

**Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu
im. Jędrzeja Śniadeckiego w Gdańsku**



Maria Markowicz

***Wpływ treningu rehabilitacyjnego opartego na
aktywacji mięśni wewnętrznych stopy, na kształtowanie
łuku podłużnego przyśrodkowego, równowagę,
kontrolę postawy oraz podstawowe parametry chodu,
u dzieci z płaskostopiem***

promotor:

dr hab. Jan Jacek Kaczor, prof. UG

promotor pomocniczy:

dr n. med. Wojciech Skrobot

Gdańsk 2024

SPIS TREŚCI

Wprowadzenie.....	4
Wyjaśnienia skrótów	5
1. Problematyka badawcza	
1. 1. Przyczyny płaskostopia	6
1. 1. 1. Czynniki anatomiczne, wrodzone, okołoporodowe	6
1. 1. 2. Czynniki zewnętrzne.....	10
1. 2. Zaburzenia związane z nieprawidłowym ukształtowaniem łuków stopy	11
2. Fizjologia i anatomia stawu skokowego i stopy	
2. 1. System kontroli ustawienia stawu skokowego i stopy (foot core system)	13
2. 2. Zmiany w aktywności mięśniowej stopy związane z płaskostopiem.....	18
3. Fizjologia i anatomia zmysłu równowagi	
3. 1. Kontrola postawy ciała	20
3. 2. Rola stopy i stawu skokowego w systemie kontroli stabilności	22
4. Podstawowa charakterystyka chodu	
4. 1. Charakterystyka czasowo-przestrzenna i kinematyczna chodu	25
4. 2. Patofizjologia stopy a zaburzenia chodu	28
5. Strategie postępowania w przypadku występującego płaskostopia	
5. 1. Ogólne strategie postępowania.....	29
5. 2. Trening mięśni wewnętrznych stopy.....	29
6. Metodologia badań własnych	
6. 1. Problematyka badań: cel pracy, pytania i hipotezy	31
6. 2. Procedura badań	32
6. 2. 1. Osoby badane	32
6. 2. 2. Funkcjonalne badanie fizjoterapeutyczne	33
6. 2. 3. Ocena płaskostopia Skalą Foot Posture Index	34
6. 2. 4. Testy równowagi.....	35
6. 2. 5. Badanie chodu.....	37
6. 2. 6. Y-Balance Test	40
6. 2. 7. Program ćwiczeń.....	41
6. 2. 8. Analiza statystyczna	43
7. Wyniki	
7. 1. Dane demograficzne	44

7. 2. Skala Foot Posture Index.....	44
7. 3. Testy równowagi	46
7. 3. 1. Testowanie na poziomie 5	46
7. 3. 1. 1. Ogólny Wskaźnik Stabilności	46
7. 3. 1. 2. Przednio-Tyłny Wskaźnik Stabilności.....	47
7. 3. 1. 3. Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności	48
7. 3. 2. Testowanie na poziomie 8-12	49
7. 3. 2. 1. Ogólny Wskaźnik Stabilności	49
7. 3. 2. 2. Przednio-Tyłny Wskaźnik Stabilności.....	50
7. 3. 2. 3. Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności	51
7. 4. Analiza chodu	51
7. 4. 1. Parametry czasowo-przestrzenne	51
7. 4. 2. Kinematyka	52
7. 5. Y-Balance Test	60
7. 6. Korelacja między wynikami Y-Balance Test a wynikami Biodex OSI	60
8. Dyskusja.....	63
9. Wnioski	71
Podsumowanie.....	72
Bibliografia	73
Spis rycin	84
Spis tabel	85
Streszczenie.....	86
Abstract	88
Aneks	90

WPROWADZENIE

Życie w rozwiniętym gospodarczo, cywilizowanym świecie oprócz szeregu korzyści, niesie za sobą również duże zagrożenia. Aktywne zachowania zostały wyparte przez tryb sedentaryjny, co przyczyniło się do zmniejszenia wydatku energetycznego związanego z aktywnością fizyczną (Hills i wsp., 2011). Sugeruje się, że zwiększone wykorzystywanie technologii informacyjnych i komunikacyjnych, w szczególności oglądanie telewizji, granie w gry i korzystanie z komputerów, to krytyczne czynniki siedzącego trybu życia wpływające na zwiększenie ryzyka otyłości (Rey-López i wsp., 2008). Jest ona uznawana za największy problem zdrowia publicznego, chorobę cywilizacyjną na skalę światową (Żukiewicz-Sobczak i wsp., 2014). Obniżenie poziomu aktywności fizycznej oraz przyrost masy ciała u dzieci przyczyniły się do powstania zaburzeń układu mięśniowo-szkieletowego, szczególnie kończyn dolnych i stóp, które są codziennie narażone na dodatkowe obciążenie. Z drugiej strony sam rozwój stopy ma kluczowe znaczenie dla uczenia się motorycznego dzieci i młodzieży, ponieważ zapewnia podstawowe warunki do poruszania się na dwóch kończynach i utrzymania stabilnej pozycji stojącej (Hollander i wsp., 2017). Tematyka ta jest głównym przedmiotem opracowania niniejszej pracy.

WYJAŚNIENIA SKRÓTÓW

- AMTI – (ang. Advanced Mechanical Technology Inc.) Platformy dynamometryczne
- APSI – (ang. Anterior/Posterior Stability Index) Przednio-Tylne Wskaźniki Stabilności
- BMI – (ang. Body Mass Index) Wskaźnik Masy Ciała
- CG – (ang. control group) Grupa kontrolna
- CUN – Centralny Układ Nerwowy
- EBW – (ang. excessive body weight) Nadmierna masa ciała
- EBW1 – (ang. excessive body weight) Nadmierna masa ciała przed rehabilitacją
- EBW2 – (ang. excessive body weight) Nadmierna masa ciała po rehabilitacji
- FPI-6 – (ang. Foot Posture Index Scale) Skala służąca do oceny ustawienia stopy
- IC – (ang. initial contact) Kontakt pięty z podłożem
- ISW – (ang. initial swing) Przenoszenie początkowe
- LR – (ang. loading response) Faza amortyzacji
- MLA – (ang. Medial Longitudinal Arch) Łuk podłużny przyśrodkowy stopy
- MLSI – (ang. Medial/Lateral Stability Index) Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności
- MST – (ang. mid stance) Pełne obciążenie
- MSW – (ang. mid swing) Przenoszenie właściwe
- NBW – (ang. normal body weight) Prawidłowa masa ciała
- NBW1 – (ang. normal body weight) Prawidłowa masa ciała przed rehabilitacją
- NBW2 – (ang. normal body weight) Prawidłowa masa ciała po rehabilitacji
- OSI – (ang. Overall Stability Index) Ogólny Wskaźnik Stabilności
- PS – (ang. pre swing) Oderwanie palców
- T1 – Okres przed rehabilitacją
- T2 – Okres po rehabilitacji
- TST – (ang. terminal stance) Oderwanie pięty
- TSW – (ang. terminal swing) Hamowanie

1. PROBLEMATYKA BADAWCZA

Płaskostopie jest najczęstszym schorzeniem obserwowanym w praktyce ortopedii dziecięcej. Wraz z podejmowaniem aktywności i przyjmowaniem wyższych pozycji, u dziecka można zauważyć wznoszenie się łuku podłużnego przyśrodkowego stopy (MLA), szczególnie w pozycji siedzącej, ponieważ podczas pełnego obciążenia ulega on jeszcze obniżeniu. Między 2 a 6 rokiem życia zauważa się przyspieszenie procesu kształtowania się MLA, którego dynamika ulega spowolnieniu pod koniec pierwszej dekady życia (El i wsp., 2006).

1. 1. Przyczyny płaskostopia

Konfiguracja MLA zależy od wieku oraz dodatkowych czynników (El i wsp., 2006). Deformacja płaskostopia jest dolegliwością o różnej etiologii. Bardzo często w praktyce klinicznej obserwuje się płaskostopie fizjologiczne oraz idiopatyczne (Haendlmayer i wsp., 2009). Przyczyn zaburzenia rozwoju łuków stopy upatruje się w wielu czynnikach zewnętrznych tj. otyłości czy noszeniu sztywnego obuwia przez większą część dnia. Należy wspomnieć również o anomaliach towarzyszących, wpływających na kształt MLA takich jak hipermobilność stawów, czy obniżone napięcie mięśniowe. Podstawową przyczynę płaskostopia mogą stanowić czynniki wrodzone w tym m.in. uwarunkowania genetyczne (Bernardino i wsp., 2023; Bhaskara i Joseph, 1992; Hawke i wsp., 2016).

1. 1. 1. Czynniki anatomiczne, wrodzone, okołoporodowe

Czynniki anatomiczne:

Deformacja płaskostopia jest zawsze wynikiem połączenia kilku czynników anatomicznych. Często występuje hiperpronacja w stawie skokowym. Kość piętowa w stosunku do kości skokowej znajduje się w rotacji zewnętrznej i koślawości. Te zmiany są albo czynnikiem przyczyniającym się do powstania płaskostopia, albo biomechaniczną konsekwencją istniejącego już płaskostopia. Rozpoznanie tych czynników anatomicznych jest szczególnie ważne dla ustalenia postępowania (Haendlmayer i wsp., 2009).

Płeć:

Chłopcy są bardziej narażeni na płaskostopie niż ich rówieśniczki. Większą częstość występowania płaskostopia wśród dzieci płci męskiej można wytłumaczyć zwiększoną koślawością i opóźnionym rozwojem tyłostopia (Ezema i wsp., 2014).

Wiek:

Częstość występowania płaskostopia zmniejsza się istotnie wraz z wiekiem. Krytycznym momentem dla rozwoju łuku podłużnego przyśrodkowego stopy jest wiek sześciu lat, w którym MLA rozwija się bardzo dynamicznie, podczas gdy po ukończeniu siódmego roku życia będzie on już nieznacznie zwiększał swoją wysokość, aż do wieku dojrzewania, gdzie osiągnie ostateczne wymiary. Zakłada się, że płaskostopie wieku dziecięcego może przekształcić się w płaskostopie u dorosłych, jeśli nie ustąpi do dziewiątego roku życia (Ezema i wsp., 2014).

Uwarunkowania genetyczne:

Płaskostopie jest często uwarunkowane rodzinnie, co związane jest z predyspozycjami genetycznymi, m.in. z wrodzonymi zespołami wiotkości więzadeł i hipermobilnością (Berkeley i wsp., 2021). Płaskostopie jest również stosunkowo powszechne wśród populacji afroamerykańskiej (Golightly i wsp., 2012).

Zespoły wiotkości i elastopatie:

Płaskostopie bardzo często powiązane jest z hipermobilnością. O hipermobilności mówimy, że jest to zwiększony zakres ruchomości w stawach, w stosunku do normy obowiązującej w danej populacji. Przyczyną tego stanu są dziedziczne zaburzenia w budowie tkanki łącznej i proporcji kolagenu (Czaprowski i Pawłowska, 2013). W odróżnieniu od Zespołu Hipermobilności Stawów, w przypadku uogólnionej nadruchomości stawowy przebieg początkowo jest bezobjawowy. W życiu dorosłym stawy stają się mniej mobilne, ale nie wykluczone jest, że pojawi się ból i dyskomfort spowodowany wcześniejszymi uszkodzeniami. Częstość występowania hipermobilności jest wysoka i waha się od 3 do 35% w zależności od wieku, płci i pochodzenia etnicznego. Hipermobilność znacznie częściej występuje u dzieci z zaburzeniami genetycznymi (Roszak i Weber-Nowakowska, 2018).

Jednym z powiązanych z płaskostopiem zespołów jest Zespół Marfana, to ogólnoustrojowa choroba tkanki łącznej, po raz pierwszy opisana ponad 100 lat temu przez paryskiego profesora pediatrii Antoine-Bernarda Marfana, który opisał występowanie długich, smukłych palców i innych nieprawidłowości szkieletowych u 5-letniej dziewczynki (Judge i Dietz, 2005). Zespół Marfana jest autosomalną dominującą chorobą genetyczną tkanki łącznej, spowodowaną najczęściej mutacjami w genie fibryliny-1. Charakteryzuje się szerokim spektrum objawów klinicznych, obejmujących głównie nie tylko układ kostny, narząd wzroku i układ sercowo-naczyniowy, ale także tkankę tłuszczową i mięśniową, skórę, płuca i ośrodkowy układ nerwowy (Wozniak-Mielczarek i wsp., 2019). Płaskie stopy są często obecne w tym zespole i mają postać od łagodnych i bezobjawowych do ciężkich deformacji, gdzie zapadanie się łuku często powoduje reaktywne zaburzenia stawu kolanowego i biodrowego (Judge i Dietz, 2005).

Kolejnym zespołem, który wpływa na utrwalenie płaskostopia jest Zespół Ehlersa-Danlosa, jest chorobą dziedziczną, trwającym całe życie schorzeniem tkanki łącznej. Najbardziej widoczne cechy tego zaburzenia to wiotkość skóry, nadmierna ruchomość stawów, przewlekły ból stawów i kończyn, kruchość naczyń krwionośnych i tkanek. Choroba dotyczy wielu aspektów życia, a przewlekły ból ogranicza funkcje fizyczne i psychospołeczne m.in. trudności lokomocyjne. W zespole tym problemy z kończynami dolnymi, zwłaszcza związane ze stopami, są powszechne i różnią się zarówno pod względem objawów, jak i nasilenia. Obserwuje się płaskostopie (zwykle bezobjawowe, ale związane z ograniczeniem używania normalnego obuwia), paluch koślawy, przykurcze stawowe, stopę końsko-szpotałą, przykurcze ścięgna Achillesa i podwichnięcia stawów śródstopno-palczkowych (Berglund i wsp., 2009).

Koalicje stępu:

Koalicja stępu to wrodzone patofizjologiczne połączenie między dwiema lub więcej kośćmi stępu w formie kościorostu, chrząstkozrostu lub więzozrostu. Częstość występowania wynosi 1-2%. Fuzje kości piętowo-łódkowatej i skokowo-piętowej są najpowszechniejsze i stanowią około 90% połączeń stępu. Inne rzadsze koalicje dotyczą kości skokowo-łódkowatej, piętowo-sześcienniej, łódkowato-sześcienniej i łódkowato-klinowatej. Około 50% to wada obustronna, może być minimalna, z niewielkimi objawami stopy płaskiej. Jednak większość pacjentów ma utrwaloną koślawość tyłostopia, utratę możliwości ruchu w stawie skokowym dolnym i utratę prawidłowego wysklepienia podłużnego. Koalicje stępu są obecne przy

urodzeniu, ale powodują objawy dopiero wraz z postępującym dojrzewaniem kośćca, wzrostem masy ciała i aktywności. Objawy mogą pojawić się po raz pierwszy po intensywnej aktywności fizycznej, u bardzo małych dzieci są rzadkie ze względu na elastyczność chrząstki otaczającej pierwotne ośrodki kostnienia. Wraz z postępującym kostnieniem zwiększa się sztywność tyłostopia i zmniejsza się zdolność do wytrzymywania naprężeń zewnętrznych, co prowadzi do wystąpienia objawów między innymi takich jak bolesność stóp. Niepełne połączenia (włókniste lub chrzęstne) często prowadzą do niejasnych, nieswoistych bólów stóp i trudności w chodzeniu, zwłaszcza na nierównych powierzchniach. Objawy nasilają się wraz z wiekiem (Haendlmayer i Harris, 2009).

Obniżone napięcie mięśniowe:

Napięcie mięśni rozwija się w uporządkowanej kolejności przez cały okres ciąży i zmienia się po urodzeniu (Jan, 2007). Hipotonia dziecięca charakteryzuje się zwiększoną rozciągliwością i biernością mięśni. Obniżone napięcie mięśniowe może wynikać z różnych przyczyn ośrodkowych lub obwodowych, jest zatem fenotypem wielu stanów klinicznych o różnym rokowaniu. Hipotonia ośrodkowa wynika z globalnej dysfunkcji mózgu spowodowanej toksynami, czynnikami genetycznymi, zakaźnymi oraz niedokrwieniem, niedotlenieniem. Ważnymi przykładami są zespoły Downa, Pradera-Williego i Smitha-Lemliego-Opitza. Należy pamiętać, że hipotonia ta nie jest równoznaczna ze słabością, np. w Zespole Downa, dzieci mogą mieć ciężką hipotonię i normalną siłę mięśniową. Hipotonia obwodowa jest często związana z osłabieniem i wynika z uszkodzenia obejmującego obwodowy układ nerwowy, może być głównie dystalna w neuropatiach lub głównie proksymalna w miopatiach (Jan, 2007). U dzieci z anomaliami rozwojowymi, jeśli wiotkość więzadeł jest częścią zespołu rozwojowego, jest mało prawdopodobne, aby występowanie płaskostopia zmniejszało się samoistnie wraz z wiekiem. Płaskostopie przy takiej wiotkości jest znaną składową zaburzeń, m.in. takich jak zespół Downa oraz zespół Pradera-Williego (Ross i Shore, 2011).

1. 1. 2. Czynniki zewnętrzne

Masa ciała:

Masa ciała jest istotnie związana z płaskostopiem. Otyłe dzieci są bardziej narażone na zdiagnozowanie płaskostopia (Ezema i wsp., 2014), ze względu na zmniejszoną aktywność fizyczną oraz zwiększone obciążenie struktur, co ma wpływ na rozwój wysklepienia stopy (Jasrin i wsp., 2016; Shultz i wsp., 2009) i biomechanikę kończyn dolnych (Ezema i wsp., 2014). Obniżenie łuku podłużnego przyśrodkowego stopy u tej grupy dzieci nie jest spowodowane zwiększoną szerokością stopy, ale zmianami w jej anatomii (Ezema i wsp., 2014; Nieto i wsp., 2010).

Aktywność fizyczna:

Aktywność fizyczna jest elementem profilaktyki zdrowotnej. Uruchamia procesy adaptacyjne w organizmie i wpływa korzystnie na rozwój układu mięśniowo-szkieletowego. Mniej aktywne dzieci wykazują więcej dysfunkcji związanych z bazą podparcia. Regularna aktywność fizyczna zapewnia prawidłowe wysklepienie stóp u dzieci (Truszczyńska-Baszak i wsp., 2017). Z drugiej strony siedzący tryb życia jest jednym z czynników, który przyczynia się do spadku aktywności fizycznej. W połączeniu z obniżoną aktywnością fizyczną wzrasta ryzyko dodatniego bilansu energetycznego, który może prowadzić do nadwagi, otyłości, a w konsekwencji do wystąpienia dysfunkcji układu mięśniowo-szkieletowego, takiego jak płaskostopie. Dodatkowym negatywnym czynnikiem wpływającym na zmniejszenie aktywności fizycznej był okres związany z pandemią SARS COV2 i z narzuconymi ograniczeniami wychodzenia z domu. W związku z tym szczególnie w odniesieniu do młodzieży był to trudny czas wymuszający izolację, co mogło wpłynąć na zachwianie wzajemnych relacji między młodymi ludźmi i był on związany z ograniczeniem aktywności fizycznej (Jiao i wsp., 2020; Ramos i wsp., 2021).

Obuwie:

Spędzanie znacznej części dnia w sztywnym, nieprawidłowym obuwiu ma znaczący wpływ na morfologię stopy i podbicie we wszystkich grupach wiekowych. Podczas okresu dorastania noszenie obuwia elastycznego oraz spędzanie większej części dnia chodząc boso

może odgrywać ważną rolę w rozwoju stóp. Osoby, które chodzą boso lub w dostosowanym elastycznym obuwiu mają wyższe wysklepienie stopy i mniejszy kąt koślawości palucha w porównaniu z osobami chodzącymi w sztywnym obuwiu (Hollander i wsp., 2017).

1. 2. Zaburzenia związane z nieprawidłowym ukształtowanie łuków stopy

Większość zadań związanych z obciążeniem to czynności w zamkniętym łańcuchu kinematycznym, dlatego zmienione ustawienie stopy jako bazy podparcia, w konsekwencji wpływa na postawę całego ciała oraz wzorce ruchu w stawach proksymalnych (Kothari i wsp., 2016). Nadmierna pronacja tyłostopia w całym cyklu chodu jest połączona ze zwiększoną wewnętrzną rotacją kości piszczelowej. To z kolei prowadzi do wzrostu naprężeń ścinających w obszarach stawu kolanowego. Koślawość tyłostopia może być również połączona ze zwiększoną rotacją wewnętrzną biodra, która niekorzystnie zmienia ramię dźwigni odwodzicieli stawu biodrowego i wpływa na kąt Q w stawie kolanowym, przeciążając boczną powierzchnię rzepki (Kothari i wsp., 2016). Dodatkowo, wysokość łuku oddziałuje na ustawienie miednicy, a tym samym na aktywność mięśni pośladkowych i prostowników kręgosłupa. Wszystkie te czynniki odnoszą się do generowania objawów bólowych (Kothari i wsp., 2016). Niektóre badania kliniczne u dorosłych wiązały płaskostopie z bólem kolana i dolnej części pleców (Kosashvili i wsp., 2008; Riskowski i wsp., 2013).

Centralny układ nerwowy (CUN) odbiera sygnały zewnętrzne wykrywane przez receptory na trzech poziomach, tzn. z receptorów zawartych w stawach, mięśniach, skórze, narządzie wzroku, narządzie przedsionkowym i poprzez odpowiednie pobudzenia populacji sieci neuronalnych generuje adekwatną odpowiedź z zakresu kontroli nerwowo-mięśniowej (Bonnet i Lepeut, 2011). Zarówno zmieniona pozycja stopy, jak i nadmierna masa ciała mają wpływ na kontrolę postawy m.in. poprzez wkład mechanoreceptorów i czucia skórno w kontrolę równowagi – stąd większa siła nacisku i większa powierzchnia kontaktu podeszwy stopy u osób otyłych z płaskostopiem mogą zmniejszyć jakość i/lub ilość aferentnych informacji sensorycznych (Hue i wsp., 2007).

Podczas chodu, w fazie stancy stopa najpierw musi być w stanie dostosować się do powierzchni podłoża, wspomagać amortyzację, a następnie przejść do sztywnej dźwigni, aby napędzać ciało do przodu. Właściwy ruch stawu skokowego, w szczególności pronacja i supinacja podskokowa, ma kluczowe znaczenie dla osiągnięcia tych funkcji. Po przyjęciu ciężaru stopa przechodzi w pronację, która osiąga maksymalne wartości w środkowej części fazy podparcia. Staje się bardziej elastyczna, aby dostosować się do nierówności podłoża,

pomagając w utrzymaniu środka ciężkości w obrębie podstawy podparcia ciała. Kolejno podczas propulsji następuje przejście do supinacji, tak aby stopa mogła usztywnić się dla efektywniejszego przenoszenia sił. Pronacyjne ustawienie stopy ma wpływ na przebieg poszczególnych podfaz w cyklu chodu (Cote i wsp., 2005).

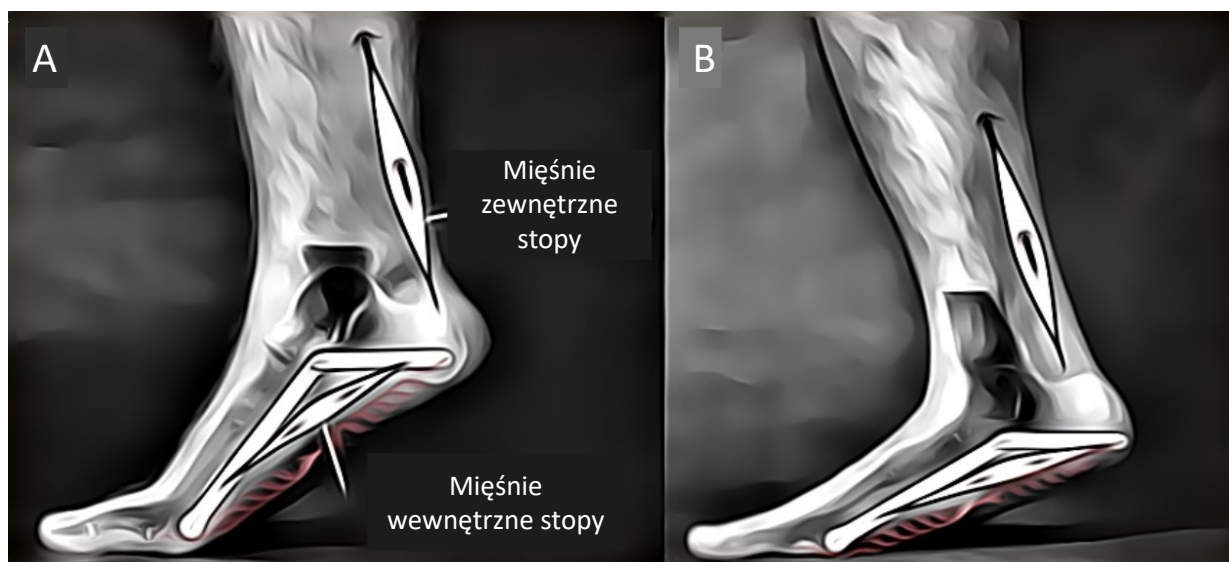
2. FIZJOLOGIA I ANATOMIA STAWU SKOKOWEGO I STOPY

O stopie człowieka powiedzieć można, że jest to mechaniczny paradoks, ze względu na możliwości usztywniania się, przenoszenia – gromadzenia energii, a zarazem umiejętności amortyzacji, właściwości sprężyste, możliwości dostosowywania się do podłoża i zmieniających się warunków zewnętrznych. Uważa się, że ta wyjątkowa interakcja funkcji mechanicznych odgrywa ważną rolę, ewolucyjnie związaną z przyjęciem pozycji pionowej (Mckeen i wsp., 2015).

2. 1. System kontroli ustawienia stawu skokowego i stopy (Foot Core System)

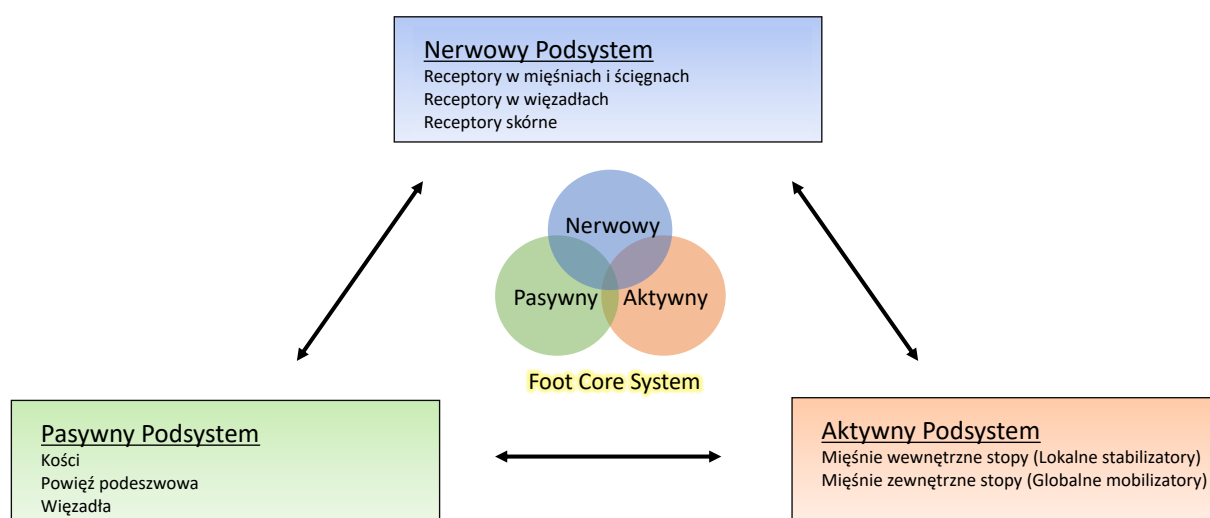
Więzadłom podeszwowym oraz rozciągnu podeszwowemu przypisuje się duży wkład w funkcję stopy ludzkiej. Struktury te zapewniają możliwości magazynowania i zwracania energii mechanicznej poprzez elastyczną pracę tkanek miękkich. Sprężynujące właściwości stopy są uważane za istotny element ekonomicznej lokomocji człowieka, zapewniając odzyskiwanie energii mechanicznej bez dodatkowego kosztu metabolicznego aktywacji mięśni (Kelly i wsp., 2019). Dodatkowo należy wspomnieć o mechanizmie windy kotwicznej, który zapewnia możliwości usztywniania stopy i efektywnego przenoszenia sił podczas propulsji. W mechanizmie tym rozciągnu podeszwowe symuluje linę przymocowaną do kości piętowej i stawów śródstopno-paliczkowych. Zgięcie grzbietowe podczas fazy propulsji owija rozciągnu podeszwowe przede wszystkim wokół głowy I kości śródstopia. To zawijanie się rozciągnu podeszwowego skraca odległość między kością piętową a stawami śródstopno-paliczkowymi w celu uniesienia łuku podłużnego przyśrodkowego (Fuller, 2014) (Ryc. 1).

Model ten nie wyjaśnia jednak, w całości, zdolności stopy do przystosowania się do zróżnicowanych wymagań mechanicznych podczas lokomocji, gdzie stale zmienia się prędkość i podłoże, w związku z tym sugeruje się, że struktury inne niż tkanki więzadłowe mogą również przyczyniać się do funkcji energetycznej. Istnieją dowody na to, że organizm ludzki, do aktywnego kontrolowania złożonych funkcji stopy, wykorzystuje równolegle anatomiczne właściwości mięśni wewnętrznych (Kelly i wsp., 2019).



