzględniano kurczliwość mięśni dna miednicy oraz asymetrię skurczu mięśni między prawą a lewą stroną ciała. W kinematyce określany był zakres ruchu miednicy podczas chodu w 3 płaszczyznach oraz kąt zgięcia w stawie kolanowym w poszczególnych fazach chodu (IC, TO). W statyce zakres ruchomości w stawach biodrowych mierzony był za pomocą goniometru. Określano także parametry czasowo-przestrzenne chodu. W ocenie aktywności bioelektrycznej mięśni (sEMG) oceniano zmęczenie mięśni RF, VMO i VLO.

Na podstawie wyników przeprowadzonych badań stwierdzić można, że w obrębie mięśni głębokich większa asymetria i słabsza praca mięśni (ich kurczliwość) jest po stronie zablokowanej. Skręcenie miednicy wówczas zaburza pracę mięśni głębokich kompleksu miedniczo-łędźwiowego. Skręcenie miednicy względem osi ciała powoduje zmniejszenie pracy miednicy przód–tył. U osób z rotacją miednicy po prawej stronie ciała powoduje zmniejszony zakres ruchomości miednicy przód–tył, a zmniejszony zakres rotacji powoduje kompensacyjnie zwiększony zakres zgięcia w stawie kolanowym w fazie przeniesienia (TO). Rotacja miednicy w prawo powoduje zwiększenie zmęczenia mięśni VLO i VMO w kończynie prawej z równoczesnym skróceniem czasów włączenia tych mięśni, co świadczy o ich przeciążeniu. Analogiczna sytuacja występuje u osób, które są skrócone w lewo – większe zmęczenie i szybsze włączenie mięśni VLO i VMO jest po stronie lewej.

Można więc stwierdzić, że w procesie leczenia pacjenta należy analizować jego dolegliwości w globalnym podejściu holistycznym, biorąc pod uwagę istnienie współzależności regionalnej. Takie podejście nasuwa konieczność działań w szerszym regionie ciała niż ten, na który skarży się pacjent. Zreponowanie ustawienia miednicy może tu być swoistym początkiem terapii dysfunkcji stawu kolanowego, tak aby skutecznie móc poprawić osiowość kończyny dolnej względem osi ciała.

Abstract

Title: The evaluation of regional interdependence of the knee joint and lumbo-pelvic-hip complex

Key words: knee joint, pelvic torsion, asymmetry, symmetry, lumbo-pelvic-hip complex, pelvis, spine.

Knee joint dysfunctions constitute approximately 30% of all joint injuries. Injuries, overload as well as knee joint disorders are caused by falls, excessive and / or inappropriate physical activity, traffic accidents or disease processes. About 1,500,000 knee arthroscopies are performed each year as a result of a variety of causes. Patients most commonly qualified for knee arthroscopies are those who sustained injuries to meniscus, cruciate ligaments, articular cartilage and where foreign bodies have been detected within the joint. Knee joint arthroscopy is divided into a diagnostic type – performed for the purpose of definitive diagnosis or a reconstructive / resection type when treatment procedures are performed. In the treatment of knee joint ailments, physicians order an improvement treatment whose main purpose is to improve the patient's function. Rehabilitation in today's age is conducted in a multifaceted manner in a holistic approach. Among the many popular physiotherapeutic methods one can distinguish: PNF, Kinetic Control, FDM, AT and other. Functional therapists are those who observe the whole patient, paying attention not only to the damaged area affected by the disease process. Thus, in patients with knee joint injuries, we should observe their muscle tone, balance, deep and superficial sensation and coordination. The physiotherapist must design a therapeutic program in such a way as to improve the patient's participation in personal, professional and social life. It is necessary to pay attention to whether ailments in the knee joint do not contribute to, for example, disturbances in the axial position of the lower limb, pelvic rotation, or lumbar spine pain. The global rehabilitation program is highly specialized for the treatment model of these patients. In order to be able to conduct a therapy, an extensive diagnostic and clinical diagnosis is necessary, not only regarding the area of the knee joint.

The main goal of the study is to assess functional regional interdependence within the lumbo-pelvic-hip complex and the knee joint.

The specific objective; however, was to examine whether an asymmetry in the pelvis position with respect to the body axis affects the functional parameters of the lower limbs and whether this asymmetry is visible within the gait pattern and in the bioelectric activity of knee extensor muscles.

The study covered a group of 78 volunteers in the 20-30 age group. Based on a preliminary diagnostic test containing functional tests evaluating the alignment of the lumbo pelvic hip complex, the study subjects were classified into three groups:

- 1: those with positive tests on the right side n = 28.
- 2: those with positive tests on the left side n = 24.
- 3: those with negative tests n = 26.

In the case when the examined subject tested positively on the right side in three out of four tests, this person was qualified to group 1, when the three out of four tests on the left had a positive result, the subject was qualified to group 2. Group 3 comprised subjects with a negative result.

The following measurements were performed:

- 1) Four functional tests assessing the alignment of the pelvis with respect to the body axis.
- 2) Evaluation of deep lumbo-pelvic-hip complex muscles using ultrasound (USG).
- 3) Assessment of the pelvis and lower limbs kinematics during gait.
- 4) Evaluation of spatio-temporal gait parameters.
- 5) Evaluation of the hip joints range of rotation .
- 6) Evaluation of bioelectrical activity (sEMG) of knee joint extensor muscles.

The ultrasound (USG) examination took into account the contractility of the pelvic floor muscles and the asymmetry of the muscle contraction between the right and left sides of the body. In kinematics, the pelvic movement range in three planes was determined while walking as well as the angle of bending in the knee joint in particular gait phases (IC, TO). In statics, the range of motion in the hip joints was measured using a goniometer. The time-space parameters of walking were also determined, which in this study did not provide statistically significant information for the topic under consideration. In the assessment of muscle bioelectrical activity (sEMG), fatigue in the RF, VMO and VLO muscles was assessed.

Based on the results of the study conducted, it can be stated that in the deep muscles, greater asymmetry and weaker muscle function (- their contractility) is on the blocked side. The pelvic torsion then disturbs the deep muscles of the lumbo-pelvic-hip complex. Twisting the pelvis with respect to the body axis results in a reduction of the pelvis antero-posterior work. In people with pelvic rotation on the right side of the body, it causes a reduced range of antero-posterior pelvic mobility, the reduced range of rotation results in a compensatively increased range of flexion in the knee joint in the swing phase (TO). Pelvic rotation to the right results in increased VLO and VMO muscle fatigue in the right limb with simultaneous shortening of these muscles onset time, which proves that they are overloaded. A similar situation occurs in subjects who are rotated to the left – there is more fatigue and faster activation of VLO and VMO muscles on the left side. The muscle contraction of the pelvic floor is larger for persons rotated to the right on the side opposite the blocking, while the asymmetry is greater on the blocked side.

Therefore, it can be concluded that the reported complaints should be analyzed in the global holistic approach in the preparation of the patient's treatment, taking into account the existence of the regional interdependence. The essence of these considerations convinces us to operate in a wider region of the body than that the one patient complained about. The reconstruction of the pelvic position will be a specific beginning of the knee joint dysfunction therapy so that it can effectively improve the axiality of the lower limb with respect to the body axis.