UNIWERSYTET WARMIŃSKO-MAZURSKI W OLSZTYNIE
COLLEGIUM MEDICUM
WYDZIAŁ LEKARSKI
KATEDRA REHABILITACJI I ORTOPEDII

Alicja Warmowska-Dawid

Wpływ leczenia gorsetem ortopedycznym na parametry stabilometryczne i kinetyczne u młodzieży ze skoliozą idiopatyczną

ROZPRAWA DOKTORSKA

Promotor: prof. dr hab. n. med. Ireneusz M. Kowalski
Promotor pomocniczy: dr n. med. Katarzyna Zaborowska-Sapeta

OLSZTYN 2022

SPIS TREŚCI

Wykaz skrótów …… 4
1. Wstęp …… 5
1.1. Stabilność posturalna w młodzieńczej skoliozie idiopatycznej…….. 6
1.2. Chód w młodzieńczej skoliozie idiopatycznej…… 8
1.3. Terapia młodzieńczej skoliozy idiopatycznej gorsetem ortopedycznym.... 9
1.4. Terapia młodzieńczej skoliozy idiopatycznej gorsetem ortopedycznym, a chód i stabilność posturalna ……. 11
2. Cele pracy, hipotezy badawcze ……..…….13
2.1. Cele pracy …….13
2.2. Hipotezy ……... 13
3. Materiał i metody …….15
3.1. Materiał …….15
3.1.1. Kryteria włączenia i wyłączenia ……..…….…….15
3.2. Metody ……..16
3.2.1. Narzędzia badawcze ……...17
3.2.2. Kliniczne metody badawcze …….…….…….…….. 19
3.2.3. Metody statystyczne …….…….……....28
4. Wyniki …….……29
4.1. Charakterystyka grupy badanej…….…….…….……..29
4.2. Badanie stabilometryczne ……32
4.3. Badanie baropodometryczne w reakcji statycznej.…….……..49
4.4. Badanie baropodometryczne w reakcji dynamicznej.…….……..56
5. Omówienie i dyskusja …….66
5.1. Badanie stabilometryczne ……66
5.2. Badanie baropodometryczne w reakcji statycznej …….……..72
5.3. Badanie baropodometryczne w reakcji dynamicznej…….…….……..74
5.4. Podsumowanie omówienia wyników …….…….…….79
6. Wnioski ……...82
7. Piśmiennictwo ……83
8. Streszczenie …….97
9. Abstract ……..100
10. Spis rycin …….103

12. Spis tabel ……..105
13. Załączniki ……107

WYKAZ SKRÓTÓW

1A	pomiar wykonany przed pierwszorazową aplikacją gorsetu
1B	pomiar wykonany w gorsecie, bezpośrednio po jego aplikacji
2B	pomiar wykonany w gorsecie, po 1 miesiącu terapii gorsetem
3B	pomiar wykonany w gorsecie, po 6 miesiącach terapii gorsetem
3D	trójpłaszczyznowy - ang. *three dimensional*
AIS	młodzieńcza skolioza idiopatyczna - ang. *adolescent idiopathic scoliosis*
AP	przednio-tylny - ang. *anterior-posterior*
BMI	wskaźnik masy ciała - ang. *body mass index*
COG	środek ciężkości ciała - ang. *center of gravity*
COM	punkt środka masy ciała - ang. *center of mass*
COP	wypadkowa sił reakcji podłoża - ang. *center of pressure*
GRF	siły reakcji podłoża - ang. *ground reaction forces*
IS	skolioza idiopatyczna - ang. *idiopathic scoliosis*
ML	przyśrodkowo-boczny - ang. *medio-lateral*
OO	oczy otwarte
OZ	oczy zamknięte
RTG	rentgenogram
SOSORT	ang. *International Scientific Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment*
TLSO	ortoza piersiowo-lędźwiowo-krzyżowa - *ang. thoraco-lumbo-sacral orthosis*
TR	test Rissera

1. WSTĘP

Skolioza idiopatyczna (*idiopathic scoliosis* – IS), która definiowana jest jako trójpłaszczyznowa deformacja kręgosłupa z jego bocznym odchyleniem od linii środkowej ≥ 10° w płaszczyźnie czołowej, może być przyczyną istotnej asymetrii ciała.[1] Strukturalne zmiany żeber i kręgów w IS wpływają na ustawienie kręgosłupa i miednicy powodując ich odchylenie w płaszczyźnie czołowej, strzałkowej i poprzecznej.[2] Asymetria ciała u osób z bocznym skrzywieniem kręgosłupa może wpływać na ogólną postawę pionową oraz wahania postawy wynikające ze zmiany środka ciężkości ciała.[3–5] Młodzieńcza skolioza idiopatyczna (*ang. adolescent idiopathic scoliosis* - AIS), czyli IS, która rozpoznawana jest między 11 a 17 rokiem życia, uznawana jest za najczęstszą przyczynę deformacji kręgosłupa u nastolatków bez innych obciążeń chorobowych.[6,7,8] Częstość jej występowania szacuje się w tej grupie na około 2-5% i spośród wszystkich typów skoliozy, AIS dotyka największą liczbę pediatrycznych pacjentów.[8] U osób z IS, oprócz asymetrii w morfologii ciała, zaznacza się istnienie funkcjonalnej asymetrii ośrodkowego układu nerwowego. Rozważana jest ona jako jeden z czynników etiologicznych IS.[9] Nie tylko funkcjonalna asymetria, ale wszelkie zaburzenia nerwowo-mięśniowe, które wpływają na rosnące ciało, szczególnie w okresie szybkiego wzrostu i dojrzewania, mogą prowadzić do rozwoju bocznego skrzywienia kręgosłupa.[10]