Ryc. 1. Mechanizm windy kotwicznej A – stopa o prawidłowym wysklepieniu, B – stopa płaska – opracowanie własne na podstawie (Kinesiology of the Musculoskeletal System, Neumann, 2010)

Zwracając uwagę na mechanizm kontroli oraz stabilizacji stawu skokowego i stopy, w którym rolę odgrywają mięśnie zewnętrzne, a szczególnie mięśnie wewnętrzne stopy zaproponowano, wzorując się na koncepcji Panjabiego z 1992 roku dotyczącej stabilizacji kręgosłupa, system kontroli stabilizacji stopy (McKeon i wsp., 2015) (Ryc. 2).



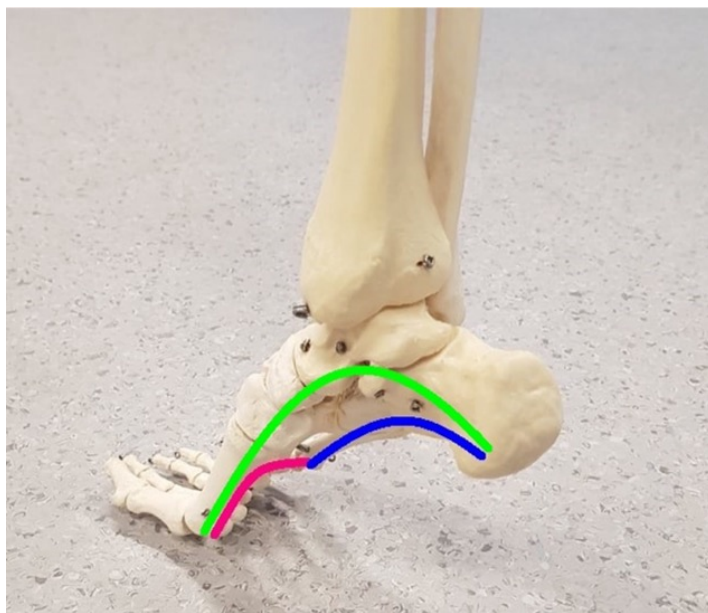
Ryc. 2. System kontroli ustawienia stawu skokowego i stopy (Foot Core System) – opracowanie własne na podstawie (McKeon i wsp. 2015)

Teoretyczne podstawy „core stability” są zakorzenione w funkcjonalnej współzależności podsystemów biernego, aktywnego i nerwowego kontrolujących ruch i stabilność kręgosłupa (Panjabi, 1993). Hodges podzielił strategie „core stability” na komponenty „kontrola” i

„wydajność” (Hodges, 2003). Strategia kontrolna ma na celu przywrócenie koordynacji mięśni działających na „core stability” w odcinku lędźwiowo-miednicznym, natomiast strategia wydajności ma na celu zapewnienie odpowiedniej siły i wytrzymałości mięśniowej, aby zapobiec mechanicznej niestabilności kręgosłupa przy zmiennym obciążeniu. Ostatecznie strategię kontroli i wydajności uzupełniają się nawzajem, zapewniając „core stability” odcinka lędźwiowo-miednicznego. Zasady te zostały zaproponowane w odniesieniu do okolicy stawu skokowego i stopy po raz pierwszy przez Jam (Jam, 2004).

Podsystem pasywny:

Pasywny podsystem „foot core stability” składa się z kości, więzadeł i torebek stawowych, które kształtują wysklepienie stopy. Funkcjonalna anatomia stopy odnosi się do czterech łuków: przyśrodkowego i bocznego łuku podłużnego, jak również do przedniego i tylnego łuku poprzecznego. Tworzy się w ten sposób kopuła odpowiedzialna za elastyczne dostosowywanie się do zmian obciążenia podczas dynamicznych czynności, jest ona głównie podtrzymywana przez struktury bierne, – rozciągnio i więzadła podeszwowe. Natomiast lokalne wsparcie dynamiczne jest zapewniane przez wewnętrzne mięśnie oraz pośrednio przez skurcze zewnętrznych mięśni stopy (McKeon i wsp., 2015) (Ryc. 3).



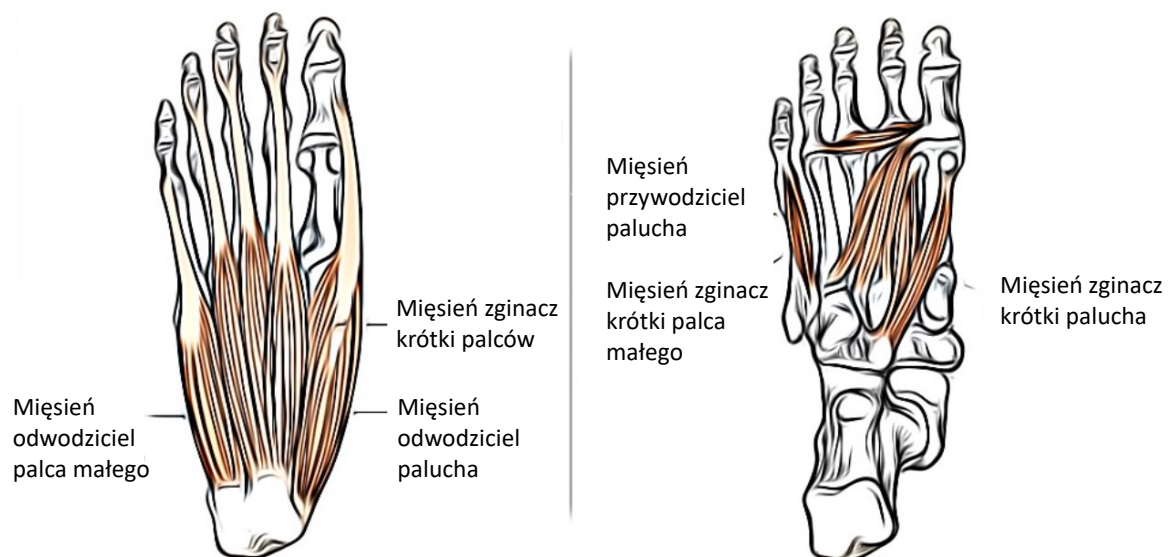
Ryc. 3. Wysklepienie stopy – opracowanie własne. ■ łuk podłużny przyśrodkowy stopy, ■ łuk podłużny boczny stopy, ■ łuk poprzeczny stopy

Podsystem aktywny:

Wyróżniamy lokalne stabilizatory – mięśnie wewnętrzne, które mają swoje przyczepy w obrębie stopy oraz mięśnie zewnętrzne – globalne mobilizatory, mające swój początek w okolicy stawu kolanowego (McKeon i wsp., 2015).

Właściwości funkcjonalne wewnętrznych mięśni stopy, obejmują (Ryc. 4):

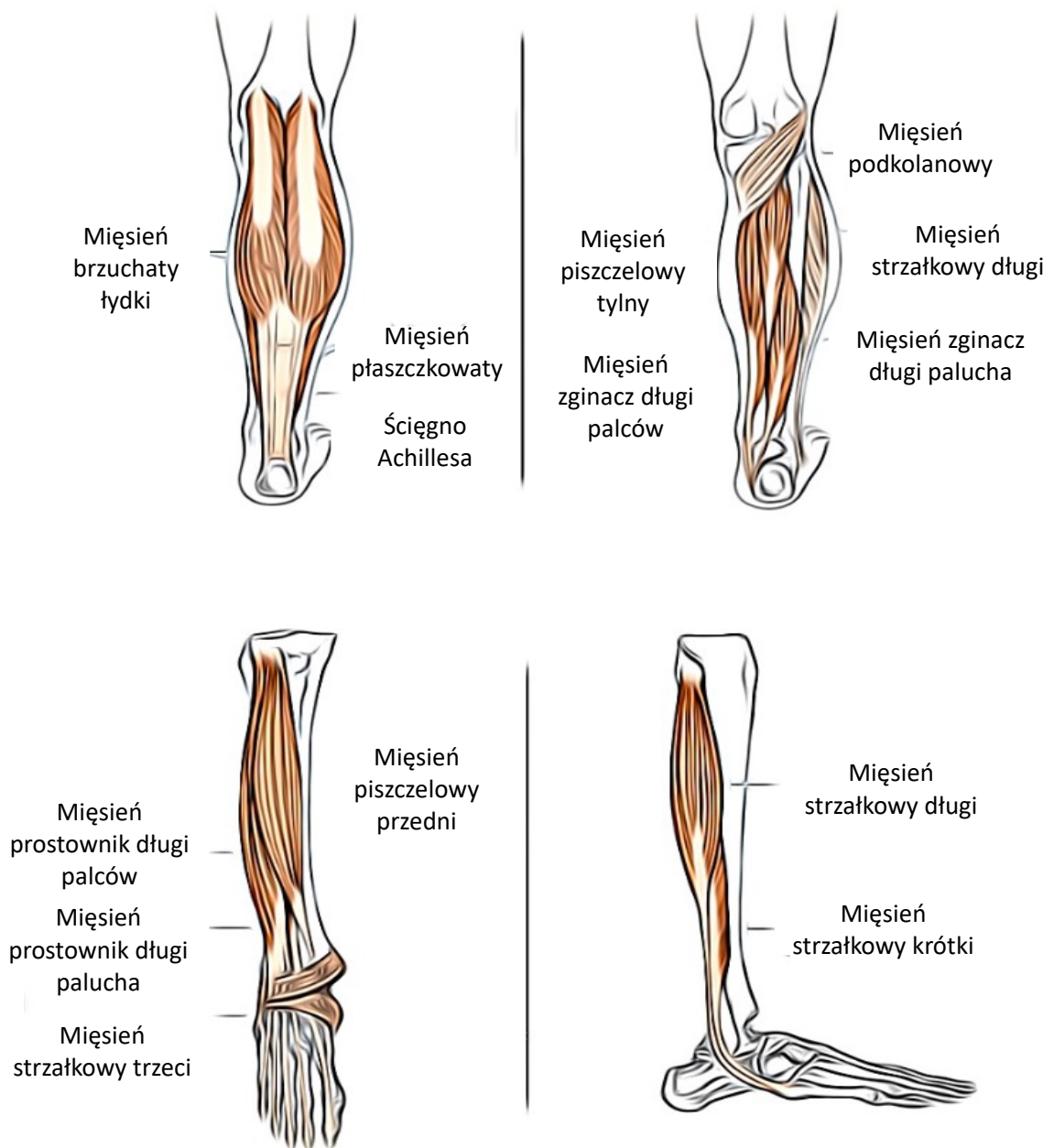
- wsparcie łuków stopy – osłabienie wewnętrznych mięśni stopy prowadzi do nieprawidłowego jej ułożenia
- zwiększoną ich aktywność w trakcie czynności dynamicznych zależną od obciążenia stopy, od wymagań posturalnych, szczególnie podczas przejścia w trakcie chodu z pozycji podwójnego podporu do pozycji pojedynczego podporu
- właściwości synergistyczne – mięśnie wewnętrzne stopy działają razem jako jednostka, zapewniając dynamiczne podparcie łuku stopy podczas fazy propulsji
- właściwości modulujące – w pozycji statycznej pełnią rolę platformy wspierającej stopę, a podczas czynności dynamicznych pełnią rolę dźwigni do napędzania ciała do przodu (McKeon i wsp., 2015).



Ryc. 4. Mięśnie wewnętrzne stopy – opracowanie własne na podstawie (Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement, Oatis, 2009)

Zewnętrzne mięśnie generują ruch stopy za pośrednictwem długich ścięgien. Modulują napięcia struktur pasywnych, np. wzrost napięcia mięśnia trójgłowego łydki, przez ścięgno Achillesa powoduje napięcie rozciągniętego podeszwowego w oparciu o ich wspólne połączenie z kością piętową. Orientacja ścięgien zewnętrznych mięśni stopy wyraźnie ilustruje ich zdolność

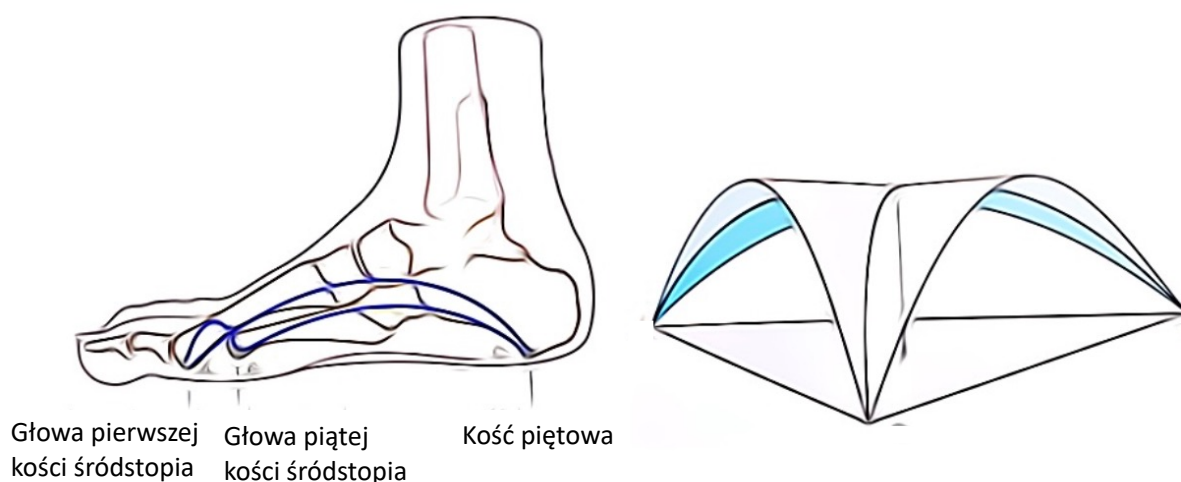
do aktywnego wsparcia i kontroli zarówno podłużnych, jak i poprzecznych łuków stopy. Te globalne mobilizatory zapewniają zdolność absorpcji obciążeń, jak i napędu podczas dynamicznych działań (Cheung, i wsp., 2006) (Ryc. 5).



Ryc. 5. Mięśnie zewnętrzne stopy – opracowanie własne na podstawie (Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement, Oatis, 2009)

Podsystem nerwowy:

CUN koordynuje i odpowiada za przetwarzanie uzyskiwanych informacji aferentnych. Pochodzą one z poszczególnych obszarów zawartych w określonych podsystemach. Główną rolę odgrywają receptory rozmieszczone w powięziach, więzadłach, torebkach stawowych i mięśniach (McKeon i wsp., 2015). Rozmieszczenie mięśni wewnętrznych stopy sugeruje, że są one usytuowane optymalnie, aby poprzez reakcje na rozciąganie, dostarczać natychmiastowych informacji sensorycznych o zmianach w ułożeniu łuków stopy (Ryc. 6), w podobny sposób jak mięśnie lędźwiowo-miedniczne w odniesieniu do postawy tułowia (McKeon i wsp., 2015).



Ryc. 6. Kopuła stopy z zaznaczonymi trzema punktami podparcia: A – głowa I kości śródstopia, B – głowa V kości śródstopia, C – pięta – opracowanie własne na podstawie (Anatomia funkcjonalna stawów, tom II, Kapandji, 2017)

2. 2. Zmiany w aktywności mięśniowej stopy związane z płaskostopiem

Aktywność mięśni stopy musi być ściśle dostosowywana do wymagań mechanicznych podczas zmian położenia środka ciężkości (Riddick i wsp., 2019), przeciwdziała ona deformacji stopy powstałej w wyniku przyłożenia obciążenia zewnętrznego, poprzez skrócenie długości i zwiększenie wysokości MLA. Ten aktywny mechanizm usztywniający łuk może odgrywać ważną rolę w sposobie przenoszenia sił podczas czynności ruchowych i posturalnych (Kelly i wsp., 2014).

W sytuacji, kiedy występuje płaskostopie, funkcja i aktywność mięśni kończyny dolnej, w tym mięśni wewnętrznych i zewnętrznych stopy zostaje zmieniona w wyniku kompensacji nerwowo-mięśniowych. Osoby z obniżonym MLA wykazują większą aktywność

elektromiograficzną mięśni piszczelowego przedniego i tylnego (Murley i wsp., 2009), ze względu na zmniejszone zaangażowanie mięśni wewnętrznych, m.in. mięśnia odwodziciela palucha, którego zadaniem jest stabilizacja dynamiczna łuku podłużnego przyśrodkowego stopy (Lee i wsp., 2013).

3. FIZJOLOGIA I ANATOMIA ZMYŚLU RÓWNOWAGI

Umiejętność utrzymania prawidłowej postawy ciała jest wymagana we wszystkich obszarach ruchowych i czuciowych człowieka. Dlatego kontrola stabilności postawy ma fundamentalne znaczenie. Dzięki niej potrafimy wykonywać skomplikowane zadania ruchowe bez ryzyka utraty równowagi. Nie jest to jednak równoznaczne z tym, że stabilność jest nieodłączną cechą pionowej postawy ciała. Przeciwnie, utrzymanie stabilnej postawy pionowej jest kontrolowane i koordynowane przez CUN (Błaszczuk, 1993).

3. 1. Kontrola postawy ciała

Podczas pozycji stojącej organizm człowieka ma stosunkowo wysoko położony środek ciężkości i względnie niewielką bazę podparcia, co komplikuje utrzymanie równowagi. W przypadku obiektu nieożywionego, jeśli linia grawitacji wypadnie poza bazę podparcia, siła grawitacji spowoduje, że obiekt spadnie (lub się poruszy). Kiedy jednak u człowieka linia grawitacji wypada poza bazę podparcia, organizm człowieka ma wrodzoną zdolność wyczuwania zagrożenia dla stabilności i wykorzystania aktywności mięśniowej do przeciwdziałania sile grawitacji w celu zapobiegania upadkowi. Tak więc człowiek ma kontrolę nad równowagą („kontrolę równowagi” lub częściej „kontrolę postawy”), podczas gdy obiekt nieożywiony nie. Kontrola posturalna jest warunkiem wstępnym utrzymania niezliczonej liczby pozycji i wykonywania różnorodnych czynności (Held-Ziółkowska, 2006).

Kontrola wychwiał organizmu obejmuje mechanizmy korygujące postawę w sposób antycypowany (feedforward) lub reaktywny (feedback). Antycypowane korekcie postawy dotyczą wyuczonych czynności ruchowych oraz przewidywanych zaburzeń równowagi i pojawiają się po ukończeniu 4 roku życia. Korekcie posturalne zwane reaktywnymi dotyczą działań nieprzewidzianych, podczas rozwoju ruchowego dziecka pojawiają się między 7 a 9 miesiącem życia (Peterka, 2018; Podbielska i wsp., 2012).

Zintegrowane systemy sensoryczne pozostają w stałej interakcji z otoczeniem, aby umożliwić kontrolę i utrzymanie stabilności postawy. Kontrola równowagi odbywa się na zasadzie systemu otwartego, w skład, którego wchodzi informacje przedsionkowe, wzrokowe i proprioceptywne. Poziom ich zaangażowania zależy od źródeł środowiskowych, jak i sensorycznych (Held-Ziółkowska, 2006). Mnogość doniesień charakteryzujących orientację człowieka w przestrzeni jest normą w warunkach naturalnych, musi jednak istnieć mechanizm

kompensujący nagłe zaburzenia pochodzące z jednego lub większej liczby systemów (Peterka, 2018). Złożone substytucje sensoryczne są możliwe, ponieważ układ przedsionkowy, wzrokowy i somatosensoryczny nie obsługuje niezależnych kanałów czuciowych w układzie nerwowym, w celu kontroli postawy. Raczej systemy te zbiegają się anatomicznie, fizjologicznie i funkcjonalnie w jądrach przedsionkowych, w mózdzku, korze mózgowej, wzgórzu, pniu mózgu i rdzeniu kręgowym, umożliwiając wiele rodzajów interakcji. Dla przykładu aktywność neuronów w jądrach przedsionkowych wzrasta, gdy następuje zmiana informacji somatosensorycznych. Ten sam bodziec przedsionkowy skutkować może różnymi reakcjami posturalnymi w zależności od stanu układu somatosensorycznego (Horak i Hlavacka, 2001). Poziome kołysania są najmniejsze, gdy jest pełen dostęp do wielu źródeł sensorycznych mówiących o orientacji w przestrzeni, tj. postawa na płaskiej nieruchomej, poziomej powierzchni z otwartymi oczami. W tym stanie wszystkie systemy sensoryczne dostarczają zgodnych informacji. Zakładamy, że są one odpowiednio łączone, aby ograniczyć zmienność wewnętrznego oszacowania położenia ciała w przestrzeni, co znajduje odzwierciedlenie w zmniejszonych poziomach wychwiał (Peterka, 2018).

Zmieniając warunki zewnętrzne zmienia się zaangażowanie systemów sensorycznych. Informacje aferentne i mechanizm integracji sensorycznej składają się z sumy obciążeń poszczególnych układów opisujących położenie ciała w przestrzeni. Zaangażowanie kolejnych systemów jest reprezentowane jako suma ich udziału i powinna być równa 1. Wszystkie układy zapewniają szerokopasmowe, dokładne kodowanie odpowiednich zmiennych fizycznych. Propriocepcja rejestruje ruchy organizmu w odniesieniu do orientacji względem powierzchni, a wzrok w odniesieniu do sceny wizualnej, z kolei przedsionek koduje ruch samego ciała w przestrzeni. W momencie, gdy badany zamknie oczy wzrok nie ma już żadnego znaczenia, a pozostałe układy przedsionkowy i proprioceptywny zaczynają zmieniać swój wkład sensoryczny. Pozycja na podatnej powierzchni piankowej z otwartymi oczami zniekształca bodźce proprioceptywne, powodując większe zaangażowanie dwóch pozostałych układów. Wreszcie, pozycja na piance z zamkniętymi oczami wymusza w dużym stopniu poleganie na układzie przedsionkowym, powodując wzrost kołysania (Peterka, 2018).

Wszystkie informacje są zorganizowane tak, aby zapewniać odpowiednie działanie motoryczne poprzez integrację sensoryczną i transformacje sensoryczno-motoryczne różnych zadań związanych z równowagą (utrzymanie równowagi statycznej pod destabilizującym wpływem grawitacji oraz przeciwstawianie się zakłóceniom równowagi z zewnątrz). W efekcie informacji zwrotnej przesyłanej drogami eferentnymi z CUN stabilność osiągnięta jest przez

mięśnie, które generują odpowiedni moment obrotowy w stawach, tak by korygować odchylenia od pożądanej orientacji (Peterka, 2018).

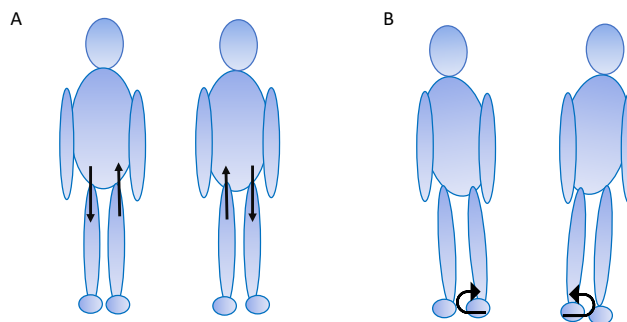
Schemat kontroli oparty na odruchach zasadniczo nie obejmuje integracji sensorycznej, z wyjątkiem końcowego poziomu neuronu ruchowego, gdzie zbiegają się różne wpływy odruchów (np. odruchu na rozciąganie, odruchu przedsionkowo-rdzeniowego). Podkreślić należy, że to przetwarzanie przez wyższe poziomy CUN wywiera wpływ na kontrolę odruchową niższego poziomu, dzięki czemu działania odruchowe są skuteczniejsze w różnorodnych sytuacjach (Peterka, 2018).

3. 2. Rola stopy i stawu skokowego w systemie kontroli stabilności

W pozycji stojącej zawsze występują wychylenia. Wpływają na to siły zewnętrzne (grawitacja) i wewnętrzne (np. bicie serca), czego konsekwencją jest nieustanne działanie mechanizmu kontroli posturalnej. W rzeczywistości ruchy wokół stawu skokowego i biodra są fundamentalnymi dla kontroli postawy. Poruszanie całego ciała w pozycji stojącej przypomina odwrócone wahadło, ze względu na to, że ruchy odbywają się wokół stawu skokowego. Jeśli zaburzona jest informacja czuciowa z rejonu stóp, tak jak w przypadku stóp płaskich (Hue i wsp., 2007), to zaczyna przeważać mechanizm load-unload. Mechanizm ten polega na przenoszeniu obciążenia na jedną z kończyn dolnych, tzn. na obciążaniu lewej kończyny dolnej i równoczesnym odciążaniu prawej lub odwrotnie (Bonnet i Lepeut, 2011) (Ryc. 7).

Kontrola wychyleń przyśrodkowo-bocznych:

Głównym mechanizmem kontroli wychyleń przyśrodkowo-bocznych, tak jak wspomniano jest przenoszenie ciężaru ciała z jednej kończyny dolnej na drugą – „load-unload mechanism”. Przy tych wychyleniach uruchamiany zostaje również system pomocniczy – inwersji-ewersji, w celu utrzymania kontroli postawy, zatem mięśnie odpowiedzialne za te ruchy powinny zostać aktywowane. Kontrola wychyleń przyśrodkowo-bocznych, w dużym stopniu, angażuje również stawy proksymalne (Bonnet i Lepeut, 2011) (Ryc. 7 A-B).

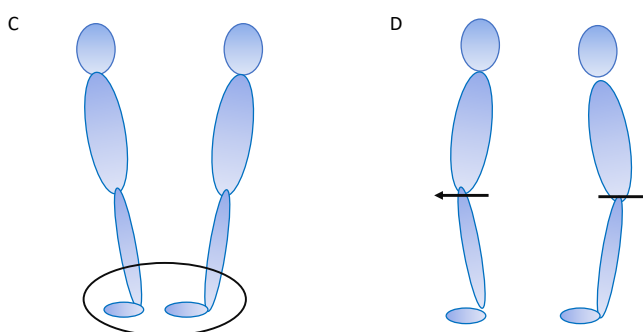


Ryc. 7. Mechanizm kontroli posturalnej A – load-unload mechanism, B – mechanizm inwersji-ewersji – opracowanie własne na podstawie (Bonnet i wsp., 2011)

Kontrola wychyleń przednio-tylnych:

W strategii kontroli wychyleń przednio-tylnych w warunkach prawidłowych mamy do czynienia z większym zaangażowaniem stawów dystalnych – skokowych, przy czym, kiedy warunki czucia stopy ulegają zmianie następuje kompensacyjne zwiększone zaangażowanie stawów proksymalnych – biodrowych, co może mieć związek z zaburzeniami stabilizacji w pozycji stojącej (Bonnet i Lepeut, 2011).

Równowaga jest utrzymywana w zamkniętym łańcuchu kinematycznym i opiera się na zintegrowanym sprzężeniu zwrotnym oraz strategiach ruchu między biodrem, kolanem i stawem skokowym. Może ona ulec zakłóceniu w wyniku zaburzeń w przesyłaniu informacji aferentnych, zmniejszonej sile i mechanicznej stabilności dowolnego stawu kończyn dolnych. Biorąc pod uwagę, że stopa jest najbardziej dystalnym odcinkiem tego łańcucha i stanowi stosunkowo niewielką bazę podparcia, na której organizm utrzymuje równowagę, nawet niewielkie zmiany biomechaniczne mogą wpływać na strategie kontroli postawy (Cote i wsp., 2005) (Ryc. 7 C-D).

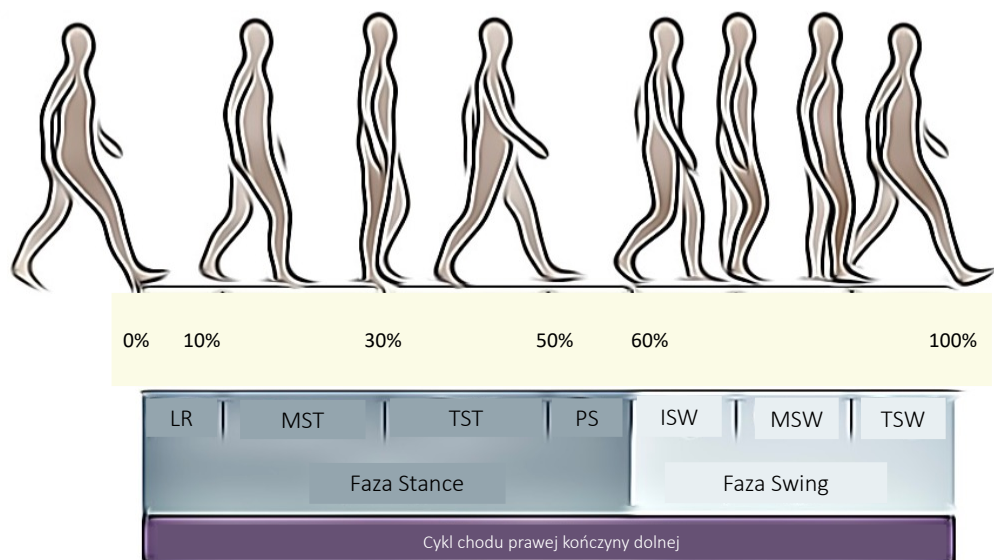


Ryc. 7. Mechanizm kontroli posturalnej C – zaangażowanie stawów dystalnych, D – zaangażowanie stawów proksymalnych – opracowanie własne na podstawie (Bonnet i wsp., 2011)

4. PODSTAWOWA CHARAKTERYSTYKA CHODU

Wiele współczesnych analiz chodu przeprowadza się na potrzeby badań klinicznych. Analiza chodu powinna ujawnić informacje przydatne klinicyście, które służą do wyboru opcji postępowania. Ten proces oceny wymaga zrozumienia, w jaki sposób interwencja prawdopodobnie wpłynie na stan pacjenta (Baker, 2006). Wielosegmentowa analiza kinematyczna oparta na markerach skórnych jest skuteczną nieinwazyjną techniką wykrywania zmian czynnościowych segmentów stopy oraz pozostałych stawów, których nie można zidentyfikować za pomocą badań obrazowych (Caravaggi i wsp., 2018).

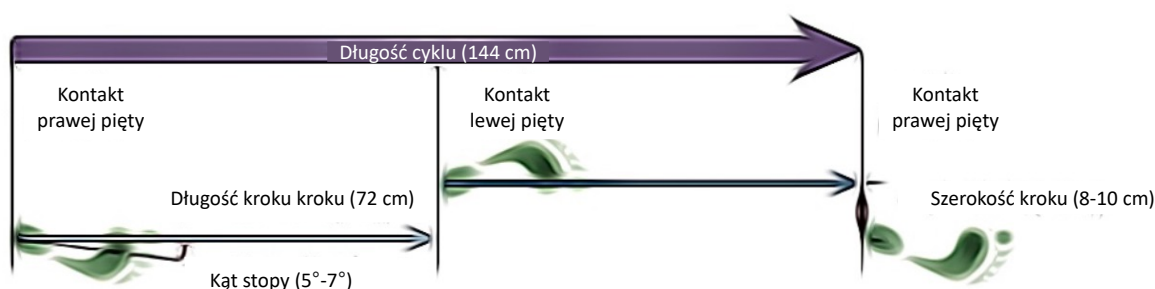
Chód definiuje się jako serię cyklicznych, zmiennych ruchów kończyn i tułowia, powodujących w rezultacie przesuwanie się do przodu środka ciężkości. Wszystko odbywać się powinno kosztem jak najmniejszego wydatku energetycznego (Tesio i Rota, 2019). Natomiast cykl chodu jest sekwencją zdarzeń zachodzącą od postawienia pięty do ponownego kontaktu z podłożem pięty tej samej kończyny. W każdym cyklu chodu jest czas, kiedy stopa ma kontakt z podłożem – faza podporu (ang. stance) i czas, kiedy odrywa się od podłoża – faza przenoszenia (ang. swing). W każdej fazie cyklu chodu wyróżniamy odpowiednie zdarzenia i okresy czasu: Kontakt pięty z podłożem (ang. initial contact), Faza amortyzacji (ang. loading response), Pełne obciążenie (ang. mid stance), Oderwanie pięty (ang. terminal stance), Oderwanie palców (ang. pre swing), Przenoszenie początkowe (ang. initial swing), Przenoszenie właściwe (ang. mid swing), Hamowanie (ang. terminal swing) (Adler i wsp., 2007; Whittle, 1993). Z biomechanicznego punktu widzenia bardzo ważna w cyklu chodu jest podfaza stance, ponieważ odbywa się w zamkniętym łańcuchu biokinemtycznym, gdzie siła przyłożona do jednego segmentu powoduje ruch w pozostałych (Karandikar i Vargas, 2011) (Ryc. 8).



Ryc. 8. Podział na fazy i podfazy podczas cyklu chodu. LR – Faza amortyzacji (ang. loading response), MST – Pełne obciążenie (ang. mid stance), TST – Oderwanie pięty (ang. terminal stance), PS – Oderwanie palców (ang. pre swing), ISW – Przenoszenie początkowe (ang. initial swing), MSW – Przenoszenie właściwe (ang. mid swing), TSW – Hamowanie (ang. terminal swing) – opracowanie własne na podstawie (Kinesiology of the Musculoskeletal System, Neumann, 2010)

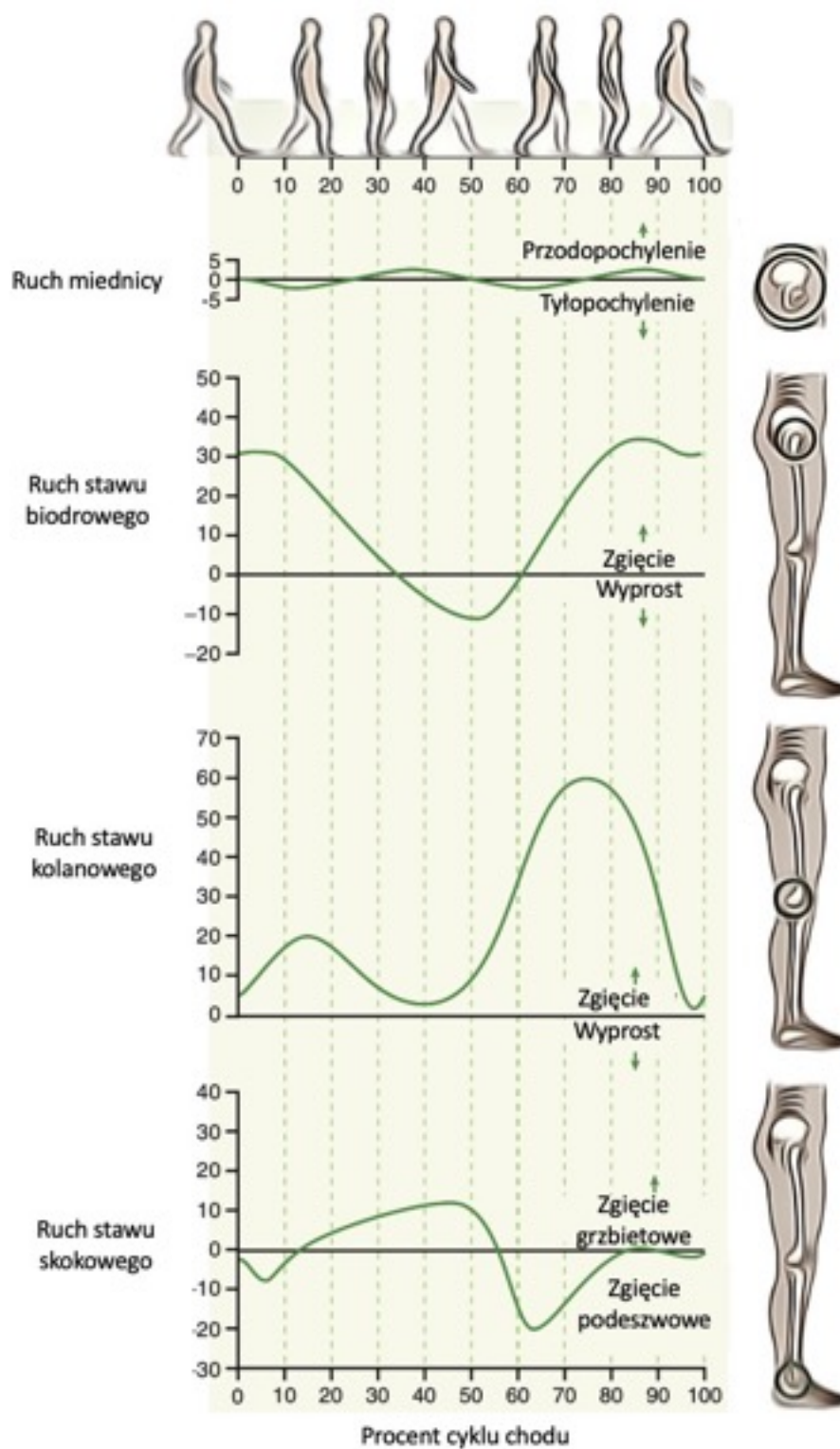
4. 1. Charakterystyka czasowo-przestrzenna i kinematyczna chodu

Można zmierzyć szereg parametrów, aby uzyskać obiektywne informacje na temat niektórych aspektów chodu, najczęściej badane są: kadencja, prędkość i długość kroku. Kadencja to liczba kroków wykonanych w ciągu jednej minuty. Prędkość to odległość, z jaką człowiek porusza się do przodu w określonym czasie, mierzona w metrach na sekundę (Whittle, 1993) (Ryc. 9).



Ryc. 9. Charakterystyka przestrzenna chodu – opracowanie własne na podstawie (Kinesiology of the Musculoskeletal System, Neumann, 2010)

Kolejnym elementem podlegającym trójwymiarowej analizie jest kinematyczna charakterystyka chodu odnosząca się do przebiegu i zakresu ruchów w poszczególnych stawach. Podczas przemieszczania zwraca się uwagę na wzajemne zależności ruchu miednicy (obręczy biodrowej) i stawów kończyn dolnych. Analiza przeprowadzana jest we wszystkich płaszczyznach ruchu, ma to szczególne znaczenie w przypadku określonych dysfunkcji, ze względu na istniejące współzależności w danych łańcuchach biokinematycznych (Krebs i wsp., 1985; Whittle, 1996) (Ryc. 10).



Ryc. 10. Kinematyka stawów kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej – opracowanie własne na podstawie (Kinesiology of the Musculoskeletal System, D. A. Neumann, 2010)

4. 2. Patofizjologia stopy a zaburzenia chodu

U osób z płaskostopiem występują znaczące zmiany kinematyki w stawach śródstopia, podczas chodu, w odniesieniu do stóp o prawidłowym wysklepieniu. Większe zgięcie grzbietowe stawów śródstopia i zapadnięcie MLA są czynnikami utrudniającymi mechanizm windy kotwicznej i co za tym idzie zaburzają efektywne przenoszenie sił (Caravaggi i wsp., 2018). Duże zmiany obserwuje się w redukcji zgięcia grzbietowego tyłostopia i pogłębieniu jego rotacji wewnętrznej (Levinger i wsp., 2010). Dodatkowo zmniejsza się pronacja przodostopia, wzrasta zgięcie podeszwowe (Levinger i wsp., 2010) oraz odwiedzenie względem śródstopia (Hösl i wsp., 2014).

W przypadku koślawości tyłostopia występuje nadmierne przodopochylenie miednicy w trakcie całego cyklu chodu (Svoboda i wsp., 2014) oraz zwiększona rotacja zewnętrzna miednicy w późnej fazie stance (Kothari i wsp., 2016). Zauważa się zwiększoną rotację zewnętrzną w stawach biodrowych (Twomey i McIntosh, 2012), koślawość kolan w podfazie mid stance (Kothari i wsp., 2016) i pogłębienie zgięcia stawów kolanowych w całym cyklu chodu (Kim i wsp., 2017).

5. STRATEGIE POSTĘPOWANIA W PRZYPADKU WYSTĘPUJĄCEGO PŁASKOSTOPIA

Płaskostopie jest istotnym czynnikiem przyczyniającym się do rozwoju i postępu patologii związanych z bólem stóp, kolan, bioder oraz kręgosłupa. Tysiące kroków dziennie wykonanych na nieprawidłowo ustawionych stopach niesie za sobą poważne konsekwencje dla układu mięśniowo-szkieletowego. W przypadku zdiagnozowania zaburzeń w rozwoju MLA u dzieci wdrożyć powinno się leczenie zachowawcze, nawet u pacjentów asymptomatycznych (Bresnahan i Juanto, 2020).

5. 1. Ogólne strategie postępowania

Istnieje wiele niechirurgicznych metod leczenia płaskostopia u dzieci, w tym m.in. modyfikacja aktywności, stosowanie ortezy, czy też różnych form ćwiczeń. Nowoczesne techniki trójwymiarowej oceny stóp oraz wytwarzanie dynamicznych wkładek indywidualnie dopasowanych do potrzeb pacjenta znacząco zwiększyły możliwości leczenia płaskostopia (Yurt i wsp., 2018). Dodatkowym działaniem wspomagającym wysklepienie stopy jest również kinesiotaping (Strączyńska i wsp., 2017). Stosowanie tego typu pomocy terapeutycznych jest skuteczniejsze, kiedy skoreluje się je z odpowiednio prowadzonymi ćwiczeniami (Kim i Kim, 2016). Wprowadzenie aktywnego ruchu będzie wpływać na stymulowanie receptorów m.in. wrzecion nerwowo – mięśniowych oraz narządów ścięgnistych Golgiego. Dzięki temu ćwiczenia te będą wykorzystane do stymulacji propriocepcji (Röijezon i wsp., 2015).

5. 2. Trening mięśni wewnętrznych stopy

Czterotygodniowy trening mięśni wewnętrznych stopy wpływa korzystnie na wskaźniki świadczące o wysokości MLA (Mulligan i Cook, 2013). Uaktywnienie tych mięśni poprawia ustawienie stopy w statyce, jak również jej pracę podczas chodu. Ćwiczenia te wpływają na usprawnienie mechanizmu windy kotwicznej, podczas aktywności związanych z przemieszczaniem się (Okamura i wsp., 2019). Zwiększają one również siłę mięśni zginaczy podszwowych i supinatorów, pomagają w utrzymaniu odpowiedniej grubości rozciągniętego podszwowego i optymalizują funkcję stopy w aktywnościach związanych z kontrolą równowagi (Markowicz i wsp., 2023).

Poprawa stabilizacji stopy, jako odcinka dystalnego w zamkniętym łańcuchu kinematycznym zmienia siły wywierane na stawy proksymalne, zapewniając tym samym korzystniejsze funkcjonowanie tych obszarów (Kim i Lee, 2020). Uaktywnienie mięśni wewnętrznych stopy poprawia kontrolę nerwowo-mięśniową ruchu bioder w stosunku do miednicy, zwiększa siłę mięśni zginaczy stawu kolanowego (Sulowska i wsp., 2019) oraz poprawia jego funkcjonowanie podczas ruchu (Kim i Lee, 2020). Dodatkowo wzrasta siła i wartość generowanej mocy mięśni kończyn dolnych, co wpływa na przekazywanie energii przez poszczególne segmenty ciała, poprawę wzajemnej koordynacji mięśniowej oraz zwiększenie kontroli przenoszenia obciążeń przez stopę (Sulowska i wsp., 2019).

Wiele doniesień naukowych zaznacza, że płaskostopie jest jedną z najczęściej spotykanych dysfunkcji ortopedycznych (Bauer i wsp., 2016). Często porusza się tematykę powiązania nadmiernej masy ciała u dzieci z zaburzeniami rozwoju wysklepienia stopy (Mueller i wsp., 2016). Dodatkowo zarówno obniżenie MLA jak i otyłość zwiększają ryzyko urazów oraz kontuzji przez wpływ na stabilność posturalną (Cote i wsp., 2005; Deforche i wsp., 2009). Natomiast istnieje bardzo mało badań oceniających wpływ rehabilitacji na kształtowanie się łuku podłużnego przyśrodkowego i kontrolę równowagi u dzieci, zwłaszcza tych z nadmierną masą ciała. Istotnym akcentem jest zwrócenie uwagi na rodzaj interwencji w formie najbardziej odpowiedniego modelu postępowania zachowawczego, które przyczyniłoby się do poprawy korekcy ustawienia stopy i miałyby ogromne znaczenie w kontroli stabilności postawy i równowagi. Z powodu częstości występowania tego problemu szczególnie, że dotyczy on dzieci oraz ze względu na ponoszone dalekosiężne konsekwencje związane m.in. z zaburzeniami kontroli postawy, chciałam podkreślić ważność tego tematu i zaproponować postępowanie mające na celu zaznaczenie wpływu rehabilitacji na poprawę ukształtowania łuku podłużnego stopy.

6. METODOLOGIA BADAŃ WŁASNYCH

6. 1. Problem pracy, pytania i hipotezy badawcze

Przedmiotem badań w niniejszej pracy jest określenie wpływu 6-tygodniowego programu rehabilitacji, składającego się z ćwiczeń aktywizujących mięśnie wewnętrzne stopy, na kształtowanie łuku podłużnego przyśrodkowego stopy, kontrolę postawy oraz podstawowe parametry chodu, u dzieci z płaskostopiem, z prawidłową i nadmierną masą ciała. W związku z tym postawione zostały pytania badawcze i wynikające z nich hipotezy:

Pytanie 1:

Czy sześciotygodniowy program rehabilitacji u dzieci z płaskostopiem wpłynie w istotny sposób na kształtowanie łuku, podstawowe parametry chodu i równowagę, niezależnie od masy ciała dzieci?

Hipoteza 0:

Sześciotygodniowy program rehabilitacji u dzieci z płaskostopiem nie wpłynie w istotny sposób na kształtowanie łuku, podstawowe parametry chodu i równowagę, niezależnie od masy ciała dzieci.

Hipoteza 1:

Sześciotygodniowy program rehabilitacji u dzieci z płaskostopiem wpłynie w istotny sposób na kształtowanie łuku, podstawowe parametry chodu i równowagę.

Pytanie 2:

Czy wpływ sześciotygodniowego programu rehabilitacji u dzieci z płaskostopiem będzie zróżnicowany, w zależności od masy ciała?

Hipoteza 2:

Wpływ sześciotygodniowego programu rehabilitacji u dzieci z płaskostopiem będzie zróżnicowany, w zależności od masy ciała.

6. 2. Procedura badań

6. 2. 1. Osoby badane

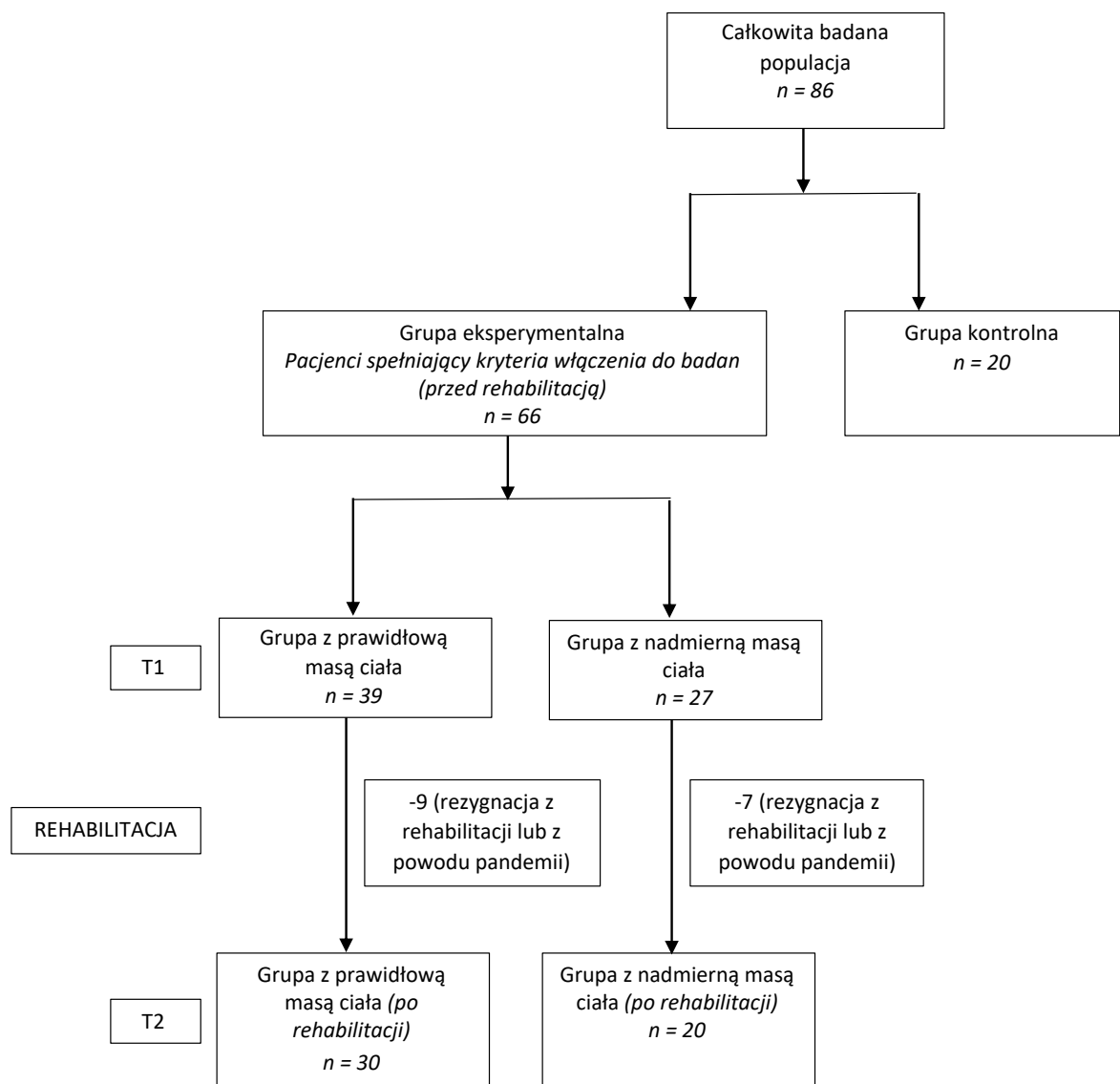
Badanie zostało przeprowadzone za zgodą Niezależnej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych przy Gdańskim Uniwersytecie Medycznym. Numer uchwały NKBBN/716/2019-2020. Badania zostały zarejestrowane jako badania kliniczne (Clinical Trial <https://clinicaltrials.gov>) i otrzymały numer NCT04840017. Rodzice oraz opiekunowie prawni wszystkich uczestników wyrazili pisemną świadomą zgodę na udział w tym badaniu.

Na podstawie badania wykonanego przez lekarza ortopedę do eksperymentu zakwalifikowanych zostało 90 dzieci (30 dzieci w każdej z grup). Do badania w laboratorium przystąpiło 86 dzieci w wieku od 7 do 12 lat. W trakcie trwania projektu z powodu zaprzestania uczęszczania na rehabilitację lub okoliczności związanych z pandemią COVID, zrezygnowało 16 osób. Dzieci podzielono na dwie grupy: 30 z prawidłową masą ciała i obustronnym płaskostopiem (NBW, ang. normal body weight) oraz 20 z nadmierną masą ciała i obustronnym płaskostopiem (EBW, ang. excessive body weight), dodatkowo 20 dzieci zdrowych włączono do grupy kontrolnej (CG, ang. Control group) (Ryc. 11).

W obu grupach poddanych interwencji dzieci miały tę samą wadę – obustronne płaskostopie elastyczne, taką samą interwencję, ale różną masę ciała (odpowiednio BMI: EBW $24,46 \pm 3,95$; NBW $16,93 \pm 1,63$; CG $18,11 \pm 2,37$). Dzieci pochodziły z terenów miejskich. Grupa NBW składała się z 11 chłopców i 19 dziewczynek, a grupę EBW stanowiło 8 chłopców i 12 dziewczynek. CG składała się z 11 chłopców i 9 dziewczynek. Dzieci w poszczególnych grupach były w zbliżonym wieku (odpowiedni wiek: EBW $9,95 \pm 1,67$; NBW $9,20 \pm 2,01$; CG $9,35 \pm 1,98$). Dziewczęta biorące udział w badaniu nie rozpoczęły jeszcze cyklu miesiączkowego. Z tego powodu nie brano pod uwagę wpływu hormonów na wyniki badań.

Kryteria włączenia: Dzieci z obustronnym elastycznym płaskostopiem. Badane dzieci nigdy nie uczestniczyły w rehabilitacji z powodu płaskostopia. Każde dziecko zostało zbadane przez ortopedę, który kwalifikował je pod kątem płaskostopia elastycznego.

Kryteria wyłączenia: Dzieci z koalicjami stępu, wadami wrodzonymi kończyn dolnych, zespołami powodującymi hipermobilność stawów, chorobami neurologicznymi oraz przebytymi operacjami stopy.



Ryc. 11. Udział pacjentów w poszczególnych etapach badania. T1 – okres przed rehabilitacją, T2 – okres po rehabilitacji

6. 2. 2. Funkcjonalne badanie fizjoterapeutyczne

Na początku projektu oraz po każdym etapie był przeprowadzony z dziećmi i ich opiekunami szczegółowy wywiad. Oceniano masę ciała i wysokość każdego dziecka w celu określenia Wskaźnika Masy Ciała (BMI) zgodnie z międzynarodowymi punktami odcięcia (Cole i wsp., 2000), skład ciała analizowano dalej za pomocą impedancji bioelektrycznej. Każde badanie wykonano dwukrotnie: przed rehabilitacją (T1) oraz po 6-cio tygodniowym programie rehabilitacji (T2). Badanie wykonywał każdorazowo ten sam, wykwalifikowany i

niezależny fizjoterapeuta. Fizjoterapeuta ten nie brał udziału w procesie rehabilitacji (Markowicz i wsp., 2023).

Badania, interwencja i zbieranie danych były przeprowadzone w Akademii Wychowania Fizycznego i Sportu w Gdańsku na przełomie lat 2018 – 2022.

6. 2. 3. Ocena płaskostopia skalą Foot Posture Index

Płaskostopie oceniono za pomocą skali Foot Posture Index Scale (FPI-6) jest to narzędzie kliniczne do ilościowego określania ułożenia stopy, które wykorzystuje ustalone kryteria. Podczas oceny każde dziecko stoi boso z lekko rozstawionymi stopami, z obiema rękami po bokach wzdłuż ciała, patrząc prosto przed siebie. Ocena składa się z sześciu oddzielnych sekcji, które są podsumowane w celu uzyskania wyniku odzwierciedlającego ułożenie stopy w przestrzeni. Każda z sześciu części jest oceniana w skali od -2 do 2.

Oceny dokonano w następującej kolejności (Ryc. 12):

- I. Badanie palpacyjne głowy kości skokowej
- II. Krzywe poniżej i powyżej kostki bocznej (patrząc od tyłu)
- III. Ustawienie kości piętowej w płaszczyźnie czołowej (patrząc od tyłu)
- IV. Wzniesienie w regionie stawu skokowo-lódkowego (patrząc od wewnętrznej strony stopy)
- V. Ocena łuku podłużnego przyśrodkowy stopy (patrząc od wewnętrznej strony stopy)
- VI. Ustawienie przodostopia względem tyłostopia (patrząc od tyłu)



Ryc. 12. Ocena płaskostopia za pomocą skali Foot Posture Index. I – Badanie palpacyjne głowy kości skokowej, II – Krzywe poniżej i powyżej kostki bocznej, III – Ustawienie kości piętowej w płaszczyźnie czołowej, IV – Wzniesienie w regionie stawu skokowo-lódkowego, V – Ocena łuku podłużnego przyśrodkowy stopy, VI – Ustawienie przodostopia względem tyłostopia – na podstawie (Oleksy i wsp., 2010)

Suma punktów wyznaczających pozycję neutralną stopy powinna mieścić się w przedziale od 0 do 5, od 6 do 12 punktów oznacza pronacyjne ustawienie stopy, a zakres od -1 do -12 oznacza ustawienie supinacyjne (Hanifan i wsp., 2020).

6. 2. 4. Testy równowagi

Biodex Balance System SD (115VAC, #950-440, Biodex Medical Systems Inc., USA) był wykorzystany jako sprzęt do testowania stabilności dynamicznej (Ryc. 13).

Test Ryzyka Upadku – Dynamiczna ocena postawy została przeprowadzona na niestabilnej platformie przy użyciu testu na piątym poziomie ruchomości platformy oraz w

zakresie ruchomości od dwunastego do ósmego (poziom dwunasty oznacza najbardziej stabilną platformę, poziom pierwszy oznacza najmniej stabilną platformę).

Test składa się z trzech 20-sekundowych prób z 10-sekundową przerwą między próbami. Przed przystąpieniem do testowania pacjent był zapoznany z procedurą badania. Do platformy zostały wprowadzone dane pacjenta: wiek, wysokość i ustawienie stóp względem osi trzeciej kości śródstopia oraz położenie pięty. Próba była powtarzana, jeśli pacjent oderwał stopę od platformy w trakcie badania. Uzyskano trzy wskaźniki: Ogólny Wskaźnik Stabilności (ang. Overall Stability Index; OSI), Przednio-Tyłny Wskaźnik Stabilności (ang. Anterior/Posterior Stability Index; APSI) oraz Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności (ang. Medial/Lateral Stability Index; MLSI). W przypadku niestabilnej postawy odnotowujemy wyższe poziomy ww. wskaźników, natomiast kiedy są one niższe wskazują na większą jej stabilność.

Podczas oceny każde dziecko zostało poproszone, aby stanęło na środku platformy boso z rękami wzdłuż tułowia, patrząc prosto przed siebie i skupiając się na ekranie platformy. Dzieci były badane w dwóch warunkach: z oczami otwartymi i zamkniętymi (Hinman, 2000).

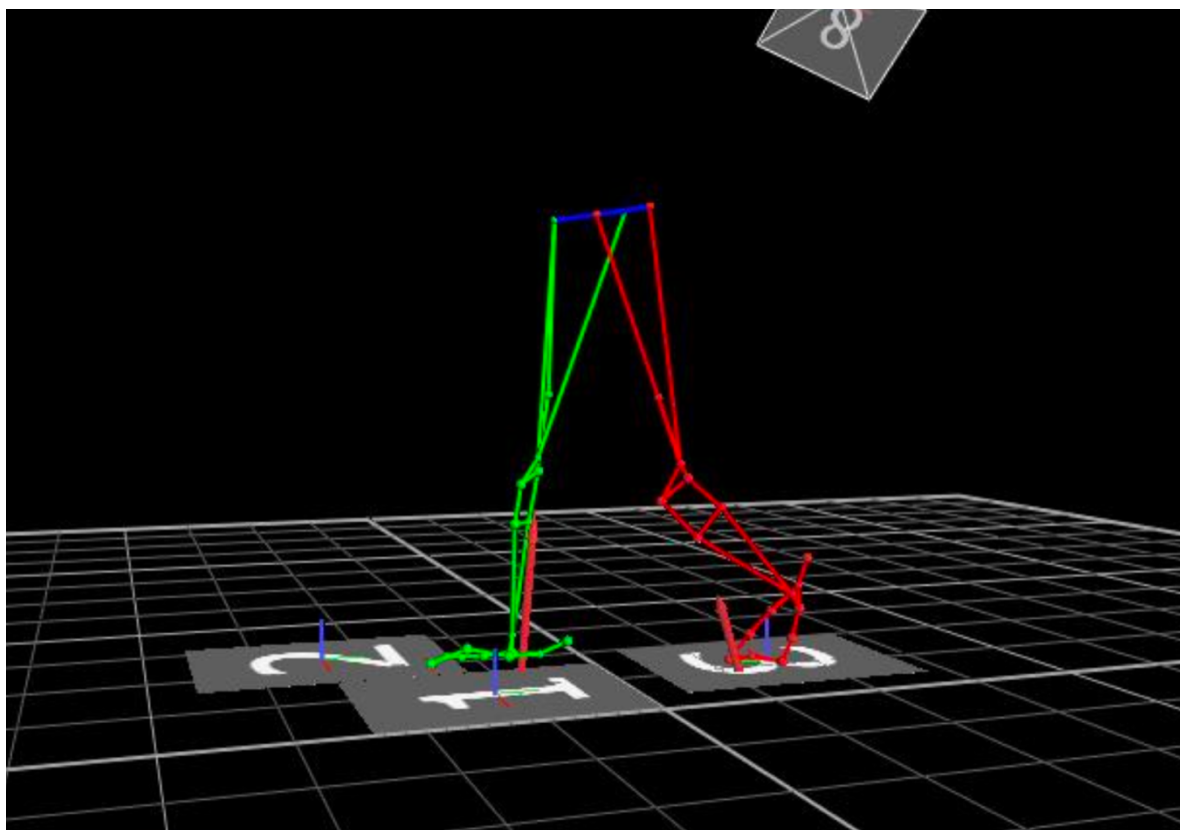


Ryc. 13. Badanie na platformie Biodex Balance System – materiał własny

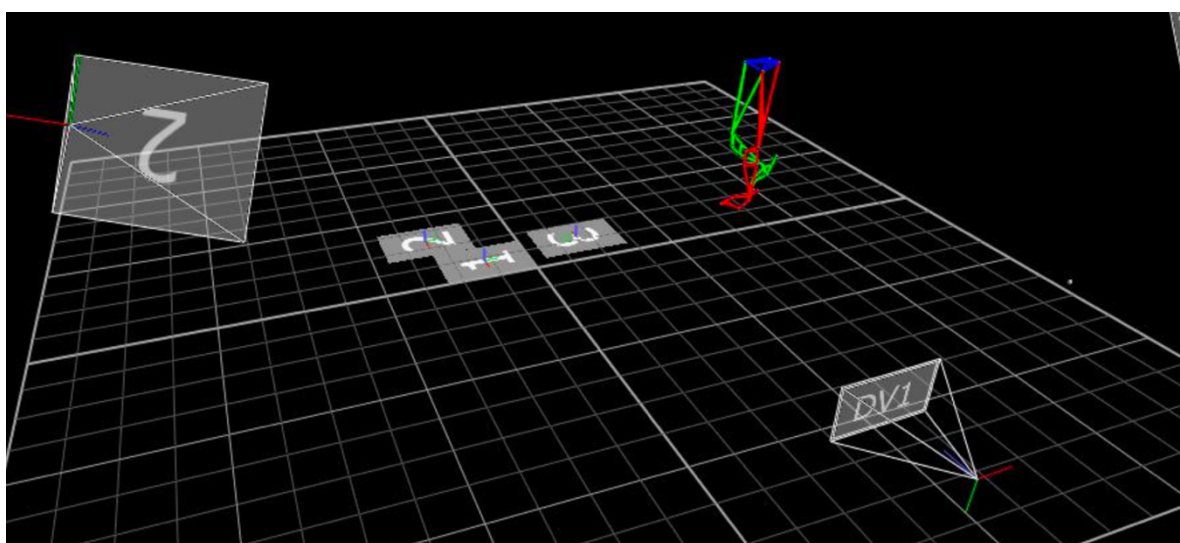
6. 2. 5. Badanie chodu

Do trójwymiarowej analizy ruchu stawów wykorzystuje się markery (odblaskowe znaczniki), które są umieszczane bezpośrednio na skórze pacjenta. Specyficzne ułożenie znaczników powinno odzwierciedlać położenie poszczególnych segmentów ciała i łączących je stawów w przestrzeni. Podczas badania, ruch pacjenta rejestrowany jest przez kamery. Korzystając z danych kalibracyjnych oblicza się położenie markerów u pacjenta w przestrzeni trójwymiarowej, zazwyczaj z dokładnością do kilku milimetrów. Następnie odpowiedni program komputerowy znając położenie poszczególnych segmentów ciała może obliczyć kąt

ustawienia oznaczonych stawów w trzech płaszczyznach ruchu oraz określić jak się on zmienia podczas całego cyklu chodu. Z reguły dokonuje się pomiarów ustawienia miednicy oraz ruchu stawów biodrowych, kolanowych i skokowych (Whittle, 1996) (Ryc. 14-15).



Ryc. 14. Badanie na systemie do trójwymiarowej analizy ruchu – materiał własny

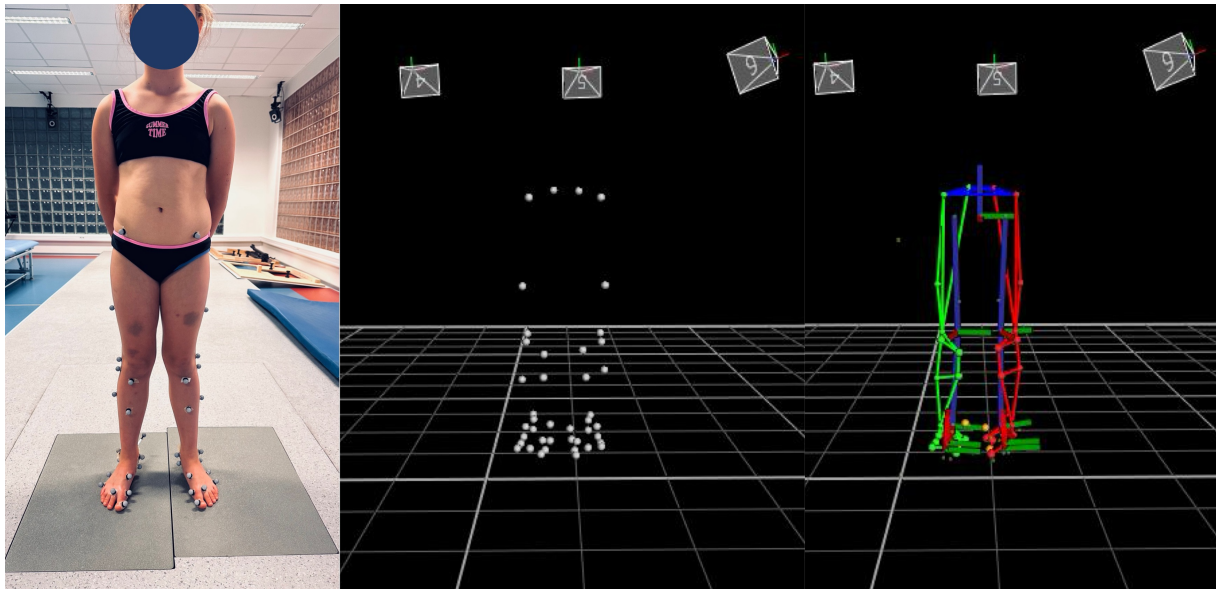


Ryc. 15. Badanie na systemie do trójwymiarowej analizy ruchu – materiał własny

Dzieci zostały poddane badaniu chodu za pomocą systemu do trójwymiarowej analizy ruchu firmy VICON Nexus z 10 kamerami MX-T20 (Vicon Motion System Ltd, Wielka Brytania) i trzema platformami dynamometrycznymi AMTI (ang. Advanced Mechanical Technology Inc.). Zarejestrowana została kinematyka stóp i kończyn dolnych podczas chodzenia boso, we własnym tempie, na 14-metrowej ścieżce. Znaczniki były umieszczone zgodnie z Oxford Foot Model i modelem chodu Plug-in (Kerr i wsp., 2019). Łącznie na każde dziecko zakładano 42 markery (Ryc. 16-17). Przed rozpoczęciem pomiaru każde dziecko wykonywało kilkukrotne przejście po ścieżce w celu zapoznania się z warunkami badania. Następnie przejścia były nagrywane, do analizy danych zostało wykorzystanych 5 poprawnych przejść (bez zatrzymania), gdzie przynajmniej jedna stopa trafiła na platformę AMTI. Dodatkowo ze względu na to że płaskostopie u wszystkich dzieci było obustronne, wyniki uzyskane z lewej i prawej kończyny dolnej zostały zsumowane (Saraswat i wsp., 2014). Do analizy kinematyki kończyn dolnych wykorzystano wartości uzyskane z fazy stancy chodu.



Ryc. 16. Rozmieszczenie znaczników Oxford Foot Model – materiał własny



Ryc. 17. Rozmieszczenie znaczników Oxford Foot Model oraz Plug-in Gait – materiał własny

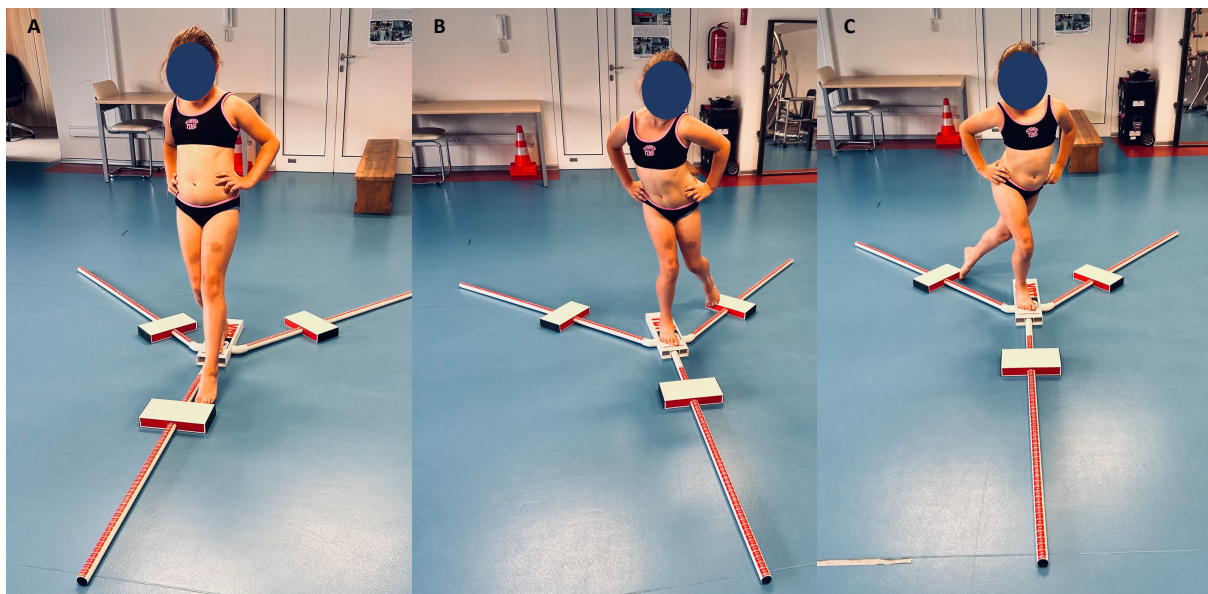
6. 2. 6. Y-Balance Test

Y-Balance Test opisywany jest jako test funkcjonalny, odnoszący się do dynamicznej kontroli postawy, jako stopnia, w którym dana osoba może sięgać, lub pochylać się bez oderwania stopy od podłoża, nie tracąc stabilności postawy. Test ten wymaga kombinacji ruchów stopy, stawu skokowego, kolana i biodra, nakłada duże wymagania na siłę i zakres ruchu w stawach oraz propriocepcję i kontrolę nerwowo-mięśniową w kończynie dolnej podporowej w celu utrzymania równowagi podczas sięgania przeciwną kończyną dolną (Plisky i wsp., 2009).

Dzieci zostały zapoznane z metodologią badania i procedurami testowymi. Przed formalnym testem dzieci przećwiczyły 6 prób na każdej nodze w 3 kierunkach zasięgu. Dzieci miały za zadanie stanąć stopą na środku podestu, z najbardziej dystalną częścią dużego palca na linii startu. Utrzymując pozycję stania na jednej nodze, dzieci poproszono o sięgnięcie uniesioną kończyną w kierunku przednim, tylnoprzyśrodkowym i tylnobocznym. Następnie cały proces był powtarzany stojąc na drugiej nodze. Punkty maksymalnego zasięgu zostały uwzględnione w analizie (Ryc. 18).

Próba została przerwana i powtórzona, jeśli dziecko po pierwsze - nie utrzymywało postawy na jednej nodze, drugie - podniosło lub przesunęło stopę na podeście, trzecie - dotknęło stopą sięgającą podłoża lub czwarte - nie wróciło stopą do pozycji wyjściowej. Do analizy zostały użyte trzy prawidłowo wykonane próby w każdym kierunku zasięgu.

Aby znormalizować wyniki, długość prawej i lewej kończyny dziecka została zmierzona taśmą mierniczą od kolca biodrowego przedniego górnego do najbardziej dystalnej części kostki przyśrodkowej (Gribble i Hertel, 2009).



Ryc. 18. Y-Balance test. sięganie kończyną w kierunku A – przednim, B – tylnoprzyśrodkowym oraz C – tylnobocznym – materiał własny

6. 2. 7. Program ćwiczeń

Każdy uczestnik z grupy badanej miał zademonstrowaną odpowiednią technikę ćwiczeń krótkiej stopy bez kompensacyjnego zaangażowania mięśni zewnętrznych (Newsham i Saint, 2010) (Ryc. 19). Każde dziecko miało przeprowadzoną nadzorowaną sesję treningu krótkiej stopy raz w tygodniu oraz trening krótkiej stopy bez nadzoru w obecności przeszkolonych rodziców (opiekunów) każdego dnia przez sześć tygodni. Szczegóły protokołu rehabilitacji przedstawiono w Tabeli 1.



Ryc. 19. Technika ćwiczeń krótkiej stopy – materiał własny

Tab. 1. Szczegóły protokołu rehabilitacji

TYDZIEŃ	INTERWENCJA
I	Instruktaż prawidłowej techniki wykonania „skrócenia stopy” i uniesienia MLA poprzez przyciągnięcie głowy I kości śródstopia w stronę kości piętowej, bez zginania (podwijania) palców. Pozycja siedząca. Pacjent może podnieść palce z podłogi, pozostawiając głowy pierwszej i piątej kości śródstopia w kontakcie z podłogą, a następnie powoli opuścić palce do podłogi, utrzymując wysokość łuku podłużnego przyśrodkowego.
II	Do ćwiczenia z pierwszego tygodnia dodana została stabilizacja zwrotna. Opór przyłożony został w okolicy stawów kolanowych, podczas gdy pacjent znajdował się w pozycji siedzącej.
III	W ramach progresji ćwiczenia z pierwszego tygodnia, nastąpiła zmiana pozycji wyjściowej na pozycję stojącą. Dalej pacjent ćwiczył tak jak w pierwszym tygodniu.
IV	Zastosowanie ćwiczeń z pierwszych trzech tygodni rehabilitacji, przy czym pacjent nie mógł już wspomagać aktywacji MLA przez uniesienie palców z podłogi.
V	Wykonanie „skrócenia stopy” i uniesienia MLA poprzez przyciągnięcie pierwszej głowy kości śródstopia w kierunku kości piętowej, bez zginania i unoszenia palców. Pozycja wykroku. Ćwiczą obie stopy jednocześnie, po 20 powtórzeniach następuje zmiana kończyny wykroczonej.
VI	Instrukcja i objaśnienie stosowania „skrócenia stopy” i unoszenia MLA podczas chodu w odpowiednich podfazach fazy podporu.

MLA – łuk podłużny przyśrodkowy stopy

Program rehabilitacji był zawsze nadzorowany przez tego samego, wykwalifikowanego i niezależnego fizjoterapeutę. W trakcie nadzorowanej rehabilitacji uczestnicy poznali techniki treningu mięśni wewnętrznych stopy oraz kolejne etapy ćwiczeń. Progresja ćwiczeń obejmowała między innymi zmiany pozycji wyjściowych. Każde ćwiczenie składało się z

dwudziestu powtórzeń. Każde powtórzenie odbywało się przez dwadzieścia sekund, a między powtórzeniami była również dwudziestosekundowa przerwa. Rehabilitację nadzorowaną prowadzono z udziałem rodziców, którzy poznawali poprawną metodologię każdego ćwiczenia, liczbę powtórzeń, serii, czas napięcia i przerwy między ćwiczeniami. Rodziców poproszono również o zwracanie uwagi na wszelkie ruchy kompensacyjne lub nieprawidłowości podczas każdego zadania i zachęcanie dzieci do ćwiczeń. Dzięki temu mogli nadzorować ćwiczenia dzieci w domu. Sesję prowadzono tak długo, aż każdy uczestnik był w stanie poprawnie wykonać każde ćwiczenie. Kiedy zauważono, że ćwiczenie nie przebiega prawidłowo (zmęczenie) stosowano przerwę, a następnie powtarzano naukę. Długość spotkania została dostosowana do indywidualnych potrzeb każdego dziecka.

Badanych poproszono o utrzymanie regularnego poziomu aktywności i niewprowadzanie żadnych nowych procedur treningowych podczas trwania eksperymentu. W okresie objętym badaniem żadne z dzieci nie uczęszczało na dodatkowe zajęcia sportowe ani dodatkową rehabilitację. Nie było też dzieci ze szkół sportowych ani dzieci uczęszczających na zajęcia sportowe częściej niż raz w tygodniu.

6. 2. 8. Analiza statystyczna

Analizę statystyczną przeprowadzono przy użyciu pakietu oprogramowania Statistica 13.3. Liczebność grupy badanej została wstępnie ustalona za pomocą obliczenia mocy w programie G*power wersja 3.1. Wszystkie wartości wyrażono jako średnią $\pm$ odchylenie standardowe. Do oceny jednorodności dyspersji w stosunku do rozkładu normalnego zastosowano test Shapiro–Wilka. W przypadku wyników o rozkładzie normalnym przeprowadzono analizę wariancji ANOVA dla powtarzanych pomiarów, test post-hoc Tukeya dla różnych n. W przypadku gdy rozkład danych empirycznych nie był zgodny z rozkładem normalnym zastosowano test ANOVA Friedmana i odpowiedni test post-hoc. Dodatkowo zależności między zmiennymi oceniano za pomocą współczynnika korelacji Spearmana. Poziom istotności przyjęto na poziomie $p < 0,05$.

7. WYNIKI

Wstępną analizę wyników przeprowadzono na mniejszej populacji i opublikowano w formie preliminary study. Wyniki dotyczyły piętnastoosobowych grup badanych na Platformie Balansowej Biodex i ocenianych według skali Foot Posture Index zostały opublikowane w Journal of Clinical Medicine 09.05.2023 (Markowicz i wsp., 2023).

7. 1. Dane demograficzne

Pod względem wieku i płci nie było statystycznie istotnych różnic między grupami: nadmierna masa ciała (EBW), prawidłowa masa ciała (NBW) i grupa kontrolna (CG). Wskaźnik Masy Ciała (BMI) nie różnił się istotnie statystycznie między grupą kontrolną a grupą NBW, natomiast BMI w grupie z nadmierną masą ciała różniło się istotnie statystycznie od pozostałych grup (Tab. 2). Ponadto, po 6-cio tygodniowej rehabilitacji nie zaobserwowano istotnych statystycznie zmian w BMI w poszczególnych grupach.

Tab. 2. Charakterystyka grup

	<i>EBW</i> <i>n=20</i>	<i>NBW</i> <i>n=30</i>	<i>CG</i> <i>n=20</i>
BMI	24,46 ± 3,95*	16,93 ± 1,63	18,11 ± 2,37
WIEK	9,95 ± 1,67	9,20 ± 2,01	9,35 ± 1,98
PŁEĆ	8DZ 12CH	11DZ 19CH	9DZ 11CH

BMI – Wskaźnik Masy Ciała, EBW – grupa z nadmierną masą ciała, NBW – grupa z prawidłową masą ciała, CG – grupa kontrolna, DZ – dziewczynki, CH – chłopcy. *EBW/NBW/CG $p < 0,05$

7. 2. Skala Foot Posture Index

W grupie EBW po interwencji zaobserwowano istotną statystycznie poprawę ($p < 0,05$) w trzech wskaźnikach skali FPI-6: I. badanie palpacyjne głowy kości skokowej, III. ustawienie kości piętowej w płaszczyźnie czołowej, V. ocena łuku podłużnego przyśrodkowego stopy. Istotnie statystycznie poprawiła się również suma sześciu wskaźników skali FPI-6. Przed i po rehabilitacji dzieci z grupy EBW różniły się istotnie statystycznie od badanych z CG w sześciu wskaźnikach FPI-6, po rehabilitacji EBW zbliżyła się do wyników osiąganych przez dzieci z grupy kontrolnej.

Dzieci z grupy EBW nie różniły się istotnie statystycznie od badanych z NBW w sześciu wskaźnikach FPI-6 (Tab. 3).

W grupie NBW po interwencji zaobserwowano istotną statystycznie poprawę ($p<0,05$) w dwóch wskaźnikach skali FPI-6: III. ustawienie kości piętowej, V. ocena łuku przyśrodkowego stopy. Istotnie statystycznie poprawiła się również u badanych w tej grupie suma wskaźników FPI-6.

Przed rehabilitacją dzieci z grupy NBW różniły się istotnie statystycznie od badanych z CG w sześciu wskaźnikach FPI-6, po rehabilitacji NBW zbliżyła się do wyników osiąganych przez dzieci z grupy kontrolnej, różnice istotne statystycznie przestały być obserwowane w szóstym wskaźniku skali FPI-6 (Tab. 3).

Tab. 3. Skala Foot Posture Index

	<i>EBW1</i> <i>n=20</i>	<i>EBW2</i> <i>n=20</i>	<i>NBW1</i> <i>n=30</i>	<i>NBW2</i> <i>n=30</i>	<i>CG</i> <i>n=20</i>
I	1,68 ± 0,47 ^{ac}	0,98 ± 0,53 ^c	1,50 ± 0,50 ^c	0,97 ± 0,49 ^c	0,35 ± 0,48
II	1,28 ± 0,45 ^c	0,95 ± 0,39 ^c	1,33 ± 0,48 ^c	0,80 ± 0,58 ^c	0,28 ± 0,45
III	1,80 ± 0,41 ^{ac}	0,98 ± 0,36 ^c	1,87 ± 0,34 ^{bc}	0,80 ± 0,66 ^c	0,15 ± 0,36
IV	1,38 ± 0,49 ^c	1,08 ± 0,53 ^c	1,12 ± 0,32 ^c	0,92 ± 0,53 ^c	0,28 ± 0,45
V	1,40 ± 0,50 ^{ac}	0,70 ± 0,46 ^c	1,42 ± 0,56 ^{bc}	0,70 ± 0,50 ^c	0,08 ± 0,27
VI	1,25 ± 0,44 ^c	1,05 ± 0,39 ^c	1,20 ± 0,61 ^c	0,90 ± 0,57	0,55 ± 0,50
SUMA	8,78 ± 1,27 ^{ac}	5,73 ± 1,87 ^c	8,43 ± 1,73 ^{bc}	5,08 ± 2,35 ^c	1,68 ± 1,69

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. I – Badanie palpacyjne głowy kości skokowej, II – Krzywe poniżej i powyżej kostki bocznej, III – Ustawienie kości piętowej w płaszczyźnie czołowej, IV – Wzniesienie w regionie stawu skokowo-łódkowego, V – Ocena łuku podłużnego przyśrodkowy stopy, VI – Ustawienie przodostopia względem tyłostopia. a EBW1/EBW2 $p<0,05$ b NBW1/NBW2 $p<0,05$ c EBW1/CG, EBW2/CG, NBW1/CG, NBW2/CG $p<0,05$

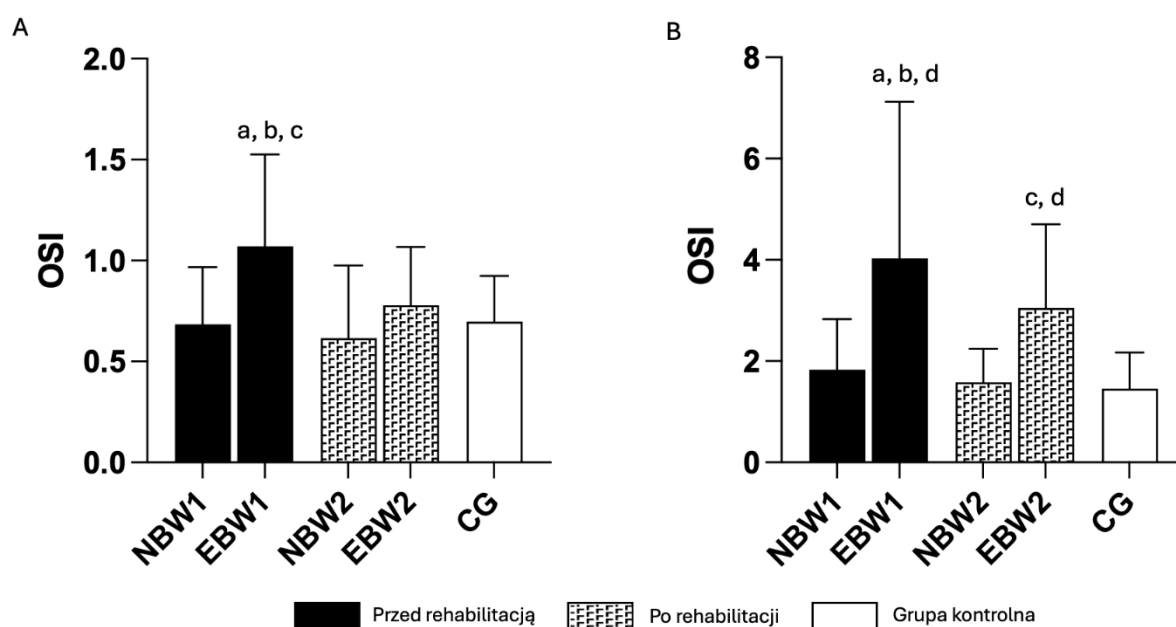
7. 3. Testy równowagi

7. 3. 1. Testowanie na poziomie 5

Ze względu na to, że dzieci z grupy NBW od początku wykazywały zbliżone wartości Wskaźnika Stabilności do badanych z grupy CG, różnice po rehabilitacji w tej grupie nie były istotne statystycznie, ale w większości parametrów wykazywała ona tendencję do poprawy.

7. 3. 1. 1. Ogólny Wskaźnik Stabilności

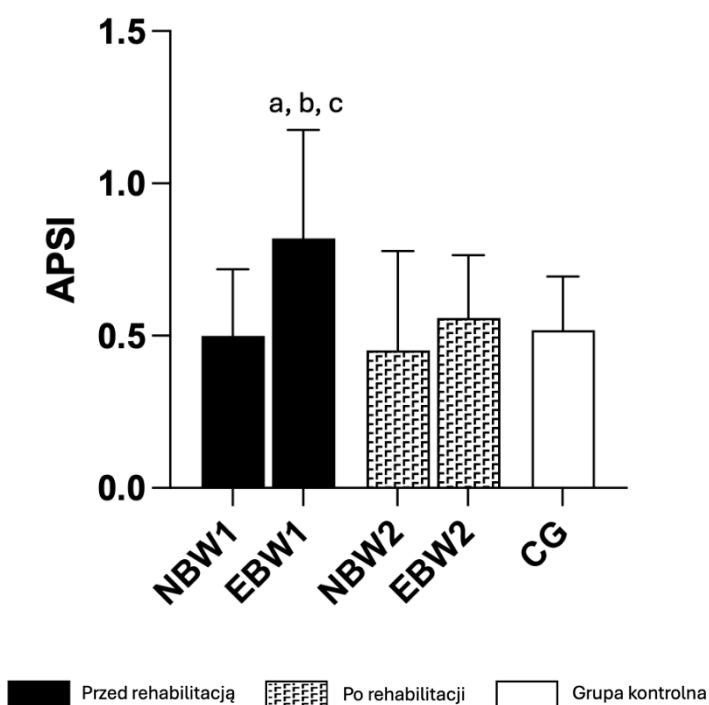
W grupie EBW po treningu mięśni wewnętrznych stopy zarówno przy oczach otwartych ($p=0,001$) (Ryc. 20A), jak i zamkniętych ($p=0,033$) (Ryc. 20B) osiągnięto istotnie statystycznie niższe wartości OSI, co wskazuje na poprawę równowagi po zastosowaniu 6-cio tygodniowej rehabilitacji. Dodatkowo w badaniu przy oczach otwartych w EBW po interwencji nie zaobserwowano istotnych różnic w porównaniu do NBW i CG.



Ryc. 20. Ogólny Wskaźnik Stabilności (OSI) w teście 5, A – oczy otwarte. a EBW1/EBW2 $p<0,05$ b EBW1/NBW1 $p<0,05$ c EBW1/CG $p<0,05$, B – oczy zamknięte. a EBW1/EBW2 $p<0,05$ b EBW1/NBW1 $p<0,05$ c EBW2/NBW2 $p<0,05$ d EBW1/CG, EBW2/CG $p<0,05$

7. 3. 1. 2. Przednio-Tylny Wskaźnik Stabilności

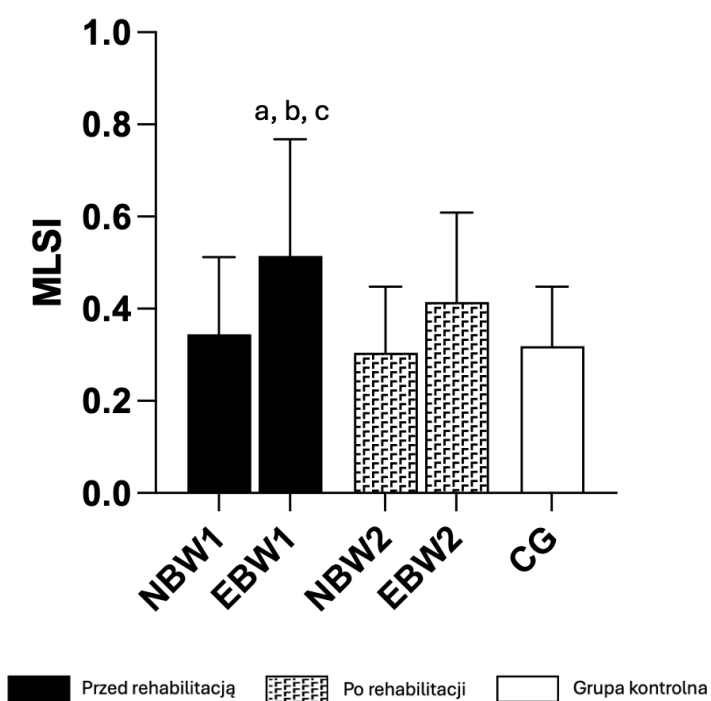
Po rehabilitacji EBW przy oczach otwartych osiągnęła niższe wartości APSI ($p=0,001$). Dodatkowo przy oczach otwartych EBW przed rehabilitacją różniła się istotnie statystycznie od NBW i CG, po interwencji, nie wykazano istotności statystycznej między grupami (przed rehabilitacją EBW/NBW $p=0,002$, EBW/CG $p=0,004$; po rehabilitacji EBW/NBW $p=0,779$, EBW/CG $p=0,996$) (Ryc. 21).



Ryc. 21. Przednio-Tylny Wskaźnik Stabilności (APSI) w teście 5 przy oczach otwartych. a EBW1/EBW2 $p<0,05$
b EBW1/NBW1 $p<0,05$ c EBW1/CG $p<0,05$

7. 3. 1. 3. Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności

Po 6-cio tygodniowym programie rehabilitacji u dzieci z grupy EBW zmniejszyła się istotnie statystycznie również wartości MLSI ($p=0,033$) przy oczach otwartych i zbliżyli się oni tym samym do wyników osiąganych przez badanych z CG i NBW (Ryc. 22).



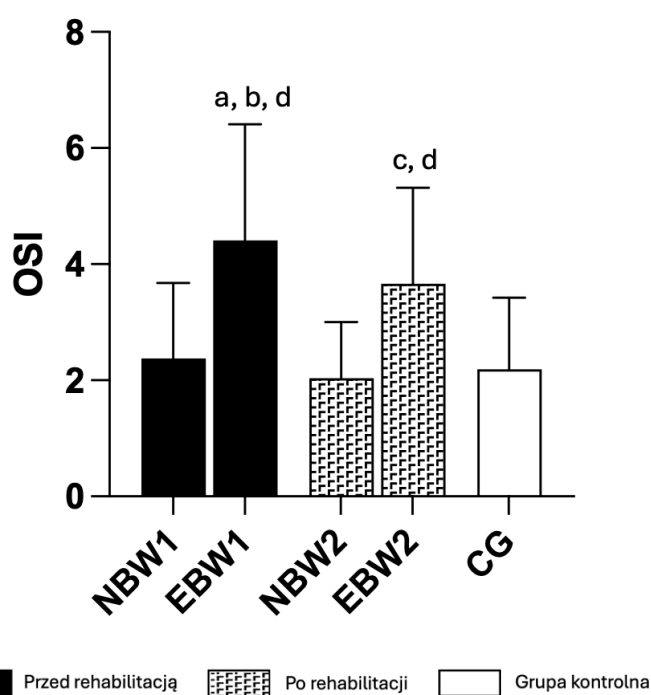
Ryc. 22. Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności (MLSI) w teście 5 przy oczach otwartych. a EBW1/EBW2 $p<0,05$ b EBW1/NBW1 $p<0,05$ c EBW1/CG $p<0,05$

7. 3. 2. Testowanie na poziomie 8-12

W teście tym istotności statystyczne zostały odnotowane głównie przy oczach zamkniętych.

7. 3. 2. 1. Ogólny Wskaźnik Stabilności

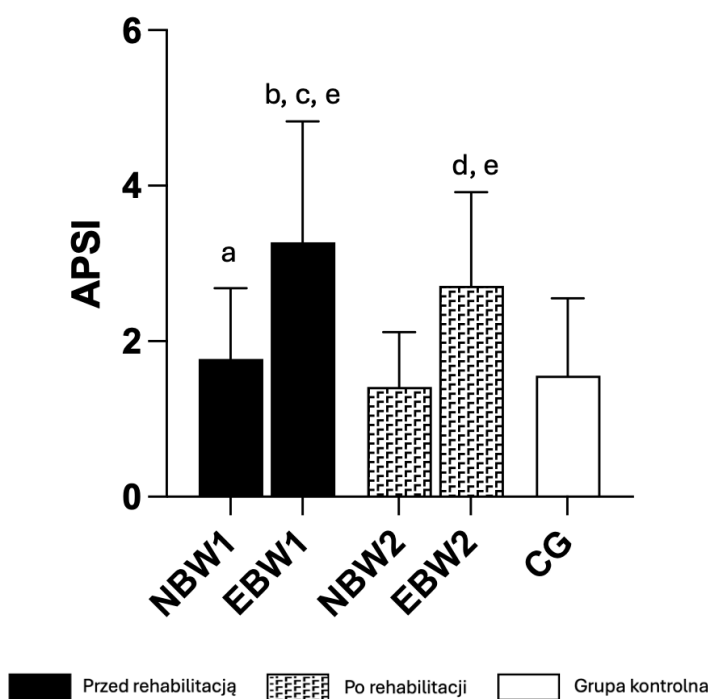
W grupie EBW po 6-cio tygodniowym treningu mięśni wewnętrznych stopy osiągnęła istotnie statystycznie niższe wartości OSI przy oczach zamkniętych (EBW $p=0,002$) (Ryc. 23).



Ryc. 23. Ogólny Wskaźnik Stabilności (OSI) w teście 8-12 przy oczach zamkniętych. a EBW1/EBW2 $p<0,05$ b EBW1/NBW1 $p<0,05$ c EBW2/NBW2 $p<0,05$ d EBW1/CG, EBW2/CG $p<0,05$

7. 3. 2. 2. Przednio-Tylly Wskaźnik Stabilności

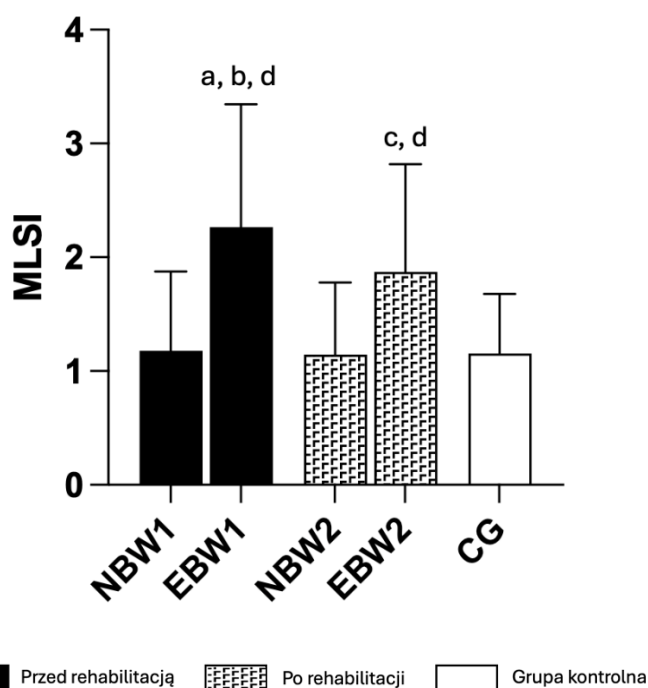
Przy oczach zamkniętych zarówno dzieci z grupy NBW, jak EBW po rehabilitacji osiągnęły istotne statystycznie zmniejszenie wartości APSI (NBW $p=0,031$, EBW $p=0,002$) (Ryc. 24).



Ryc. 24. Przednio-Tylly Wskaźnik Stabilności (APSI) w teście 8-12 przy oczach zamkniętych. a NBW1/NBW2 $p<0,05$ b EBW1/EBW2 $p<0,05$ c EBW1/NBW1 $p<0,05$ d EBW2/NBW2 $p<0,05$ e EBW1/CG, EBW2/CG $p<0,05$

7. 3. 2. 3. Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności

W analizie MLSI po rehabilitacji zauważono istotne statystycznie zmniejszenie wartości w grupie EBW przy oczach zamkniętych ($p=0,015$) (Ryc. 25).



Ryc. 25. Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności (MLSI) w teście 8-12 przy oczach zamkniętych. a EBW1/EBW2 $p<0,05$ b EBW1/NBW1 $p<0,05$ c EBW2/NBW2 $p<0,05$ d EBW1/CG, EBW2/CG $p<0,05$

7. 4. Analiza chodu

Ze względów technicznych, ograniczonego dostępu do sprzętu, głównie z powodu licznych awarii, m. in. wymiany twardego dysku do badania na systemie do trójwymiarowej analizy ruchu przystąpiło 17 pacjentów z grupy NBW, 15 pacjentów z grupy EBW i 15 z CG.

7. 4. 1. Parametry czasowo-przestrzenne

W grupie EBW zauważono tendencję do zwiększania długość kroku oraz prędkości chodu po treningu mięśni wewnętrznych stopy.

U dzieci z grupy NBW po 6-cio tygodniowym programie rehabilitacji istotnie statystycznie zwiększyła długość oraz zmniejszyła szerokość kroku. Po interwencji w tej grupie wykazano istotnie zwiększoną długość cyklu oraz prędkości chodu (Tab. 4).

Tab. 4. Parametry czasowo-przestrzenne

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
KADENCJA	124,63 ± 9,85	124,92 ± 10,75	122,99 ± 15,85	125,03 ± 13,54	123,27 ± 14,70
DŁUGOŚĆ KROKU	0,62 ± 0,07 ^c	0,66 ± 0,16 ^c	0,59 ± 0,07 ^b	0,66 ± 0,16 ^c	0,57 ± 0,06
SZEROKOŚĆ KROKU	0,14 ± 0,04	0,14 ± 0,04	0,14 ± 0,04 ^b	0,13 ± 0,03	0,14 ± 0,04
DŁUGOŚĆ CYKLU	1,23 ± 0,15 ^c	1,25 ± 0,12 ^c	1,18 ± 0,13 ^b	1,24 ± 0,17 ^c	1,14 ± 0,10
CZAS CYKLU	0,97 ± 0,08	0,96 ± 0,08	0,99 ± 0,12	0,96 ± 0,11	0,99 ± 0,12
PRĘDKOŚĆ CHODU	1,28 ± 0,20 ^{ac}	1,30 ± 0,16 ^c	1,22 ± 0,17 ^b	1,28 ± 0,18 ^c	1,17 ± 0,15

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. a EBW1/NBW1 $p < 0,05$ b NBW1/NBW2 $p < 0,05$ c EBW1/CG, EBW2/CG, NBW2/CG $p < 0,05$

7. 4. 2. Kinematyka

Grupa z nadmierną masą ciała:

Przed interwencją dzieci z grupy EBW różniły się istotnie statystycznie od badanych z CG, miały większą rotację zewnętrzną miednicy, po interwencji zbliżyła się do wyników osiągniętych przez CG i różnice przestały być istotne statystycznie. Dodatkowo przed interwencją dzieci z tej grupy różniły się istotnie od CG w zakresie czasu osiągnięcia maksymalnego obniżenia miednicy w płaszczyźnie czołowej. Po rehabilitacji zaobserwowano brak różnic między grupami dzięki uzyskiwaniu maksymalnych wartości obniżenia miednicy w późniejszym okresie fazy stancy przez badanych z grupy z nadmierną masą ciała (Tab. 5-6).

Tab. 5. Kinematyka miednicy podczas fazy stance – płaszczyzna czołowa

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
OBNÍŻANIE	-5,02 ± 2,67	-4,54 ± 2,19 ^b	-4,84 ± 2,16	-5,08 ± 2,03	-4,69 ± 1,98
UNOSZENIE	5,43 ± 2,74	5,02 ± 2,21 ^b	5,29 ± 2,39	5,92 ± 2,33	5,32 ± 2,28
% OBNÍŻENIA	94,67 ± 11,17 ^{ac}	98,56 ± 3,43	98,73 ± 4,77	99,03 ± 2,96	98,41 ± 6,22
% UNIESIENIA	19,70 ± 5,09 ^c	20,76 ± 4,86 ^c	20,94 ± 3,09 ^c	21,03 ± 2,63	21,99 ± 3,50

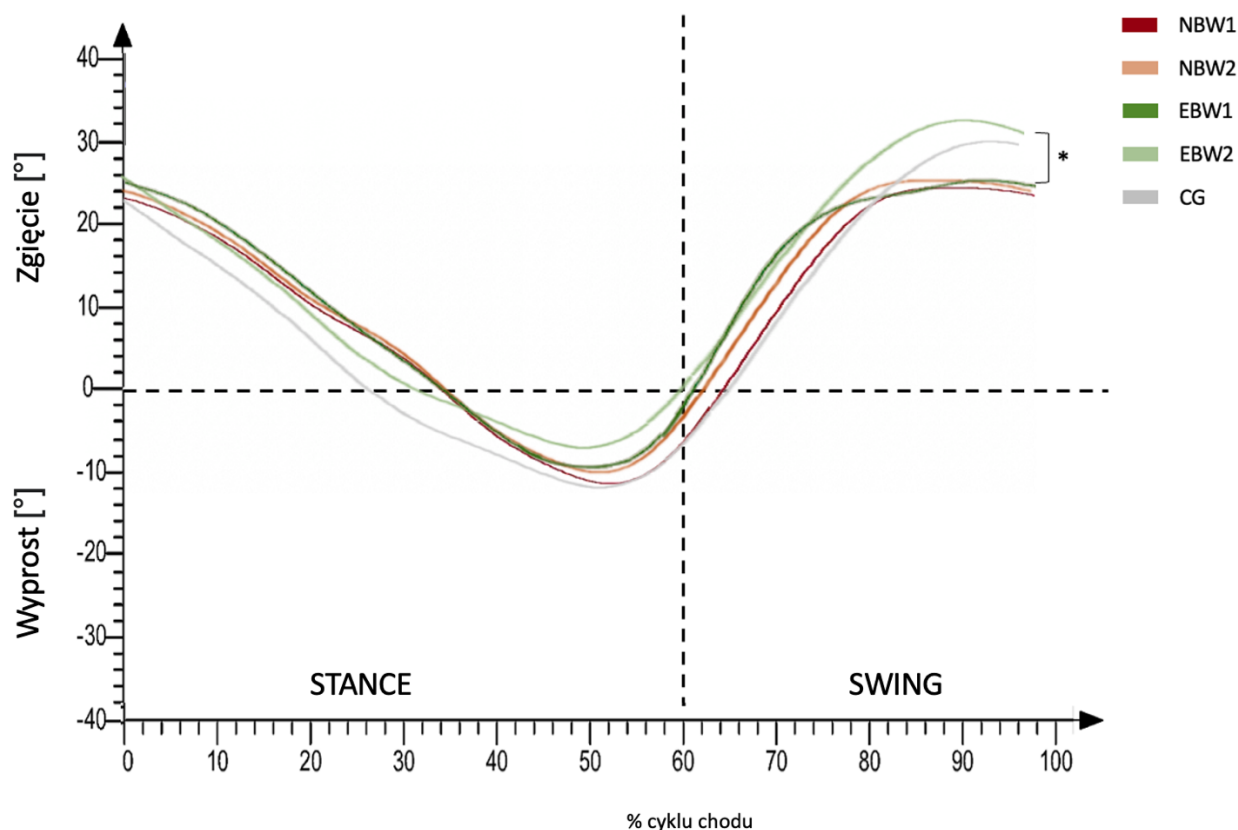
EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a EBW1/NBW1 $p < 0,05$ b EBW2/NBW2 $p < 0,05$ c EBW1/CG, EBW2/CG, NBW1/CG $p < 0,05$

Tab. 6. Kinematyka miednicy podczas fazy stance – płaszczyzna poprzeczna

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
ROTACJA ZEWNĘTRZNA	-8,68 ± 5,10 ^a	-7,85 ± 4,40	-7,92 ± 4,47	-8,58 ± 4,09 ^a	-7,14 ± 5,22
ROTACJA WEWNĘTRZNA	8,00 ± 4,54	7,55 ± 4,28	7,85 ± 4,84	8,17 ± 4,10	7,46 ± 4,57
% ROTACJI ZEWNĘTRZNEJ	82,16 ± 7,64	82,83 ± 8,13	81,04 ± 9,98	81,12 ± 6,06	84,66 ± 8,28
% ROTACJI WEWNĘTRZNEJ	3,97 ± 8,71	5,36 ± 11,14	5,09 ± 11,18	3,85 ± 11,18 ^a	8,45 ± 12,74

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a EBW1/CG, NBW2/CG $p < 0,05$

W grupie EBW po rehabilitacji wykazano istotne statystycznie zmniejszenie wyprostu (Ryc. 26) i odwodzenie w stawie biodrowym. Dodatkowo po interwencji zaczęła na przestrzeni fazy stance w późniejszym okresie osiągać maksymalne wartości rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, tym samym zbliżyła się do wyników uzyskiwanych przez dzieci z CG i różnice przestały być istotne (Tab. 7-8).



Ryc. 26. Kinematyka stawu biodrowego – płaszczyzna strzałkowa

Tab. 7. Kinematyka stawu biodrowego podczas fazy stance – płaszczyzna czołowa

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
ODWODZENIE	-6,47 ± 4,52 ^a	-4,41 ± 3,52 ^{bc}	-6,42 ± 2,94	-6,35 ± 2,70	-6,52 ± 2,62
PRZYWODZENIE	7,50 ± 4,48 ^c	8,50 ± 3,03 ^c	6,66 ± 3,22	7,82 ± 3,07 ^c	6,24 ± 3,13
% ODWIEDZENIA	97,42 ± 12,88	95,85 ± 17,92	91,04 ± 27,02	97,21 ± 14,02	94,46 ± 21,04
% PRZYWIEDZENIA	26,37 ± 6,18	26,65 ± 6,48	26,10 ± 8,16	25,78 ± 4,29	28,27 ± 7,95

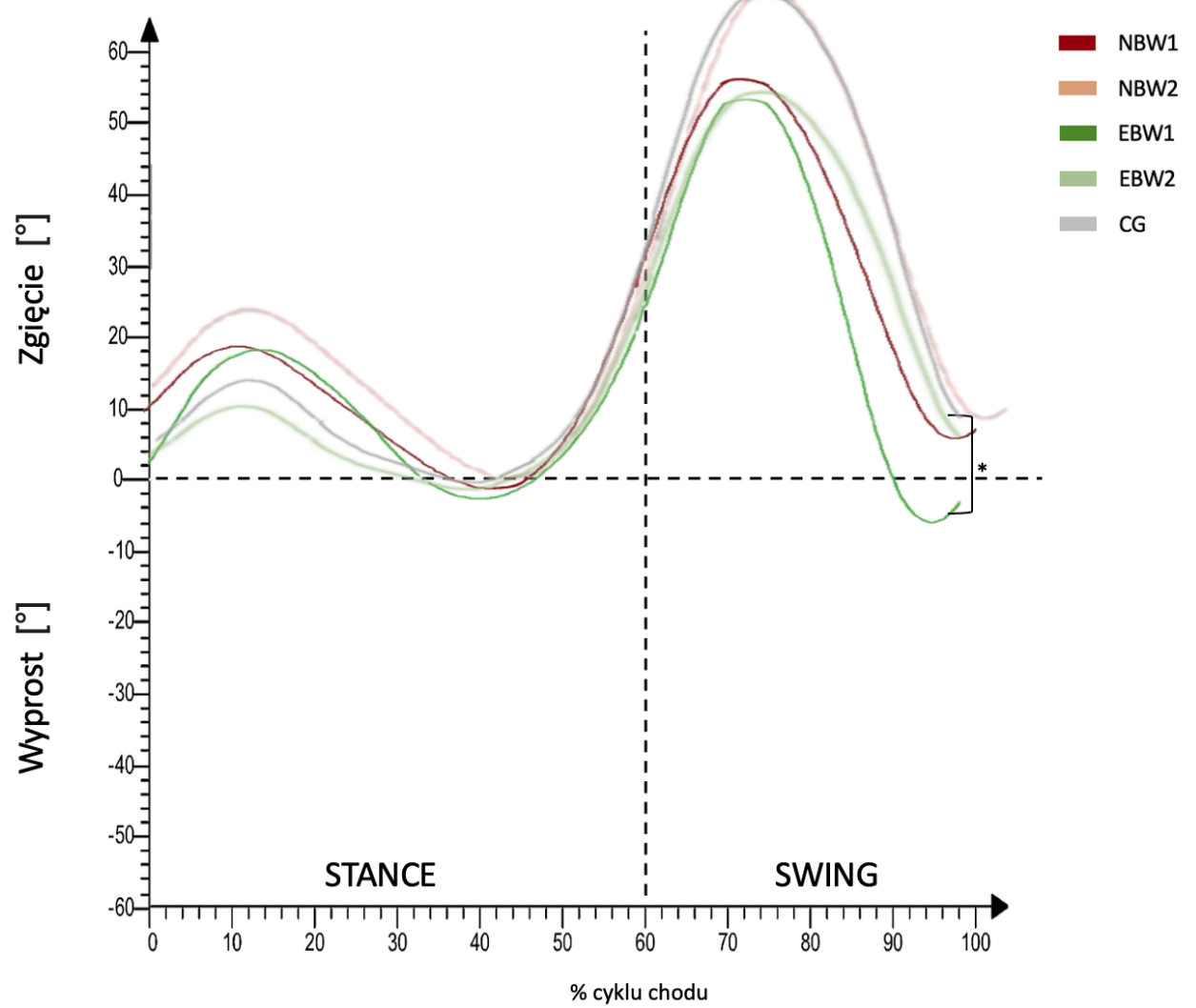
EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a EBW1/EBW2 $p < 0,05$ b EBW2/NBW2 $p < 0,05$ c EBW1/CG, EBW2/CG, NBW2/CG $p < 0,05$

Tab. 8. Kinematyka stawu biodrowego podczas fazy stance – płaszczyzna poprzeczna

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
ROTACJA ZEWNĘTRZNA	-6,46 ± 19,15 ^a	-9,98 ± 17,91 ^b	-12,16 ± 14,30 ^b	-12,48 ± 14,77 ^b	-2,31 ± 15,94
ROTACJA WEWNĘTRZNA	16,57 ± 19,98	13,93 ± 18,16 ^b	10,00 ± 16,64 ^b	11,57 ± 17,53 ^b	18,82 ± 17,57
% ROTACJI ZEWNĘTRZNEJ	26,21 ± 36,43	22,72 ± 33,45	20,96 ± 35,43	10,78 ± 25,84	14,71 ± 28,54
% ROTACJI WEWNĘTRZNEJ	55,97 ± 29,43 ^{ab}	60,45 ± 28,10	62,57 ± 28,81	64,93 ± 37,88	63,05 ± 36,78

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a EBW1/NBW1 $p < 0,05$ b EBW2/CG, NBW1/CG, NBW2/CG $p < 0,05$

Analiza ruchu stawu kolanowego wykazała, że u badanych z grupy EBW po rehabilitacji istotnie statystycznie zmniejszył się wyprost w stawie kolanowym, co spowodowało, że przestali się różnić istotnie statystycznie od dzieci z prawidłową masą ciała (Ryc. 27). Zauważono również, że u badanych z grupy z nadmierną masą ciała po ćwiczeniach istotnie zmniejszyła się rotacja zewnętrzna w stawie kolanowym, a maksimum rotacji wewnętrznej zaczęło osiągać wcześniej na przestrzenie fazy stance (Tab. 9-10).



Ryc. 27. Kinematyka stawu kolanowego – płaszczyzna strzałkowa

Tab. 9. Kinematyka stawu kolanowego podczas fazy stance – płaszczyzna czołowa

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
KOŚLAWIENIE	-4,34 ± 5,07	-5,65 ± 5,41 ^c	-4,50 ± 4,10	-4,53 ± 4,23	-4,09 ± 3,62
SZPOTAWIENIE	7,46 ± 7,04	5,80 ± 6,24 ^c	5,54 ± 5,94 ^c	5,34 ± 6,77 ^c	8,71 ± 7,63
% KOŚLAWIENIA	54,87 ± 37,09 ^a	53,07 ± 37,89 ^{bc}	64,19 ± 41,75	68,76 ± 37,66	62,78 ± 37,09
% SZPOTAWIENIA	74,01 ± 35,55	80,30 ± 29,62 ^b	68,80 ± 35,47	63,91 ± 37,30	73,12 ± 34,19

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a EBW1/NBW1 p<0,05 b EBW2/NBW2 p<0,05 c EBW2/CG, NBW1/CG, NBW2/CG p<0,05

Tab. 10. Kinematyka stawu kolanowego podczas fazy stance – płaszczyzna poprzeczna

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
ROTACJA ZEWNĘTRZNA	-8,09 ± 9,84 ^a	-3,61 ± 9,27	-6,08 ± 13,68 ^b	-10,24 ± 12,30	-5,96 ± 9,22
ROTACJA WEWNĘTRZNA	4,09 ± 9,69	7,71 ± 9,94	7,50 ± 13,08 ^b	2,06 ± 11,95 ^c	6,23 ± 8,24
% ROTACJI ZEWNĘTRZNEJ	23,08 ± 35,68	51,94 ± 37,30	20,01 ± 26,74	19,74 ± 28,34	33,55 ± 36,81
% ROTACJI WEWNĘTRZNEJ	51,94 ± 37,30 ^a	37,44 ± 34,91	51,82 ± 37,73	58,56 ± 36,89 ^c	38,20 ± 35,13

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a EBW1/EBW2 p<0,05 b NBW1/NBW2 p<0,05 c NBW2/CG p<0,05

W ruchu tyłostopia względem kości piszczelowej w grupie z nadmierną masą ciała po rehabilitacji osiągnięto znacząco później maksimum rotacji wewnętrznej na przestrzeni fazy stance, spowodowało to, że po interwencji EBW przestała się różnić istotnie statystycznie od CG (Tab. 11-12).

Tab. 11. Analiza zachowania tyłostopia względem kości piszczelowej podczas fazy stance – płaszczyzna czołowa

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
PRONACJA	-17,46 ± 23,56	-20,15 ± 22,54 ^a	-14,69 ± 17,69 ^b	-9,06 ± 21,75 ^b	-25,49 ± 20,40
SUPINACJA	9,71 ± 22,71	5,73 ± 22,20 ^a	11,16 ± 17,87 ^b	17,27 ± 21,99 ^b	0,09 ± 20,65
% PRONACJI	19,58 ± 9,88	18,75 ± 9,88	26,30 ± 25,44	30,81 ± 29,06	23,74 ± 21,10
% SUPINACJI	71,68 ± 25,79	58,89 ± 36,58	52,99 ± 27,74	55,46 ± 36,62	62,71 ± 34,29

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a EBW2/NBW2 $p < 0,05$ b NBW1/CG, NBW2/CG $p < 0,05$

Tab. 12. Analiza zachowania tyłostopia względem kości piszczelowej podczas fazy stance – płaszczyzna poprzeczna

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
ROTACJA ZEWNĘTRZNA	-3,45 ± 8,32 ^c	-3,60 ± 6,64 ^c	-6,13 ± 6,31 ^c	-5,62 ± 7,43 ^c	-0,44 ± 7,87
ROTACJA WEWNĘTRZNA	10,28 ± 11,85 ^c	10,06 ± 8,13 ^c	8,39 ± 7,05 ^c	6,98 ± 9,98 ^c	14,45 ± 9,38
% ROTACJA ZEWNĘTRZNA	40,21 ± 18,92 ^c	44,08 ± 19,62 ^{bc}	47,73 ± 25,12	48,09 ± 27,44 ^c	56,45 ± 16,23
% ROTACJA WEWNĘTRZNA	79,65 ± 33,37 ^{ac}	88,12 ± 27,20 ^b	90,87 ± 22,37	91,11 ± 22,97	83,60 ± 32,38

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna, % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a EBW1/EBW2 $p < 0,05$ b EBW1/NBW1 $p < 0,05$ c EBW1/CG, EBW2/CG, NBW1/CG, NBW2/CG $p < 0,05$

Grupa z prawidłową masą ciała:

Przed interwencją dzieci z grupy z prawidłową masą ciała różniły się istotnie od badanych z grupy kontrolnej w zakresie czasu osiągnięcia maksymalnych wartości unoszenia miednicy w fazie stance. Po rehabilitacji dzieci z tej grupy zaczęły później osiągać wartości maksymalne i przestały się różnić istotnie statystycznie od CG (Tab. 5-6).

Analiza ruchu stawu kolanowego wykazała, że w NBW po rehabilitacji znacząco zwiększyła się rotacja zewnętrzna i zmniejszyła rotacja wewnętrzna w stawie kolanowym (Tab. 9-10).

Unoszenie się łuku podłużnego przyśrodkowego stopy podczas fazy stance u badanych z grupy z prawidłową masą ciała uległo istotnemu zwiększeniu po rehabilitacji. Dodatkowo czas, w którym na przestrzeni fazy stance była osiągana maksymalna wartość uniesienia łuku, po interwencji zbliżył się istotnie statystycznie do czasu osiąganego przez dzieci z CG (Tab. 13).

Tab. 13. Analiza zachowania łuku podłużnego przyśrodkowego stopy podczas fazy stance – płaszczyzna strzałkowa

	<i>EBW1</i> <i>n=15</i>	<i>EBW2</i> <i>n=15</i>	<i>NBW1</i> <i>n=17</i>	<i>NBW2</i> <i>n=17</i>	<i>CG</i> <i>n=15</i>
OBNIŻANIE MLA	9,16 ± 3,15 ^d	8,38 ± 2,92 ^{cd}	8,72 ± 2,96 ^d	9,63 ± 4,70	10,47 ± 3,71
UNOSZENIE MLA	15,59 ± 3,05 ^{bd}	15,33 ± 3,05 ^d	15,28 ± 2,99 ^{ad}	15,37 ± 3,01 ^d	17,12 ± 3,10
% OBNIŻENIA MLA	46,55 ± 31,67	44,67 ± 28,37	47,85 ± 32,12	43,03 ± 31,53	40,38 ± 31,65
% UNIESIENIA MLA	85,93 ± 22,28	89,94 ± 15,94 ^c	83,28 ± 24,26 ^d	90,91 ± 3,85	91,70 ± 9,76

EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna, MLA – łuk podłużny przyśrodkowy stopy. % - procent fazy stance, w którym osiągnięto maksymalną wartość ruchu. a NBW1/NBW2 $p < 0,05$ b EBW1/NBW1 $p < 0,05$ c EBW2/NBW2 $p < 0,05$ d EBW1/CG, EBW2/CG, NBW1/CG, NBW2/CG $p < 0,05$

7. 5. Y-Balance Test

W grupie EBW po rehabilitacji zaobserwowano istotne statystycznie zwiększenie zakresu przesunięcia kończyny we wszystkich kierunkach ruchu: przednim, tylnoprzyśrodkowym i tylnobocznym. Przed interwencją badani z grupy EBW różnili się istotnie statystycznie od dzieci z CG po rehabilitacji grupy przestały się różnić (Tab. 14).

W grupie NBW po rehabilitacji zaobserwowano istotne statystycznie zwiększenie zakresu przesunięcia kończyny we wszystkich kierunkach. Ponadto, w kierunku przednim przed interwencją dzieci z NBW różniły się istotnie statystycznie od badanych z CG, po rehabilitacji nie wykazano różnic (Tab. 14).

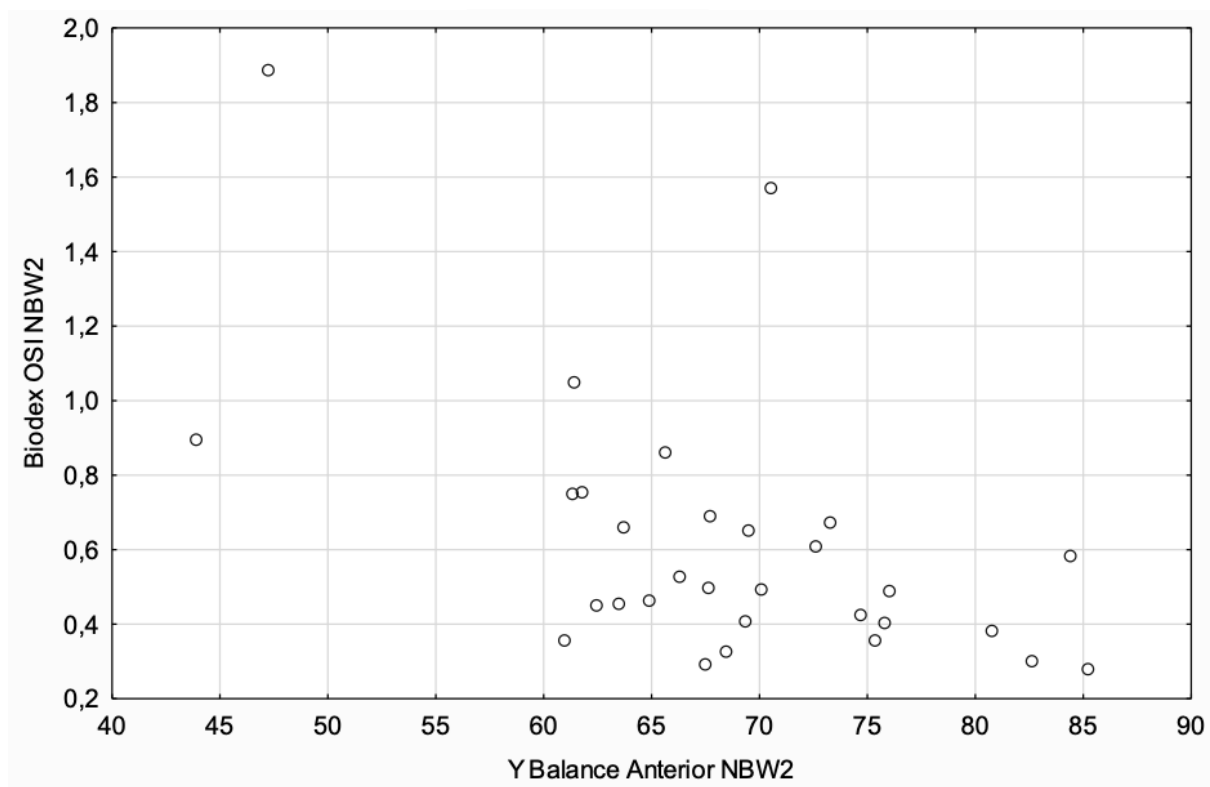
Tab. 14. Y-Balance Test

	<i>EBW1</i> <i>n=20</i>	<i>EBW2</i> <i>n=20</i>	<i>NBW1</i> <i>n=30</i>	<i>NBW2</i> <i>n=30</i>	<i>CG</i> <i>n=20</i>
KIERUNEK PRZEDNI	63,48 ± 9,56 ^a	66,49 ± 7,66	65,81 ± 10,84 ^{bc}	69,29 ± 10,11	70,83 ± 10,01
KIERUNEK TYLNO-PRZYŚRODKOWY	82,61 ± 17,78 ^a	89,19 ± 13,63	89,57 ± 14,89 ^b	96,08 ± 14,19	95,16 ± 14,52
KIERUNEK TYLNO-BOCZNY	84,73 ± 15,74 ^a	89,86 ± 13,01	88,88 ± 14,68 ^b	95,90 ± 14,87	93,25 ± 15,89

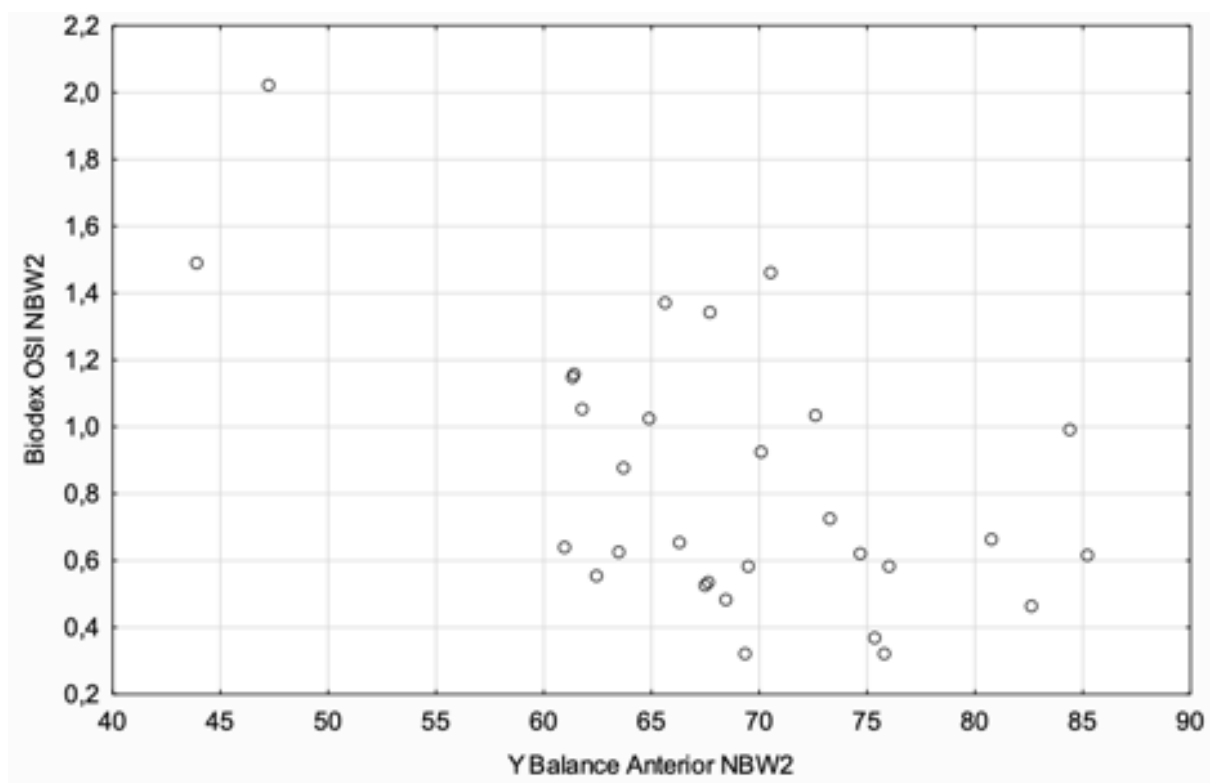
EBW1 – grupa z nadmierną masą ciała przed rehabilitacją, EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, NBW1 – grupa z prawidłową masą ciała przed rehabilitacją, NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, CG – grupa kontrolna. a EBW1/EBW2, EBW1/CG $p < 0,05$ b NBW1/NBW2 $p < 0,05$ c NBW1/CG $p < 0,05$

7. 6. Korelacja Spearmana dotycząca zależności między kontrolą postawy a wynikami osiągniętymi w teście Y-Balance

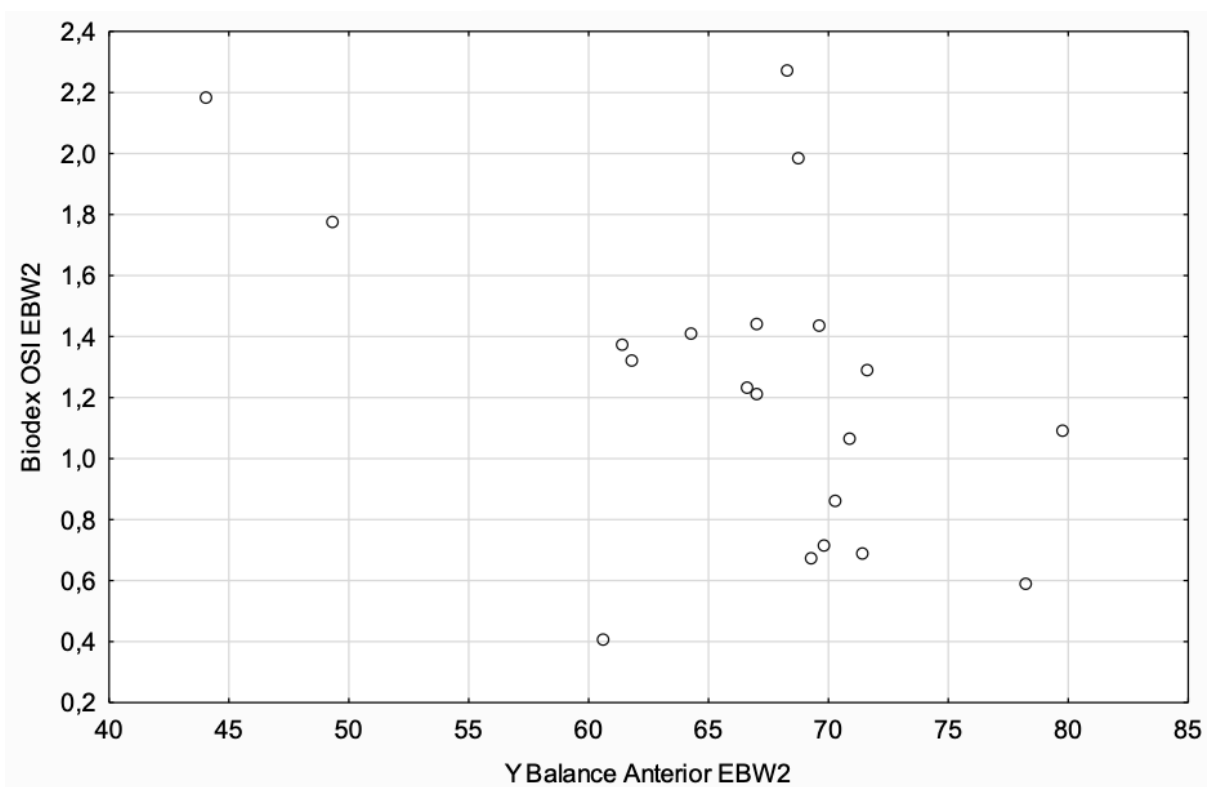
Korelacja między wynikami osiągniętymi w Y-Balance Test dla kierunku przedniego a wynikami z platformy Biodex dla Ogólnego Wskaźnika Stabilności przy oczach otwartych w teście 5 jest umiarkowana, ujemna oraz istotna statystycznie u dzieci z grupy NBW ($r = -0,469$, $p < 0,05$) (Ryc. 28). Podobnie korelacja między wynikami Y-Balance Test dla kierunku przedniego a wynikami z platformy Biodex OSI przy oczach otwartych w teście 8-12 jest umiarkowana, ujemna i istotna statystycznie u badanych w grupie NBW (NBW $r = -0,459$, $p < 0,05$) (Ryc. 29) oraz w grupie EBW (EBW $r = -0,454$, $p < 0,05$) (Ryc. 30). Korelacja dla kierunku tylnobocznego między wynikami osiągniętymi w teście Y-Balance a wynikami Ogólnego Wskaźnika Stabilności uzyskanego na platformie Biodex przy oczach otwartych w teście 8-12 jest niska, ujemna i istotna statystycznie dla dzieci z grupy NBW ($r = -0,386$, $p < 0,05$) (Ryc. 31).



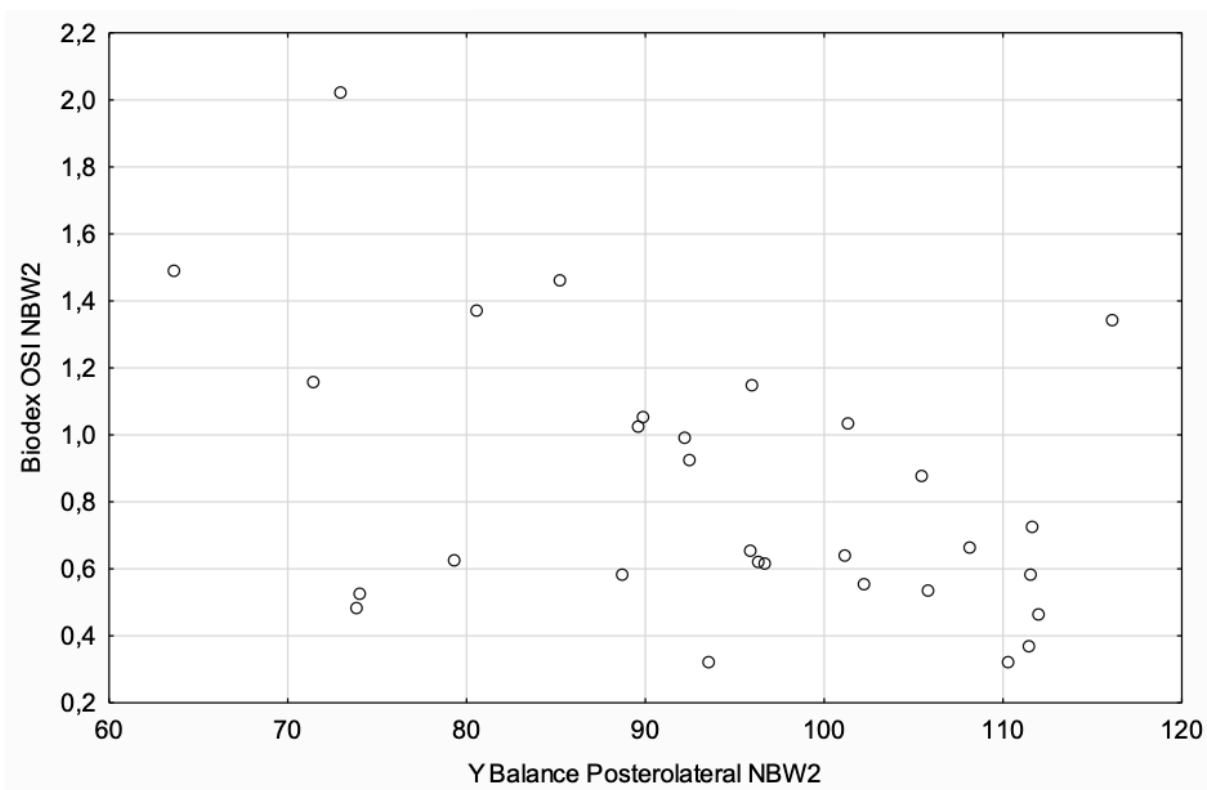
Ryc. 28. Korelacja Y Balance Anterior NBW2 do Biodex OSI NBW2 przy oczach otwartych w teście 5. NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, OSI – Ogólny Wskaźnik Stabilności



Ryc. 29. Korelacja Y Balance Anterior NBW2 do Biodex OSI NBW2 przy oczach otwartych w teście 8-12. NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, OSI – Ogólny Wskaźnik Stabilności



Ryc. 30. Korelacja Y Balance Anterior EBW2 do Biodex OSI EBW2 przy oczach otwartych w teście 8-12. EBW2 – grupa z nadmierną masą ciała po rehabilitacji, OSI – Ogólny Wskaźnik Stabilności



Ryc. 31. Korelacja Y Balance Posterolateral NBW2 do Biodex OSI NBW2 przy oczach otwartych w teście 8-12. NBW2 – grupa z prawidłową masą ciała po rehabilitacji, OSI – Ogólny Wskaźnik Stabilności

8. DYSKUSJA

Niniejsza praca odnosi się do powszechnie występującego problemu wśród dzieci, którym jest między innymi płaskostopie. Niewłaściwe wysklepienie łuków może wywoływać zmiany w obrębie stawu skokowego, a pronacyjne ustawienie stopy ma swoje konsekwencje w sąsiednich stawach kończyny dolnej oraz kręgosłupie, co w rezultacie przekłada się na zaburzenia kontroli postawy ciała, kinetykę i kinematykę chodu (Kothari i wsp., 2016; Żebrowska i Homoncik, 2016). Wywoływane dolegliwości bólowe w obrębie kończyn dolnych zwiększają podatność na urazy (Sadeghi-Demneh i wsp., 2015). Dodatkowo stopa, która jest najbardziej dystalnym segmentem łańcucha biokinematycznego kończyny dolnej, reprezentuje stosunkowo małą bazę podparcia podczas utrzymywania równowagi, co może być powodem, nawet przy bardzo niewielkich zmianach w tym segmencie, zakłóceń w funkcjonowaniu zintegrowanego systemu sensorycznego (Cote i wsp., 2005). Ponadto, zniesienie łuku podłużnego stopy i hipermobilne śródstopie może być wyzwaniem dla systemu nerwowo-mięśniowego w zakresie jej stabilizacji oraz utrzymania równowagi (Cote i wsp., 2005). Kiedy MLA obniża się lub jest całkowicie zniesiony zdolność absorpcji uderzeń zmniejsza się a kontrola postawy ciała jest zaburzona prowadząc do zmniejszenia stabilności podczas chodzenia (Mashhadi, 2017).

Dodatkowo podkreślić należy, że bardzo istotnym elementem wpływającym na pojawienie się zmian w rozwoju wysklepienia stopy jest szeroko występująca otyłość wśród dzieci (Sadeghi-Demneh i wsp., 2015). Nadmierna masa ciała prowadzi do większego obciążenia ogólnego, z nieproporcjonalnym oddziaływaniem na obszar śródstopia i łuk podłużny przyśrodkowy stopy, co nie jest kompensowane przez układ mięśniowo-szkieletowy i może prowadzić do dodatkowych ograniczeń biomechanicznych (Mueller i wsp., 2016). Evans i Karimi wykazali istnienie korelacji między kształtowaniem się łuku stopy a masą ciała (Evans i Karimi, 2015). Według Mickle i wsp. stopy płaskie otyłych dzieci mogą być wynikiem obniżenia MLA spowodowanego przeciążeniami, które są rezultatem nadwagi (Mickle i wsp., 2006). Kolejną konsekwencją nieprawidłowej masy ciała mogą być zaburzenia równowagi. Deforche i wsp. dowiedli, że chłopcy z nadwagą wykazują obniżone zdolności wykonywania zadań wymagających równowagi statycznej i dynamicznej (Deforche i wsp., 2009).

W związku z wyżej wymienionymi konsekwencjami zauważa się zaburzenia aktywności mięśni odpowiedzialnych za stabilizację łuków stopy (Jankowicz-Szymanska i wsp., 2017). Podobne obserwacje poczynili Sung i wsp. (Sung i wsp., 2017) oraz Murley z zespołem

(Murley i wsp., 2009) wykazując kompensacje nerwowo-mięśniowe związane z przeciążeniami MLA. Ruchomość i stabilność łuków stopy jest kontrolowana przez mięśnie wewnętrzne i zewnętrzne stopy, te pierwsze są jednak często pomijane w terapii. Możliwość izolowanego napięcia mięśni wewnętrznych dają „ćwiczenia krótkiej stopy”. Trening ten może poprawić funkcjonowanie bazy podparcia (McKeon i wsp., 2015). Efekty badania manewru skrócenia stopy na dzieciach wykazują, że jest to skuteczna metoda w zwiększaniu wysokości łuku (Mashhadi, 2017). Na podstawie metaanalizy przeprowadzonej przez Evans’a uważa się, że w przypadku leczenia płaskostopia korektywnego w odniesieniu do wieku dziecka powinno się zastosować leczenie zachowawcze m.in. z zastosowaniem ww. ćwiczeń (Evans, 2008).

Głównym celem moich badań było określenie oddziaływania ustawienia stopy na kontrolę postawy, zdolności utrzymania równowagi, co w dalszym rozumieniu przekłada się na ryzyko upadków oraz urazowość wśród dzieci. W pracy dowiedziono znaczenie zastosowania właściwie dobranego programu rehabilitacji na kształtowanie się MLA, co wpływa na zmniejszenie ryzyka wystąpienia objawów bólowych w życiu dorosłym. Aby spełnić kryteria oceny ustawienia stopy zastosowano skalę Foot Posture Index, która jest ważnym i wiarygodnym narzędziem używanym w populacji pediatrycznej (Banwell i wsp., 2018). Zastosowanie jej pozwala na wielosegmentową i wielopłaszczyznową diagnostykę w porównaniu z innymi klinicznymi pomiarami wysklepienia (Redmond i wsp., 2006).

W niniejszych badaniach 6-cio tygodniowy program rehabilitacji, oparty na aktywacji mięśni wewnętrznych stopy, wpłynął na poprawę jej ustawienia, co jest zgodne z moimi wstępnymi badaniami (Markowicz i wsp., 2023). W grupie z nadmierną masą ciała istotna statystycznie poprawa nastąpiła w odniesieniu do sumy wskaźników oraz jej poszczególnych składowych: I. badanie palpacyjne głowy kości skokowej, III. ustawienie kości piętowej w płaszczyźnie czołowej, V. ocena łuku podłużnego przyśrodkowego stopy. Przedstawione wyniki w tej pracy są zgodne z wynikami badań Park i wsp., w której ćwiczenia mięśni wewnętrznych stopy u osób otyłych wpłynęły pozytywnie na wysokość łuku (Park i wsp., 2021). Grupa z prawidłową masą ciała poprawiła się istotnie we wskaźnikach: III. ustawienie kości piętowej, V. ocena łuku przyśrodkowego stopy oraz w sumie wyników osiąganych w tej skali. We wskaźniku VI. ustawienie przodostopia względem tyłostopia, grupa ta po interwencji przestała się różnić istotnie od CG. Wyniki te są zgodne z tym co wykazali Okamura i wsp. gdzie 8-tygodniowy program rehabilitacji oparty na ćwiczeniach mięśni wewnętrznych stopy poprawił sumę skali FPI-6 oraz ustawienie kości piętowej w płaszczyźnie czołowej – jej inwersję/ewersję, w badaniach tych jednak populację stanowiły osoby dorosłe (Okamura i wsp., 2019). Podobnie jak u Unver i wsp. gdzie nastąpiła poprawa w ustawieniu pronacyjnym co jest wynikiem

odpowiednio zastosowanych ćwiczeń egzekwujących prawidłowe ustawienie stopy, a w konsekwencji całej kończyny dolnej (Unver i wsp., 2019). Wyróżniamy dwa podstawowe etapy uczenia motorycznego w rehabilitacji, pierwszy charakteryzuje się świadomą kontrolą, wymagającą korowej regulacji ruchu, ciągłego analizowania odbieranych informacji oraz dużej koncentracji i stałego zaangażowania świadomości. W miarę uczenia się pacjenta w obszarze podkorowym programowany jest nowy wzorzec skoordynowanych ruchów, który staje się bardziej automatyczny i wymaga mniejszego zaangażowania świadomości, dzięki czemu staje się znacznie szybszy. W tym momencie ważne stają się mechanizmy feedforward. Mechanizmy sprzężenia zwrotnego zachodzą nieświadomie i odgrywają ważną rolę w przygotowaniu ciała do ruchu poprzez napinanie mięśni stabilizujących przed rozpoczęciem ruchu. Janda uważał, że ten automatyczny poziom przetwarzania jest niezbędny do ochrony stawów w celu zapewnienia stabilności funkcjonalnej całego ciała (Page, 2006).

Konsekwencją poprawy wyników osiągniętych w skali FPI-6 jest uzyskanie lepszej kontroli postawy u dzieci, o czym świadczą rezultaty w testach na platformie Biodex. W teście na poziomie 5, gdzie platforma ma stały poziom niestabilności, grupa NBW od początku wykazywała zbliżone wartości Wskaźnika Stabilności do dzieci z CG, więc różnice w tej grupie nie były istotne statystycznie po rehabilitacji, ale większość parametrów wykazywała tendencję do poprawy. Potwierdzają to wcześniejsze doniesienia Mulligan i Cook, gdzie wzrost wysokości MLA wpływał na zwiększenie możliwości kontroli posturalnej (Mulligan i Cook, 2013).

Natomiast duże zmiany nastąpiły w grupie z nadmierną masą ciała, gdzie celowany program rehabilitacji znacząco oddziałuje w moich badaniach na kontrolę postawy, przy czym zaznaczyć trzeba, że dzieci te nie podlegały redukcji masy ciała podczas badań. W grupie EBW Ogólny Wskaźnik Stabilności po aktywacji mięśni wewnętrznych stopy wykazywał niższe wartości, co świadczy o lepszej równowadze. Zmiana ta była zaobserwowana zarówno przy oczach otwartych jak i zamkniętych. APSI i MLSI w tej grupie poprawiło się istotnie przy oczach otwartych. Dodatkowo w tych Wskaźnikach EBW po interwencji przestała się różnić od CG i NBW. Odmienne obserwacje poczynili Lynn i wsp. gdzie po treningu mięśni krótkich stopy nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic w odniesieniu do równowagi statycznej (Lynn i wsp., 2012). Uzyskane przeze mnie wyniki są w zgodności z wynikami badania Park i wsp. gdzie u osób otyłych wychylenia przednio-tylne oraz przyśrodkowo-boczne zmniejszyły się po ćwiczeniach mięśni wewnętrznych stopy (Park i wsp., 2021). Podkreśla to duże znaczenie mięśni krótkich stopy na układ somatosensoryczny, nawet bez redukcji masy ciała tych osób.

Test 8-12 polega na progresji niestabilności, przejściu od stabilnego do średnio niestabilnego ustawienia podstawy platformy, wymaga to koncentracji i większego zaangażowania składowych układu sensorycznego. W teście na poziomie stabilności 8-12 istotne różnice statystyczne zostały zaobserwowane w testowaniu przy oczach zamkniętych. Badanie z wykluczeniem informacji zwrotnej ze wzroku stwarza warunki do większego wykorzystania czucia proprioceptywnego. Istotna poprawa po rehabilitacji wystąpiła w OSI i MLSI dla grupy z nadmierną masą ciała oraz APSI dla obu grup eksperymentalnych.

Powyższe rezultaty wskazują na poprawę propriocepcji po zaproponowanych ćwiczeniach, zwłaszcza biorąc pod uwagę, że otyłość i nadwaga wpływają niekorzystnie na układ somatosensoryczny (Hue i wsp., 2007; Saleh i wsp., 2018). Wnioskować można, że poprzez ćwiczenia mięśni wewnętrznych stopy dochodziło do aktywacji wrzecion mięśniowych, co zmieniło informacje płynące do CUN. Właściwości aktywacji wrzecion mięśniowych zaopatrujących małe mięśnie ludzkiej stopy, podobnie jak w wewnętrznych mięśniach dłoni, w spoczynku są niskie (Knellwolf i wsp., 2019). Siła informacji zwrotnej zależy od ilości wyładowań, od zaangażowania wrzecion mięśniowych, im więcej jednostek jest pobudzanych tym większa reakcja na zmiany. Podczas stania obserwuje się wzrost tych wyładowań, a ich częstotliwość wyzwalania jest zmienna wraz ze zmianami środka nacisku podczas wychwiania postawy w pozycji stojącej. Co więcej, te zakończenia wrzeciona, które są mniej aktywne podczas pozycji stojącej, łatwo reagują na przejściowe zaburzenia pozycji ciała, prawdopodobnie przez związane z tym niewielkie zmiany długości mięśni (Knellwolf i wsp., 2019). Wzrost liczby aktywnych zakończeń wrzecion mięśniowych wraz ze wzrostem szybkości ich pobudzania stanowi ważne źródło sensorycznej informacji zwrotnej ze stopy. Wrzeciona mięśniowe w mięśniach wewnętrznych zapewniają proprioceptywne sprzężenie zwrotne, które może przyczynić się do kontroli stabilności postawy (Knellwolf i wsp., 2019). W badaniach Kim i Lee zastosowanie ćwiczeń mięśni wewnętrznych stopy również wpłynęło na poprawę równowagi w grupie z płaskostopem, dodatkowo kontrola ruchu stawu kolanowego po zastosowanej interwencji poprawiła się, badanie, jednakże było wykonywane na osobach dorosłych o prawidłowej masie ciała (Kim i Lee, 2020). Podobnie Moon i wsp. donoszą o lepszej równowadze po treningu aktywującym te same mięśnie (Moon i wsp., 2014). W niniejszych badaniach wykazują efekty tego rodzaju interwencji u dzieci z płaskostopem, a w szczególności u dzieci z nadmierną masą ciała. Istnieje niewiele źródeł donoszących o wpływie tego treningu na kontrolę postawy w przypadku osób otyłych, a zwłaszcza w tej grupie wiekowej. Powyższa analiza ma ścisły związek z metodologią stymulacji sensorycznej stworzonej przez Vladimira Janda i Marii Vavrova w oparciu o teorię Freemana. Pod wpływem

prac Freemana i współpracowników, zauważając znaczenie propriocepcji stopy, Janda skupił się na niej jako bazie podparcia, początku całego łańcucha biokinematycznego kończyny dolnej oraz podkreślił rolę receptorów przesyłających informacje aferentne o położeniu ciała w przestrzeni. Podkreślił znaczenie optymalnej pozycji stopy i stymulacji sensorycznej podeszwy stopy, aby zapewnić maksymalną informację aferentną podczas utrzymywania stabilności posturalnej. Zasugerował, że informacje sensoryczne docierające do CUN muszą być optymalne w trzech obszarach w ciele ze względu na występującą tam dużą liczbę proprioceptorów: w stopie, stawie krzyżowo-biodrowym oraz kręgosłupie szyjnym. Celem treningu sensomotorycznego jest zwiększenie udziału układu proprioceptywnego w celu stymulacji ścieżek podkorowych i ułatwienia automatycznych, skoordynowanych wzorców ruchu. Dlatego tak ważne jest zapewnienie prawidłowego ustawienia stawów w tych trzech kluczowych punktach podczas każdego ruchu, a pierwszym kluczowym punktem kontroli postawy jest stopa (Page, 2006).

Poprawa kontroli stabilności ujawniona w testach na platformie Biodex wpłynęła na wyniki kolejnego testu – Y-Balance, który jest uważany za miarę ryzyka upadków i urazów (Plisky i wsp., 2006). Dynamiczna kontrola postawy odzwierciedla poziom umiejętności utrzymania stabilności podczas aktywności. Może to obejmować takie zadania, jak skakanie lub próbę wykonania celowych ruchów segmentowych (sięgania) bez naruszania ustalonej bazy podparcia. Testy takie jak Y-Balance mogą zapewnić obiektywne mierniki różnicowania deficytów i poprawy dynamicznej kontroli postawy oraz mają potencjał, aby prognozować urazy kończyny dolnej (Gribble i wsp., 2012). W moich badaniach zarówno w grupie z nadmierną jak i prawidłową masą ciała po aktywacji mięśni wewnętrznych stopy nastąpiło istotne statystycznie zwiększenie zakresu przesunięcia kończyny we wszystkich kierunkach ruchu: przednim, tylnoprzyśrodkowym i tylnobocznym, przez co grupy zbliżyły się do wyników osiąganych przez CG. Uzyskane wyniki badań są zgodne z wynikami badania Mulligan i Cook, którzy poprawę zasięgu przesunięcia kończyny, a co za tym idzie równowagi dynamicznej łączą z poprawą kontroli ruchu w stawie skokowym dolnym po ćwiczeniach mięśni wewnętrznych stopy (Mulligan i Cook, 2013). Podobne wyniki w teście Y-Balance po tak samo ukierunkowanej rehabilitacji odnotowali również Kim i Kim (Kim i Kim, 2016). Badania opublikowane w 2023 roku przez Zarali i Raeisi skupiały się na równowadze dynamicznej kobiet z płaskostopiem, gdzie trening zawierający ćwiczenia mięśni wewnętrznych stóp oddziaływał na poprawę wyników Y-Balance Test (Zarali i Raeisi, 2023). Wyżej wspomniane badania były przeprowadzane na osobach dorosłych. W odniesieniu do badanej przeze mnie populacji potwierdzeniem moich rezultatów może być praca Listyorini i

wsp. gdzie wzmocnienie mięśni stóp u dzieci z płaskostopiem wpłynęło korzystnie na wyniki osiągnięte w teście Star Excursion Balance Test, który jest rozszerzoną wersją Y-Balance Test (Listyorini i wsp., 2015). Autorzy zaznaczają, że równowaga dynamiczna ulega poprawie dzięki zwiększonej stymulacji proprioceptywnej, a także adaptacji mięśni. Adaptacja strukturalna mięśni w wyniku odporności na przeciążenia może polegać na hipertrofii włókien mięśniowych. Dodatkowe czynniki wpływają na siłę mięśni poprzez zwiększoną rekrutację neuronów, poprawę synchronizacji i koordynacji jednostek motorycznych, a także zwiększoną współpracę mięśni agonistycznych i antagonistycznych. W badaniu postulowano także rolę receptorów skórnych. Skrócenie stopy powoduje optymalizację kontaktu podeszwy stopy z podłożem, co skutkuje dokładniejszą stymulacją (Listyorini i wsp., 2015). W 2022 roku Luh i Mahendrayani na podstawie badań wnioskowali, że wzmocnienie mięśni stopy można zastosować jako interwencję fizjoterapeutyczną w celu poprawy równowagi dynamicznej u dzieci z elastyczną stopą płaską, w badaniach tych równowaga dynamiczna była określana na podstawie testu chodzenia po równoważni (Luh i Mahendrayani, 2022).

W niniejszej pracy dodatkowo wykazuję korelację między poprawą kontroli stabilności a poprawą równowagi dynamicznej. Wzrost zasięgu przesunięcia kończyny w Y-Balance Test po treningu mięśni wewnętrznych stopy koreluje z lepszą kontrolą postawy mierzoną na platformie Biodex dla Ogólnego Wskaźnika Stabilności przy oczach otwartych. W literaturze brakuje doniesień o podobnych korelacjach po zastosowaniu rehabilitacji u dzieci z płaskostopiem. Almeida i wsp. analizowali powiązanie testów Y-Balance Test z Wskaźnikami Stabilności Postawy uzyskiwanymi na platformie Biodex Balance System. Badanie, jednakże przeprowadzane były na osobach dorosłych z historią urazową kończyn dolnych i nie uwzględniało żadnej interwencji. Do sprawdzenia związku pomiędzy ww. testami użyto współczynnik korelacji Pearsona. Wyniki wykazały, że Y-Balance Test nie jest skorelowany ze Wskaźnikami Stabilności Postawy Biodex (Almeida i wsp., 2017). Kim i wsp. porównali jedynie stabilność statyczną i dynamiczną w grupie dorosłych z płaskostopiem i z prawidłowym wysklepieniem. Wyniki ukazały, że osoby z obniżeniem MLA mają gorszą równowagę statyczną w porównaniu z grupą kontrolną, co jest potwierdzeniem dla moich badań. Natomiast w teście Y-Balance nie odnotowano istotnej różnicy w równowadze dynamicznej pomiędzy grupami oraz nie zauważono korelacji pomiędzy równowagą statyczną i dynamiczną (Kim i wsp., 2015), co jest wynikiem odmiennym do wyników moich badań, gdzie przed rehabilitacją dzieci z płaskostopiem różniły się istotnie statystycznie od grupy kontrolnej, natomiast po interwencji przestały się różnić.

W mojej pracy wykazuję, że rehabilitacja, która wpłynęła na poprawę ustawienia stopy, kontrolę ruchu oraz równowagę oddziałuje również korzystnie na parametry czasowo-przestrzenne podczas chodu u dzieci. Większość badań donosi, że chód osób młodych z nadmierną masą ciała obejmuje szersze kroki, skrócenie czasu trwania fazy pojedynczego podporu i wydłużenie fazy podwójnego podporu oraz mniejszą prędkość chodu w porównaniu do dzieci o prawidłowej masie ciała (Steinberg i wsp., 2018). Biomechaniczne zmiany we wzorcu chodu osób z nadwagą są wynikiem kompensacji mających na celu zmniejszenie kosztów energii potrzebnej do podnoszenia, opuszczania, przyspieszania i zwalniania nadmiernej masy ciała. Dodatkowo, wyjaśnieniem zmian w parametrach czasowo-przestrzennych chodu u dzieci z nadwagą w porównaniu z ich szczupłymi rówieśnikami jest zmniejszona stabilność postawy (Steinberg i wsp., 2013). Mniejszą prędkość chodu tłumaczy się trudnościami w kontrolowaniu poruszającego się środka ciężkości, co ma na celu zachowanie równowagi. Osłabienie mięśni, szczególnie w okolicy stawów kończyny dolnej, może wywoływać odmienną kinematykę podczas chodzenia dzieci otyłych. Natomiast poprawa siły i stabilności w okolicy stawu skokowego będzie wpływać korzystnie na parametry chodu (Steinberg i wsp., 2018). Ponadto, wzrost siły mięśniowej może zmniejszyć występowanie bólu i dyskomfortu kończyn dolnych, zwiększyć poziom aktywności fizycznej i prowadzić do poprawy ogólnej sprawności dzieci z nadwagą (Steinberg i wsp., 2018). W moich badaniach w grupie z nadmierną masą ciała zarysowała się tendencja zwiększenia długości kroku i prędkości chodu po 6-cio tygodniowym treningu mięśni wewnętrznych stopy. Natomiast w grupie z prawidłową masą ciała po interwencji zaobserwowano istotne statystycznie zwiększenie długości kroku, długości cyklu, prędkości chodu oraz zmniejszenie szerokości kroku. Badania Caravaggi i wsp. wykazują, że osoby z elastyczną stopą płaską mają zmniejszoną prędkość chodu oraz długości cyklu w porównaniu do badanych z prawidłowym wysklepieniem (Caravaggi i wsp., 2018). W 2022 roku Boryczka-Trefler i wsp. odnotowali u dzieci z płaskostopiem w przedziale wiekowym 5-9 lat zmniejszoną prędkość chodu oraz mniejszą kadencję w porównaniu do zdrowych rówieśników (Boryczka-Trefler i wsp., 2022). Prędkość chodu jest czynnikiem wpływającym w istotny sposób na parametry kinematyczne, takie jak zakres ruchu poszczególnych stawów, zauważa się m.in. zmniejszenie zakresu ruchu w płaszczyźnie strzałkowej w stawie skokowym górnym, a to z kolei oddziałuje negatywnie na fazę propulsji. Ten obniżony zakres ruchu kompensowany jest przez wzmożone zgięcie grzbietowe w stawach śródstopia (Boryczka-Trefler i wsp., 2022). W niniejszej pracy u dzieci z prawidłową masą ciała i płaskostopiem po interwencji zaobserwowano większe uniesienie łuku podłużnego przysiódkowego stopy, dodatkowo czas, w którym była osiągana maksymalna

wartość uniesienia łuku zbliżył się do czasu osiąganego przez dzieci z grupy kontrolnej. Uzyskane wyniki badań są zgodne z wynikami badania Okamury i wsp. gdzie elektryczna stymulacja mięśni wewnętrznych stopy wpłynęła korzystnie na zachowanie MLA podczas chodu (Okamura i wsp., 2019). Po treningu tych mięśni zaobserwowano u osób z płaskostopiem również skrócenie czasu, w którym wysokość guzowatości kości łódkowatej, osiągała minimalną wartość. Autorzy wskazują, że świadczy to o poprawie mechanizmu windy kotwicznej u osób z płaskostopiem (Okamura i wsp., 2019). Dodatkowo w grupie NBW odnotowałam zwiększenie rotacji zewnętrznej i zmniejszenie wewnętrznej w stawie kolanowym po aktywacji mięśni wewnętrznych stopy. Odmienne obserwacje poczynili Sadeghi i wsp. w 2022 roku. Stwierdzili oni brak wpływu tego typu interwencji na kinematykę stawu kolanowego, jednakże ja skupiałam się na ruchu tego stawu podczas chodu a wspomniani autorzy zwracali uwagę na fazę lądowania z wyskoku (Sadeghi i wsp., 2022). Ponadto, w moich badaniach 6-cio tygodniowa rehabilitacja wpłynęła na kinematykę miednicy i stawu biodrowego u badanych dzieci z nadmierną masą ciała. Zaznaczyć należy, że jest niewiele prac do tej pory skupiających się na wpływie płaskostopia na kinematykę pozostałych stawów kończyn dolnych oraz miednicy, zwłaszcza u osób młodych z nadwagą bądź otyłością.

WNIOSKI

1. W wyniku sześciotygodniowego programu rehabilitacji u dzieci z płaskostopiem doszło do istotnej poprawy w kształtowaniu łuku podłużnego przyśrodkowego stopy, zarówno w grupie z prawidłową jak i nadmierną masą ciała.
2. Odpowiednio dobrane ćwiczenia rehabilitacyjne mają pozytywny wpływ na parametry czasowo-przestrzenne chodu u dzieci z płaskostopiem.
3. Sześciotygodniowa ukierunkowana rehabilitacja istotnie oddziałuje na kontrolę posturalną i równowagę u dzieci.
4. Wpływ sześciotygodniowego programu rehabilitacji u dzieci z płaskostopiem jest zróżnicowany i zależny od masy ciała.
5. W wyniku interwencji u dzieci z prawidłową masą ciała doszło do istotnego zwiększenia prędkości chodu, długości kroku oraz cyklu, dodatkowo zmniejszyła się szerokość kroku.
6. U dzieci z nadmierną masą ciała doszło do istotnej poprawy kontroli posturalnej i równowagi w wyniku ćwiczeń mięśni wewnętrznych stopy.
7. Klinicznie rehabilitacja oparta na aktywacji mięśni stopy poprawia istotnie wysklepienie stopy, równowagę oraz wpływa w istotny sposób na podstawowe parametry chodu u dzieci z płaskostopiem.

PODSUMOWANIE

Przeprowadzenie obiektywnych badań określających wpływ celowanej rehabilitacji na układ mięśniowo-szkieletowy i somatosensoryczny na populacji dzieci jest trudnym, ale istotnym elementem medycyny opartej na faktach. To jak możemy wpływać na pracę poszczególnych stawów, systemów, układów młodego, rozwijającego się organizmu, na który niejednokrotnie oddziałują dodatkowe czynniki takie jak obniżenie aktywności fizycznej, przyrost masy ciała, uwarunkowania genetyczne jest ważnym tematem w codziennej praktyce ortopedów oraz fizjoterapeutów. W mojej rozprawie ukazuję jak zmiany w ułożeniu tak strategicznego segmentu jakim jest stopa wpływają na układ ruchu, stabilność posturalną, kontrolę równowagi, chód oraz podkreślam znaczenie odpowiednio dobranej rehabilitacji, dzięki której można wpłynąć na ww. czynniki. Uzyskane przeze mnie wyniki wskazują, że program rehabilitacji oparty na aktywacji mięśni wewnętrznych stopy wpłynął korzystnie na ustawienie stopy i zwiększenie wysokości MLA zarówno w grupie EBW, jak i NBW. To z kolei zaczęło oddziaływać na lepsze zachowanie równowagi statycznej, jak i dynamicznej oraz na podstawowe parametry chodu u dzieci z płaskostopiem. Wnioskować można, że celowana rehabilitacja zwiększa pewność kroku, prędkość chodu m.in. przez optymalizację ułożenia oraz ruchu poszczególnych składowych łańcucha biokinematycznego kończyny dolnej oraz poprawę kontroli posturalnej, precyzji ruchu zmniejszając tym samym ryzyko upadków. Niezależnie od tego z jakimi czynnikami wrodzonymi, okołoporodowymi czy zewnętrznymi zмага się pacjent powinny istnieć dowody skuteczności danej rehabilitacji poprawiającej funkcjonowanie tych dzieci oraz zmniejszającej ryzyko wystąpienia dolegliwości w życiu dorosłym.

BIBLIOGRAFIA

- Adler S. S.; Beckers D.; Buck M. (2007). PNF w praktyce (III).
- Almeida, G. P. L.; Monteiro, I. O.; Marizeiro, D. F.; Maia, L. B. P. O. (2017). Y balance test has no correlation with the Stability Index of the Biodex Balance System. *Musculoskeletal Science and Practice*, 27, 1–6.
<https://doi.org/10.1016/J.MSKSP.2016.11.008>
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4/TABLES/3>
- Banwell, H. A.; Paris, M. E.; Mackintosh, S.; Williams, C. (2018). Paediatric flexible flat foot: How are we measuring it and are we getting it right? A systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/S13047-018-0264-3/TABLES/4>
- Bauer, K.; Mosca, V. S.; Zions, L. (2016). What's new in pediatric flatfoot? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 36(8), 865–869.
<https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000000582>
- Berglund, B.; Nordström, G.; Harberg, C.; Mattiasson, A. (2009). Foot pain and disability in individuals with Ehlers – Danlos syndrome (EDS): Impact on daily life activities. *Disability and Rehabilitation*, 27(4), 164–169.
<https://doi.org/10.1080/09638280400009352>
- Berkeley, R.; Tennant, S.; Saifuddin, A. (2021). Multimodality imaging of the paediatric flatfoot. *Skeletal Radiology*, 50(11), 2133–2149. <https://doi.org/10.1007/S00256-021-03806-8>
- Bernardino, S. (2023). Flat Foot in Children: A Review of Literature. *Research Article Sci Set J of Pediatrics*, 1(1), 1–7.
- Bhaskara Rao, U.; Joseph, B. (1992). The influence of footwear on the prevalence of flat foot. *The Bone & Joint Journal*, 74(4), 525.
- Błaszczuk, J. (1993). Kontrola Stabilności Postawy Ciała. *Kosmos*, 42(2), 473–486.
- Bonnet, T.; Lepeut, M. (2011). Proximal Postural Control Mechanisms May Be Exaggeratedly Adopted by Individuals with Peripheral Deficiencies: A Review. *Journal of Motor Behavior*, 43(4), 319–328. <https://doi.org/10.1080/00222895.2011.589415>
- Boryczka-Trefler, A.; Kalinowska, M.; Szczerbik, E.; Stębowska, J. (2022). Effect of Plano-Valgus Foot on Lower-Extremity Kinematics and Spatiotemporal Gait Parameters in

- Children of Age 5–9. *Diagnostics*, 12(1), 2.
<https://doi.org/10.3390/DIAGNOSTICS12010002>
- Bresnahan, P. J.; Juanto, M. (2020). Pediatric Flatfeet - A Disease Entity That Demands Greater Attention and Treatment. *Frontiers in Pediatrics*, 8(19).
<https://doi.org/10.3389/FPED.2020.00019/FULL>
- Caravaggi, P.; Sforza, C.; Leardini, A.; Portinaro, N.; Panou, A. (2018). Effect of plano-valgus foot posture on midfoot kinematics during barefoot walking in an adolescent population. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0297-7>
- Cheung, J.; Zhang, M.; An, K. (2006). Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. *Clinical Biomechanics*, 21(2), 194–203.
<https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2005.09.016>
- Cole, T. J.; Bellizzi, M. C.; Flegal, K. M.; Dietz, W. (2000). Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey. *Bmj*, 320, 1–6.
<https://doi.org/10.1136/bmj.320.7244.1240>
- Cote, K. P.; Brunet, M. E.; Gansneder, Bruce M.; Shultz, S. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training*, 40(1), 41–46. <https://doi.org/10.5897/ERR2014.1790>
- Czaprowski D.; Pawłowska P. (2013). The Influence of Generalized Joint Hypermobility on the Sagittal Profile of the Spine in Children Aged 10-13 Years. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, 15(6), 545–553. <https://doi.org/10.5604/15093492.1091510>
- Deforche, B. I.; Hills, A. P.; Worringham, C. J.; Davies, P. S. W.; Murphy, A. J.; Bouckaert, J.; D. B. I. (2009). Balance and postural skills in normal-weight and overweight prepubertal boys. *International Journal of Pediatric Obesity*, 4(3), 175–182.
<https://doi.org/10.1080/17477160802468470>
- El, O.; Akcali, O.; Kosay, C.; Kaner, B.; Arslan, Y.; Sagol, E.; Soylev, S.; Iyidogan, D.; Cinar, N.; Peker, O. (2006). Flexible flatfoot and related factors in primary school children: a report of a screening study. *Rheumatology International*, 26(11), 1050–1053.
<https://doi.org/10.1007/S00296-006-0128-1>
- Evans, A. M.; Karimi, L. (2015). The relationship between paediatric foot posture and body mass index: Do heavier children really have flatter feet? *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0101-x>
- Evans, A. (2008). The flat-footed child - to treat or not to treat: what is the clinician to do? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(5), 386–393.

- <https://doi.org/10.7547/0980386>
- Ezema, C. I.; Abaraogu, U. O.; Okafor, G. (2014). Flat foot and associated factors among primary school children: A cross-sectional study. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 32(1), 13–20. <https://doi.org/10.1016/J.HKPJ.2013.05.001>
- Fuller, E. (2014). The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(1), 35–46. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-1-35>
- Golightly, Y. M.; Hannan, M. T.; Dufour, A. B.; Jordan, J. (2012). Racial differences in foot disorders and foot type. *Arthritis Care & Research*, 64(11), 1756–1759. <https://doi.org/10.1002/ACR.21752>
- Gribble, P.; Hertel, J. (2009). Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(2), 89–100. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0702_3
- Gribble, P. A.; Hertel, J.; Facsm, À.; Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 339–357. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08>
- Haendlmayer, T. K.; Harris, J. (2009). Flatfoot deformity: an overview. *Orthopaedics and Trauma*, 23(6), 395–403. <https://doi.org/10.1016/J.MPORTH.2009.09.006>
- Hanifan, H. A.; Novamizanti, L.; Mukhtar, H. (2020). Identification of Foot Posture using Foot Posture Index-6 (FPI-6) based on Image Processing. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 982(1), 012011. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/982/1/012011>
- Hawke, F.; Rome, K.; Evans, A. (2016). The relationship between foot posture, body mass, age and ankle, lower-limb and whole-body flexibility in healthy children aged 7 to 15years. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9(1), 10–14. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0144-7>
- Held-Ziółkowska, M. (2006). Równowaga statyczna i dynamiczna ciała. Część 1. Organizacja zmysłowa i biomechanika układu równowagi. *Magazyn Otoralngologiczy*, 2, 39–46.
- Hills, A. P.; Andersen, L. B.; Byrne, N. (2011). Physical activity and obesity in children. *British Journal of Sports Medicine*, 45(11), 866–870. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090199>
- Hinman, M. (2000). Factors Affecting Reliability of the Biodex Balance System: A Summary of Four Studies. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(3), 240–252.

- <https://doi.org/10.1123/JSR.9.3.240>
- Hodges, P. (2003). Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthopedic Clinics of North America*, 34(2), 245–254. [https://doi.org/10.1016/S0030-5898\(03\)00003-8](https://doi.org/10.1016/S0030-5898(03)00003-8)
- Hollander, K.; De Villiers, J. E.; Sehner, S.; Wegscheider, K.; Braumann, K. M.; Venter, R.; Zech, A. (2017). Growing up (habitually) barefoot influences the development of foot and arch morphology in children and adolescents. *Scientific Reports*, 7(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-017-07868-4>
- Horak, F. B.; Hlavacka, F. (2001). Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *Journal of Neurophysiology*, 86(2), 575–585. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.86.2.575>
- Hösl, M.; Böhm, H.; Multerer, C.; Döderlein, L. (2014). Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait and Posture*, 39(1), 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.017>
- Hue, O.; Simoneau, M.; Marcotte, J.; Berrigan, F.; Doré, J.; Marceau, P.; Marceau, S.; Tremblay, A.; Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait and Posture*, 26(1), 32–38. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.005>
- Jam B. (2004). Evaluation and Retraining of the Intrinsic Foot Muscles for Pain Syndromes Related to Abnormal Control of Pronation. Advanced Physical Therapy Education Institute.
- Jan, M. (2007). The hypotonic infant: Clinical approach. *Journal of Pediatric Neurology*, 5(3), 181–187.
- Jankowicz-Szymanska, A.; Mikolajczyk, E.; Wodka, K. (2017). Correlations Among Foot Arching, Ankle Dorsiflexion Range of Motion, and Obesity Level in Primary School Children. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 107(2), 130–136. <https://doi.org/10.7547/15-150>
- Jasrin, C. J.; Mayasari, W.; Rakhmilla, L. (2016). Relationship between Physical Activity and Age on Flatfoot in Children. *Althea Medical Journal*, 3(3), 396–400. <https://doi.org/10.15850/AMJ.V3N3.887>
- Jiao, W. Y.; Wang, L. N.; Liu, J.; Fang, S. F.; Jiao, F. Y.; Pettoello-Mantovani, M.; Somekh, E. (2020). Behavioral and Emotional Disorders in Children during the COVID-19 Epidemic. *Journal of Pediatrics*, 221(1), 264–266. <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2020.03.013>
- Judge, D. P.; Dietz, H. C. (2005). Marfan’s syndrome. *The Lancet*, 366(9501), 1965–1976. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)67789-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)67789-6)

- Karandikar, N.; Vargas, O. (2011). Kinetic Chains: A Review of the Concept and Its Clinical Applications. *PM&R*, 3(8), 739–745. <https://doi.org/10.1016/J.PMRJ.2011.02.021>
- Kelly, L. A.; Cresswell, A. G.; Racinais, S.; Whiteley, R.; Lichtwark, G. (2014). Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of the Royal Society Interface*, 11(93), 20131188. <https://doi.org/10.1098/rsif.2013.1188>
- Kelly, L. A.; Farris, D. J.; Cresswell, A. G.; Lichtwark, G. (2019). Intrinsic foot muscles contribute to elastic energy storage and return in the human foot. *Journal of Applied Physiology*, 126(1), 231–238. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00736.2018>
- Kerr, C. M.; Zavatsky, A. B.; Theologis, T.; Stebbins, J. (2019). Kinematic differences between neutral and flat feet with and without symptoms as measured by the Oxford foot model. *Gait and Posture*, 67, 213–218. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.015>
- Kim, E.; Kim, J. (2016). The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *J. Phys. Ther. Sci.*, 28, 3136–3139. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.3136>
- Kim, H.; Shin, H.; Ko, J.; Cha, Y.; Ahn, J.; Hwang, J. (2017). Gait analysis of symptomatic flatfoot in children: An observational study. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 9(3), 363–373. <https://doi.org/10.4055/cios.2017.9.3.363>
- Kim, J.; Lim, O.; Yi, C. (2015). Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet. *Gait & Posture*, 41(2), 546–550. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2014.12.012>
- Kim, J. S.; Lee, M. (2020). The effect of short foot exercise using visual feedback on the balance and accuracy of knee joint movement in subjects with flexible flatfoot. *Medicine*, 99(13), 19260. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000019260>
- Knellwolf, T. P.; Burton, A. R.; Hammam, E.; Macefield, V. (2019). Firing properties of muscle spindles supplying the intrinsic foot muscles of humans in unloaded and freestanding conditions. *Journal of Neurophysiology*, 121(1), 74–84. <https://doi.org/10.1152/JN.00539.2018/ASSET/IMAGES/LARGE/Z9K0011949000005.JPEG>
- Kosashvili, Y.; Fridman, T.; Backstein, D.; Safir, O.; Ziv, Y. (2008). The Correlation between Pes Planus and Anterior Knee or Intermittent Low Back Pain. *Foot & Ankle International*, 29(9), 910–913. <https://doi.org/10.3113/FAI.2008.0910>
- Kothari, A.; Dixon, P. C.; Stebbins, J.; Zavatsky, A. B.; Theologis, T. (2016). Are flexible flat feet associated with proximal joint problems in children? *Gait and Posture*, 45, 204–210. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.008>

- Krebs, D. E.; Edelstein, J. E.; Fishman, S. (1985). Reliability of Observational Kinematic Gait Analysis. *Physical Therapy*, 65(7), 1027–1033. <https://doi.org/10.1093/PTJ/65.7.1027>
- Lee, J.; Park, G.; Lee, Y.; Kim, M. (2013). A Comparison of Muscle Activities in the Lower Extremity between Flat and Normal Feet during One-leg Standing. *J. Phys. Ther. Sci.*, 25, 1059–1061. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1059>
- Levinger, P.; Murley, G. S.; Barton, C. J.; Cotchett, M. P.; McSweeney, S. R.; Menz, H. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait and Posture*, 32(4), 519–523. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.013>
- Listyorini, I.; Shanti, M.; Prabowo, T. (2015). Effectiveness in Dynamic Balance: a Comparison between Foot Muscle Strengthening Using Elastic Band and without Elastic Band in Children Aged 8–12 with Flexible Flatfeet. *International Journal of Integrated Health Sciences*, 3(1), 26–32. <https://doi.org/10.15850/IJHS.V3N1.404>
- Luh, I.; Mahendrayani, B. K. Y. (2022). Effect of Foot Muscle Strengthening to Increase Dynamic Balance in Children with Flexible Flatfoot. *Proceedings of the 2nd International Conference on Physical Education, Sport, and Health*, 715, 38–46. https://doi.org/10.2991/978-2-494069-79-4_6
- Lynn S. K.; Padilla R. A.; Tsang, K. K. (2012). Differences in Static- and Dynamic-Balance Task Performance After 4 Weeks of Intrinsic-Foot-Muscle Training: The Short-Foot Exercise Versus the Towel-Curl Exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(4), 327–333. <https://doi.org/10.1123/JSR.21.4.327>
- Markowicz, M.; Skrobot, W.; Łabuc, A.; Poszytek, P.; Orlikowska, A. (2023). The Rehabilitation Program Improves Balance Control in Children with Excessive Body Weight and Flat Feet by Activating the Intrinsic Muscles of the Foot: A Preliminary Study. *Journal of Clinical Medicine*, 12, 3364. <https://doi.org/10.3390/jcm12103364>
- Mashhadi, M. (2017). Foot arch index during Jana's Short-Foot maneuver in subjects with excessively pronated feet. *Medicina Sportiva*, 13(2), 2935–2939.
- Mckeen, P. O.; Hertel, J.; Bramble, D.; Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. 49, 290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013>
- Mickle, K. J.; Steele, J. R.; Munro, B. J. (2006). The feet of overweight and obese young children: Are they flat or fat? *Obesity*, 14(11), 1949–1953. <https://doi.org/10.1038/oby.2006.227>
- Moon, D.; Kim, K.; Lee, S. (2014). Immediate Effect of Short-foot Exercise on Dynamic

- Balance of Subjects with Excessively Pronated Feet. *J. Phys. Ther. Sci.*, 26, 117–119.
<https://doi.org/10.1589/jpts.26.117>
- Mueller, S.; Carlsohn, A.; Mueller, J.; Baur, H.; Mayer, F. (2016). Influence of obesity on foot loading characteristics in gait for children aged 1 to 12 years. *PLoS ONE*.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0149924>
- Mulligan, E. P.; Cook, P. (2013). Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, 18(5), 425–430.
<https://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.007>
- Murley, G. S.; Menz, H. B.; Landorf, K. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2(35). <https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-35>
- Newsham, K. R.; Saint, A. (2010). Strengthening the Intrinsic Foot Muscles. *Athletic Therapy Today*, 15(1), 32–35. <https://doi.org/10.1123/att.15.1.32>
- Nieto, M. L.; Alegre, L. M.; Laín, S. A.; Vicén, J. A.; Casado, L. M.; Jódar, X. (2010). Does overweight affect the footprint and balance of school-aged children? *Apunts Med Esport*, 45(165), 8–15. <https://doi.org/10.1016/j.apunts.2009.02.002>
- Okamura, K.; Fukuda, K.; Oki, S.; Ono, T.; Tanaka, S.; Kanai, S. (2019). Effects of plantar intrinsic foot muscle strengthening exercise on static and dynamic foot kinematics: A pilot randomized controlled single-blind trial in individuals with pes planus. *Gait & Posture*, 75, 40–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.030>
- Okamura, K.; Kanai, S.; Fukuda, K.; Tanaka, S.; Ono, T.; Oki, S. (2019). The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot kinematics in flat-footed subjects. *Foot*, 38, 19–23. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2018.11.002>
- Page, P. (2006). Sensorimotor training: A “global” approach for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 10, 77–84.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2005.04.006>
- Panjabi, M. (1993). The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383–389.
<https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>
- Park, D.; Lee, K. S.; Park, S. (2021). Effects of Two Foot-Ankle Interventions on Foot Structure, Function, and Balance Ability in Obese People with Pes Planus. *Healthcare*, 9(6), 667. <https://doi.org/10.3390/HEALTHCARE9060667>
- Peterka, R. (2018). Sensory integration for human balance control. *Balance, Gait and Falls*, 159(3), 27–42. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00002-1>

- Plisky, P.; Gorman, P.; Butler, R.; Kiesel, K. (2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance. *North American Journal Of Sports Physical Therapy*, 4(2), 92–99.
- Plisky, P. J.; Rauh, M. J.; Kaminski, T. W.; Underwood, F. (2006). Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(12), 911–919.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2244>
- Podbielska, M. L.; Bie, D.; Paluszak, A.; Krecisz, K. (2012). Podstawy oceny równowagi ciała: czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć? *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, 18(4), 243–249.
- Ramos, O.; Arufe Giráldez, V.; Cantarero P. D.; García, A. (2021). Changes in Physical Fitness, Dietary Habits and Family Habits for Spanish Children during SARS-CoV-2 Lockdown. *International Journal of Environmental Research and Public Health Article*, 18, 13293. <https://doi.org/10.3390/ijerph182413293>
- Redmond, A. C.; Crosbie, J.; Ouvrier, R. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 89–98. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2005.08.002>
- Rey-López, J. P.; Vicente-Rodríguez, G.; Biosca, M.; Moreno, L. (2008). Sedentary behaviour and obesity development in children and adolescents. *Nutrition, Metabolism and Cardiovascular Diseases*, 18(3), 242–251.
<https://doi.org/10.1016/J.NUMECD.2007.07.008>
- Riddick, R.; Farris, D. J.; Kelly, L. (2019). The foot is more than a spring: Human foot muscles perform work to adapt to the energetic requirements of locomotion. *Journal of the Royal Society Interface*, 16(150). <https://doi.org/10.1098/rsif.2018.0680>
- Riskowski, J. L.; Dufour, A. B.; Hagedorn, T. J.; Hillstrom, H. J.; Casey, V. A.; Hannan, M. (2013). Associations of Foot Posture and Function to Lower Extremity Pain: Results from a Population-Based Foot Study. *Arthritis Care & Research*, 65(11), 1804–1812.
<https://doi.org/10.1002/ACR.22049>
- Röijezon, U.; Clark, N. C.; Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy*, 20(3), 368–377.
<https://doi.org/10.1016/J.MATH.2015.01.008>
- Ross, C. G.; Shore, S. (2011). The effect of gross motor therapy and orthotic intervention in children with hypotonia and flexible flatfeet. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 23(3),

- 149–154. <https://doi.org/10.1097/JPO.0B013E318227285E>
- Roszak, M.; Weber-Nowakowska, K. (2018). The occurrence of defects in the lower limbs in children with polyarticular hypermobility. *Journal of Education, Health and Sport*, 8(1), 139–147.
- Sadeghi-Demneh, E.; Melvin, A.; Azadinia, F. (2015). Flatfoot in School-Age Children. *Techniques in Foot and Ankle Surgery*, 8(3), 186–193.
<https://doi.org/10.1177/1938640015578520>.
- Sadeghi, M.; Mohammadi, H.; Mehravar, M.; Salehi, R.; Taheri, N., & Karimzadeh, A. (2022). The effects of intrinsic foot muscles strengthening exercises on knee kinematic in pronated foot subjects during forward jump landing. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 11(8), 4389. https://doi.org/10.4103/jfmprc.jfmprc_2320_21
- Saleh, M. S. M.; Abd, W.; Abd El-Nabie, E.; Saleh, S. (2018). Influence of obesity on proprioception of knee and ankle joints in obese prepubertal children. *Bulletin of Faculty of Physical Therapy*, 23, 9–14. https://doi.org/10.4103/bfpt.bfpt_11_17
- Saraswat, P.; MacWilliams, B. A.; Davis, R. B.; D'Astous, J. (2014). Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait and Posture*, 39(1), 339–345.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.003>
- Shultz, S. P.; Anner, J.; Hills, A. (2009). Paediatric obesity, physical activity and the musculoskeletal system. *Obesity Reviews*, 10(5), 576–582.
<https://doi.org/10.1111/J.1467-789X.2009.00587.X>
- Steinberg, N.; Nemet, D.; Pantanowitz, M.; Eliakim, A. (2018). Gait Pattern, Impact to the Skeleton and Postural Balance in Overweight and Obese Children: A Review. *Sports*, 6(3), 75. <https://doi.org/10.3390/SPORTS6030075>
- Steinberg, N.; Nemet, D.; Zeev, A.; Kohen-Raz, R.; Pantanowitz, M.; Eliakim, A. (2013). Posturography characteristics of obese children with and without associated disorders. *Perceptual and Motor Skills*, 116(2), 564–580.
<https://doi.org/10.2466/25.10.26.PMS.116.2.564-580>
- Strączyńska, A.; Kruczyński, A.; Radzimińska, A.; Weber-Rajek, M.; Lulińska-Kuklik, E.; Goch, A. (2017). The positive role of kinesio taping in adjunctive therapy of static planovalgus feet in children between the ages of 5 and 7. *Baltic Journal of Health & Physical Activity*, 9(2), 89–97. <https://doi.org/10.29359/BJHPA.09.2.09>
- Sulowska, I.; Mika, A.; Oleksy, Ł.; Stolarczyk, A. (2019). The Influence of Plantar Short Foot Muscle Exercises on the Lower Extremity Muscle Strength and Power in Proximal Segments of the Kinematic Chain in Long-Distance Runners. *BioMed Research*

- International, 2019, 11. <https://doi.org/10.1155/2019/6947273>
- Sung, P. S.; Zippel, J. T.; Andraka, J. M.; Danial, P. (2017). The kinetic and kinematic stability measures in healthy adult subjects with and without flat foot. *The Foot*, 30, 21–26. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2017.01.010>
- Svoboda, Z.; Honzikova, L.; Janura, M.; Vidal, T.; Martinaskova, E. (2014). Kinematic gait analysis in children with valgus deformity of the hindfoot. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 16(3), 89–93. <https://doi.org/10.5277/abb140310>
- Tesio, L.; Rota, V. (2019). The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications. *Frontiers in Neurology*, 10, 460283. <https://doi.org/10.3389/FNEUR.2019.00999/BIBTEX>
- Truszczyńska-Baszak, A.; Drzał-Grabiec, J.; Rachwał, M.; Chałubińska, D.; Janowska, E. (2017). Correlation of physical activity and fitness with arches of the foot in children. *Biomedical Human Kinetics*, 9(1), 19–26. <https://doi.org/10.1515/BHK-2017-0004>
- Twomey, D. M.; McIntosh, A. (2012). The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. *The Foot*, 22, 60–65. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2011.11.005>
- Unver, B.; Erdem, E. U.; Akbas, E. (2019). Effects of Short-Foot Exercises on Foot Posture, Pain, Disability, and Plantar Pressure in Pes Planus. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(4), 436–440. <https://doi.org/10.1123/JSR.2018-0363>
- Whittle, M. (1993). Gait analysis. *The Soft Tissues*, 187–199. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7506-0170-2.50017-0>
- Whittle, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 15(3), 369–387. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00006-1](https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00006-1)
- Wozniak-Mielczarek, L.; Sabiniewicz, R.; Drezek-Nojowicz, M.; Nowak, R.; Gilis-Malinowska, N.; Mielczarek, M.; Łabuc, A.; Waldoch, A.; Wierzba, J. (2019). Differences in Cardiovascular Manifestation of Marfan Syndrome Between Children and Adults. *Pediatric Cardiology*, 40(2), 393–403. <https://doi.org/10.1007/S00246-018-2025-2/FIGURES/5>
- Yurt, Y.; Sener, G.; Yakut, Y. (2018). The effect of different foot orthoses on pain and health related quality of life in painful flexible flat foot: a randomized controlled trial. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(1), 95–102. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.18.05108-0>
- Zarali, A.; Raeisi, Z. (2023). Effects of Combined Exercises and Short Foot Exercise With and Without Isometric Hip Abduction In Women With Flatfoot. *Physical Treatments*, 13(1), 35–44. <https://doi.org/10.32598/ptj.13.1.474.2>

- Żebrowska, K.; Homoncik, K. (2016). The influence of foot arch on ankle joint torques and on sEMG signal amplitude in selected lower leg muscles. *Advances in Rehabilitation*, 30(3), 69–80. <https://doi.org/10.1515/rehab-2015-0050>
- Żukiewicz-Sobczak, W.; Wróblewska-Łuczka, P.; Zwolinski, J.; Chmielewska-Badora, J.; Adamczuk, P.; Krasowska, E.; Zagórski, J.; Oniszcuk, A.; Piątek, J.; Silny, W. (2014). Obesity and poverty paradox in developed countries. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, 21(3), 590–594. <https://doi.org/10.5604/12321966.1120608>

SPIS RYCIN

Rycina 1. Mechanizm windy kotwicznej	14
Rycina 2. System kontroli ustawienia stawu skokowego i stopy (Foot Core System)	14
Rycina 3. Wysklepienie stopy	15
Rycina 4. Mięśnie wewnętrzne stopy	16
Rycina 5. Mięśnie zewnętrzne stopy	17
Rycina 6. Kopuła stopy z zaznaczonymi trzema punktami podparcia	18
Rycina 7. Mechanizm kontroli posturalnej	23
Rycina 8. Podział na fazy i podfazy podczas cyklu chodu	25
Rycina 9. Charakterystyka przestrzenna chodu	25
Rycina 10. Kinematyka stawów kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej	27
Rycina 11. Udział pacjentów w poszczególnych etapach badania	33
Rycina 12. Ocena płaskostopia za pomocą skali Foot Posture Index	35
Rycina 13. Badanie na platformie Biodex Balance System	37
Rycina 14. Badanie na systemie do trójwymiarowej analizy ruchu	38
Rycina 15. Badanie na systemie do trójwymiarowej analizy ruchu	38
Rycina 16. Rozmieszczenie znaczników Oxford Foot Model	39
Rycina 17. Rozmieszczenie znaczników Oxford Foot Model oraz Plug-in Gait	40
Rycina 18. Y-Balance test	41
Rycina 19. Technika ćwiczeń krótkiej stopy	42
Rycina 20. Ogólny Wskaźnik Stabilności (OSI) w teście 5	46
Rycina 21. Przednio-Tyłny Wskaźnik Stabilności (APSI) w teście 5	47
Rycina 22. Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności (MLSI) w teście 5	48
Rycina 23. Ogólny Wskaźnik Stabilności (OSI) w teście 8-12	49
Rycina 24. Przednio-Tyłny Wskaźnik Stabilności (APSI) w teście 8-12	50
Rycina 25. Przyśrodkowo-Boczny Wskaźnik Stabilności (MLSI) w teście 8-12.....	51
Rycina 26. Kinematyka stawu biodrowego.....	54
Rycina 27. Kinematyka stawu kolanowego	56
Rycina 28. Korelacja Y-Balance Anterior NBW2 do Biodex OSI NBW2 w teście 5	61
Rycina 29. Korelacja Y-Balance Anterior NBW2 do Biodex OSI NBW2 w teście 8-12	61
Rycina 30. Korelacja Y-Balance Anterior EBW2 do Biodex OSI EBW2 w teście 8-12	62
Rycina 31. Korelacja Y-Balance Posterolateral NBW2 do Biodex OSI NBW2 w teście 8-12 ...	62

SPIS TABEL

Tabela 1. Szczegóły protokołu rehabilitacji	42
Tabela 2. Charakterystyka grup	44
Tabela 3. Skala Foot Posture Index.....	45
Tabela 4. Parametry czasowo-przestrzenne	52
Tabela 5. Kinematyka miednicy podczas fazy stance – płaszczyzna czołowa	53
Tabela 6. Kinematyka miednicy podczas fazy stance – płaszczyzna poprzeczna	53
Tabela 7. Kinematyka stawu biodrowego podczas fazy stance – płaszczyzna czołowa	54
Tabela 8. Kinematyka stawu biodrowego podczas fazy stance – płaszczyzna poprzeczna.....	55
Tabela 9. Kinematyka stawu kolanowego podczas fazy stance – płaszczyzna czołowa	57
Tabela 10. Kinematyka stawu kolanowego podczas fazy stance – płaszczyzna poprzeczna	57
Tabela 11. Analiza zachowania tyłostopia względem kości piszczelowej podczas fazy stance – płaszczyzna czołowa	58
Tabela 12. Analiza zachowania tyłostopia względem kości piszczelowej podczas fazy stance – płaszczyzna poprzeczna	58
Tabela 13. Analiza zachowania łuku podłużnego przyśrodkowego stopy podczas fazy stance – płaszczyzna strzałkowa	59
Tabela 14. Y-Balance Test.....	60

STRESZCZENIE

Obniżenie aktywność fizyczna oraz nadmierna masa ciała u dzieci mogą stanowić przyczynę powstawania zaburzeń układu mięśniowo-szkieletowego, które niesie za sobą poważne konsekwencje zmian w strategiach kontroli postawy, równowagi, wzorcach chodu. Niezbędnym stało się określenie wpływu odpowiedniego postępowania rehabilitacyjnego oddziałującego również na dzieci z nadmierną masą ciała i zaburzeniem rozwoju wysklepienia stopy. Celem pracy było ustalenie znaczenia ćwiczeń aktywizujących wewnętrzne mięśnie stopy na kontrolę postawy, równowagę oraz podstawowe parametry chodu u dzieci z płaskostopiem, o prawidłowej i nadmiernej masie ciała.

Do badania zakwalifikowanych zostało 90 dzieci w wieku od 7 do 12 lat. Do oceny końcowej przystąpiło 70 dzieci. Każdemu dziecku w grupie eksperymentalnej zademonstrowano odpowiednią technikę wykonywania ćwiczeń aktywizujących mięśnie wewnętrzne. Trening był wykonywany pod nadzorem fizjoterapeuty raz w tygodniu, w pozostałe dni w obecności opiekunów. Okres rehabilitacji obejmował sześć tygodni. Płaskostopie oceniano w skali Foot Posture Index. Równowagę badano za pomocą platformy Biodex Balance System SD oraz testu Y-Balance. Podstawowe parametry chodu uzyskano za pomocą systemu VICON. Analizę statystyczną przeprowadzono przy użyciu pakietu oprogramowania Statistica 13.3. W przypadku wyników o rozkładzie normalnym przeprowadzono analizę wariancji ANOVA dla powtarzanych pomiarów, test post-hoc Tukeya dla różnych n. W przypadku gdy rozkład danych empirycznych nie był zgodny z rozkładem normalnym zastosowano test ANOVA Friedmana i odpowiedni test post-hoc. Dodatkowo zależności między zmiennymi oceniano za pomocą współczynnika korelacji Spearmana.

Wyniki moich badań przedstawiają istotną statystycznie poprawę w ustawieniu stopy w skali FPI-6, zarówno w grupie EBW i NBW w wyniku sześciotygodniowego programu rehabilitacji. Dodatkowo obserwuje się zmniejszenie wychwiał przednio-tylnych oraz przyśrodkowo-bocznych w testach na platformie Biodex. W analizie podstawowych parametrów chodu u dzieci z grupy EBW zauważa się tendencję do zwiększania długości kroku oraz prędkości chodu, natomiast u badanych z grupy NBW po rehabilitacji istotnie statystycznie zwiększyła się długość cyklu, prędkość chodu oraz długość kroku, natomiast zmniejszyła się jego szerokość. Istotne zmiany nastąpiły również pod względem ruchu stawów kończyny dolnej. W testowaniu równowagi dynamicznej za pomocą Y-Balance Test obie grupy po interwencji były w stanie istotnie zwiększyć zakres przesunięcia kończyny we wszystkich

kierunkach. Odnotowane zostały również ujemne korelacje pomiędzy kontrolą postawy a równowagą dynamiczną.

Wyniki mojej pracy wykazują, że w wyniku sześciotygodniowego programu rehabilitacji opartego na aktywacji mięśni wewnętrznych stopy dochodzi do poprawy jej ustawienia. To z kolei oddziałuje na kontrolę postawy, równowagę oraz podstawowe parametry chodu zarówno u dzieci z prawidłową jak i nadmierną masą ciała.

ABSTRACT

Reducing the level of physical activity and weight gain in children may be one of the causes of musculoskeletal disorders, which have serious consequences of changes in posture control strategies, balance and gait patterns. It was necessary to determine the impact of appropriate rehabilitation program also on children with excessive body weight and impaired development of the arch of the foot. The study aimed to determine the effects of exercises activating the intrinsic muscles of the foot on posture control, balance and basic gait parameters in children with flat feet normal and excessive body weight.

90 children aged 7 to 12 were qualified for the study. 70 children took part in the final assessment. Each child in the experimental group was demonstrated the appropriate technique of performing exercises activating intrinsic muscles. The training was performed under the supervision of a physiotherapist once a week, and on other days in the presence of parents. The rehabilitation period lasted 6 weeks. Flat feet were assessed using the Foot Posture Index Scale. Balance was tested using the Biodex Balance System SD platform and the Y-Balance Test. Basic gait parameters were obtained using the VICON motion system. Statistical analysis was performed using the Statistica 13.3 software package. In the case of results with a normal distribution, an ANOVA for repeated measurements and Tukey's post-hoc test for different n were performed. If the distribution of empirical data was not consistent with a normal distribution, the Friedman ANOVA test and the appropriate post-hoc test were used. Additionally, the relationships between variables were assessed using Spearman's correlation coefficient.

The results of my research showed a statistically significant improvement in foot position on the FPI-6 Scale, both in the EBW and NBW groups after the intervention. Additionally, a reduction in anterior-posterior and medial-lateral sways was observed in tests on the Biodex platform. In the analysis of basic gait parameters in children from the EBW group, a tendency to increase step length and walking speed was noted, while in the NBW group, after rehabilitation, stride length, walking speed and step length increased statistically significantly, and its width decreased. Significant changes also occurred in terms of the movement of the lower limb joints. When testing dynamic balance using the Y-Balance Test, both groups were able to significantly increase the range of limb displacement in all directions after the intervention. Correlations between postural control and dynamic balance were also reported.

The results of my work showed that a 6-week rehabilitation program based on the activation of the intrinsic muscles of the foot improved its position. This, in turn, affected posture control, balance, and basic gait parameters in both children with normal and excessive body weight.

INFORMACJA O BADANIU ORAZ ŚWIADOMA ZGODA BADANEGO

Wpływ otyłości na kształtowanie łuku podłużnego stopy równowagę i podstawowe parametry chodu, u dzieci otyłych i z prawidłową masą ciała.

Data badania

Nazwisko i imię dziecka

Data urodzenia dziecka

Nr telefonu rodzica

Celem projektu jest zbadanie wpływu programu rehabilitacji na kształtowanie się łuku podłużnego stopy, równowagę i podstawowe parametry chodu, u dzieci otyłych i z prawidłową masą ciała.

Postępowanie badawcze.

W celu monitorowania zmian zachodzących podczas prowadzenia projektu, będzie przeprowadzone badanie kliniczne oraz pomiary masy ciała, składu ciała, równowagi, wysokości łuków podłużnych obu stóp i oznaczenie podstawowych czasowo-przestrzennych i kinematycznych parametrów chodu, z wykonaniem SEMG. Badania laboratoryjne będą się odbywały na terenie AWFIS w Gdańsku czterokrotnie: przed rehabilitacją, po 6 tygodniach rehabilitacji, 3 miesiące i 6 miesięcy po zakończeniu programu.

W związku z dużym znaczeniem mięśni wewnętrznych krótkich stopy, dla kształtowania i stabilizacji wysklepienia stopy, a co za tym idzie wpływu na funkcję kończyny dolnej i równowagę wprowadzona rehabilitacja z akcentem na uświadomienie zaangażowania wyżej wspomnianych mięśni będzie odgrywała zasadniczą rolę w przywróceniu prawidłowego kształtowania się łuku podłużnego stopy.

Ryzyko związane z badaniem.

Ryzyko związane z przeprowadzeniem programu usprawniającego (rehabilitacji) jest bardzo niskie, aczkolwiek nie można wykluczyć, że niektórzy pacjenci mogą źle tolerować określone postępowanie usprawniające (rehabilitacyjne). Należy przy tym podkreślić, że każda z badanych osób w dowolnym momencie może przerwać uczestnictwo w projekcie.

Korzyści związane z badaniem.

W związku z przeprowadzaną rehabilitacją wysoce prawdopodobna jest poprawa ukształtowania wysklepienia stóp.

Poufność wyników badania.

Badania mają charakter czysto naukowy. Zachowana będzie pełna poufność dotycząca danych osobowych pacjenta oraz wyników badań.

Wykorzystanie wyników badań.

Jest to projekt naukowy, podczas trwania i po jego zakończeniu wyniki (anonimowo), będą użyte do publikacji naukowych.

Oplaty.

Za uczestnictwo w badaniach nieprzewidywane są opłaty ani wynagrodzenia. Uczestnictwo jest w pełni dobrowolne i bezpłatne.

Jak uzyskać dodatkowe informacje.

W przypadku jakichkolwiek pytań czy wątpliwości gorąco zachęcamy Panią/Pana do zadawania pytań, które dotyczą niniejszego projektu, zarówno przed jak i w czasie jego przebiegu. Otrzyma Pani/Pan także kopię niniejszego pisma. Jeśli Pan/Pani będzie miał/a dodatkowe pytania prosimy o kontakt (mgr. Maria Markowicz nr tel.: 691 480 274).

Uczestnictwo.

Uczestnictwo jest w pełni dobrowolne i może Pani/Pan w każdej chwili zrezygnować z uczestnictwa w tym badaniu (w takim przypadku prosimy jednak o wcześniejszy kontakt i zawiadomienie nas o tym (mgr. Maria Markowicz nr tel.: 691 480 274)).

Podpisy.

Przeczytałem i zapoznałem się z wyżej podaną informacją oraz możliwościami uzyskania dodatkowych informacji, w każdej chwili. Wyrażam zgodę na uczestnictwo mojego dziecka/podopiecznego w badaniu aktywności mięśniowej za pomocą sEMG, badaniu chodu za pomocą systemu VICON, równowagi oraz na wykonanie pomiarów antropometrycznych.

W pełni rozumiem i dopuszczam możliwości wystąpienia objawów niepożądanych podczas realizacji tego projektu. Otrzymałem jedną kopię niniejszego pisma.

Podpis (opiekuna prawnego)

Data.....

Ja, niżej podpisany w pełni wyjaśniłem wszelkie szczegóły tego projektu ochotnikowi do badania i/lub prawnemu opiekunowi. W pełni świadomie podejmuję się prowadzenia tego badania i rozumiem swoją rolę.

Podpis (osoby badającej)

Data

INFORMACJA O BADANIU ORAZ ŚWIADOMA ZGODA BADANEGO

Badanie wysklepienia łuku podłużnego stopy oraz równowagi w populacji dzieci zdrowych.

Data badania
Nazwisko i imię dziecka
Data urodzenia dziecka
Nr telefonu rodzica

Celem jest ocena wysklepienia łuku podłużnego stopy oraz równowagi w populacji dzieci zdrowych.

Postępowanie badawcze.

W populacji dzieci zdrowych będą przeprowadzone podstawowe pomiary antropometryczne m.in. masy ciała, składu ciała, równowagi, wysokości łuków podłużnych obu stóp i oznaczenie podstawowych czasowo-przestrzennych i kinematycznych parametrów chodu, z wykonaniem sEMG i wykorzystaniem systemu VICON.

Badanie laboratoryjne będzie się odbywało na terenie AWFIS w Gdańsku jednokrotnie.

Ryzyko związane z badaniem.

Ryzyko związane z przeprowadzeniem badania jest bardzo niskie, aczkolwiek nie można wykluczyć, że niektórzy pacjenci mogą źle tolerować określone postępowanie.

Poufność wyników badania.

Badania mają charakter czysto naukowy. Zachowana będzie pełna poufność dotycząca danych osobowych pacjenta oraz wyników badań.

Wykorzystanie wyników badań.

Jest to projekt naukowy, podczas trwania i po jego zakończeniu wyniki (anonimowo), będą użyte do publikacji naukowych.

Oplaty.

Za uczestnictwo w badaniach nieprzewidywane są opłaty ani wynagrodzenia. Uczestnictwo jest w pełni dobrowolne i bezpłatne.

Jak uzyskać dodatkowe informacje.

W przypadku jakichkolwiek pytań czy wątpliwości gorąco zachęcamy Panią/Pana do zadawania pytań, które dotyczą niniejszego projektu, zarówno przed jak i w czasie jego przebiegu. Otrzyma Pani/Pan także kopię niniejszego pisma. Jeśli Pan/Pani będzie miał/a dodatkowe pytania prosimy o kontakt (mgr. Maria Markowicz nr tel.: 691 480 274).

Uczestnictwo.

Uczestnictwo jest w pełni dobrowolne i może Pani/Pan w każdej chwili zrezygnować z uczestnictwa w tym badaniu (w takim przypadku prosimy jednak o wcześniejszy kontakt i zawiadomienie nas o tym (mgr. Maria Markowicz nr tel.: 691 480 274)).

Podpisy.

Przeczytałem i zapoznałem się z wyżej podaną informacją oraz możliwościami uzyskania dodatkowych informacji, w każdej chwili. Wyrażam zgodę na uczestnictwo mojego dziecka/podopiecznego w badaniu aktywności mięśniowej za pomocą sEMG, badaniu chodu za pomocą systemu VICON, równowagi oraz na wykonanie pomiarów antropometrycznych.

W pełni rozumiem i dopuszczam możliwości wystąpienia objawów niepożądanych podczas realizacji tego projektu. Otrzymałem jedną kopię niniejszego pisma.

Podpis (opiekuna prawnego) Data

Ja, niżej podpisany w pełni wyjaśniłem wszelkie szczegóły tego projektu ochotnikowi do badania i/lub prawnemu opiekunowi. W pełni świadomie podejmuję się prowadzenia tego badania i rozumiem swoją rolę.

Podpis (osoby badającej) Data