Stwierdzono, że dysharmonia pomiędzy autonomicznym i somatycznym układem nerwowym może powodować zmienioną regulację odbieranych bodźców somatosensorycznych oraz następujących po nich reakcji motorycznych.[10,11] Rozważany jest wpływ opisywanego zjawiska na zaburzenia stabilności posturalnej, które warunkują wystąpienie IS oraz jej progresję.[12]

Niemożność ponownego skalibrowania położenia wypadkowej sił reakcji podłoża (*ang. center of pressure* - COP) w stosunku do środka masy ciała (ang. *center of mass*– COM) z powodu zaburzenia integracji sensorycznej mogą być odpowiedzialne za dysfunkcję równowagi w AIS.[13,14] Zaburzenia integracji sensorycznej lub zmiany w przetwarzaniu informacji ruchowych, szczególnie w skrzywieniach kręgosłupa powyżej 40°, mogą prowadzić do zwiększonych wahań COP.[14]

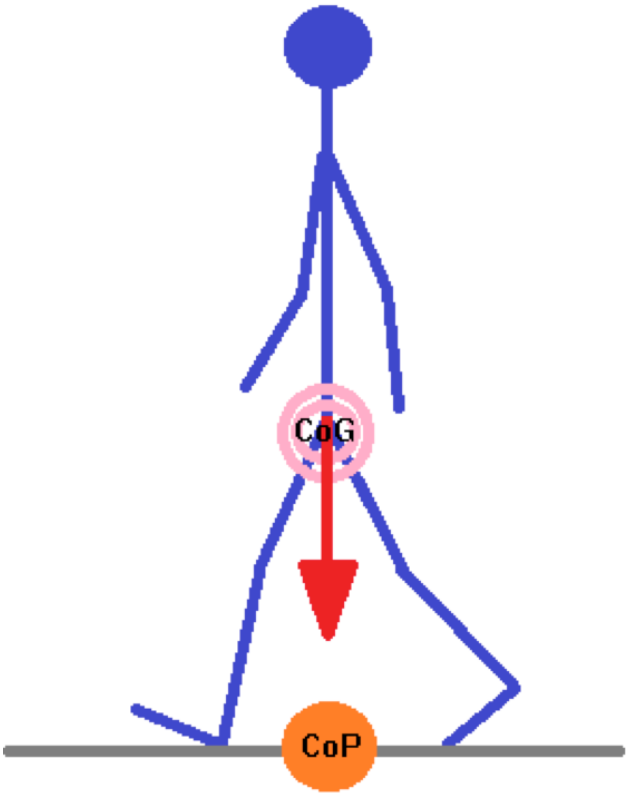
Jedną z teorii na temat przyczyn powstawania IS jest ta przedstawiona przez Yamada i Yamamoto, którzy wskazują, że rozwój skrzywienia kręgosłupa może być efektem wrodzonego deficytu stabilności posturalnej.[15] Potwierdzają to również wyniki badań

klinicznych, w których odnotowano różnice w reakcjach neurologicznych między osobami z AIS i osobami zdrowymi.[16–18] Herman i wsp. podali, że sensoryczne przeorganizowanie układu ruchowego na reprezentację ciała w przestrzeni może być związane z IS.[19]

Inną hipotezą tłumaczącą etiopatogenezę IS jest dysfunkcja czuciowa. Szereg badań wskazuje na to, że zaburzona praca układu przedsionkowego może być czynnikiem przyczyniającym się do rozwoju AIS.[20,21] W swoich badaniach Sahlstrend i wsp. donoszą, że pacjenci z AIS wykazywali zwiększoną wrażliwość na testy kaloryczne przeprowadzane po stronie ipsilateralnej w stosunku do wypukłości skrzywienia kręgosłupa.[22] Udowodnili ponadto, że AIS jest związana z oczopląsem samoistnym i pozycyjnym. W grupie IS stwierdzono zwiększoną zmienność postawy podczas stymulacji kalorycznej.[23] Yamamoto i wsp. u osób z IS wykazali czuciowe asymetrie w kanałach półkolistych układu przedsionkowego.[15] Brak równowagi centralnego otolitu stwierdzono w badaniach przeprowadzonych przez Wiener-Vacher i wsp.[24] Kolejnym zaburzeniem związanym z deficytami układu przedsionkowego są zmiany w odruchu przedsionkowo-ocznym zaobserwowane w tej grupie przez Hermana i wsp.[21] Jakkolwiek etiopatogeneza IS nadal jest nie do końca poznana. Wiele badań wskazuje, że IS ma wieloczynnikowe podłoże i jak dotąd brak rozstrzygających dowodów przemawiających za przewagą, którejś z teorii.[19,25,26]

1.1. Stabilność posturalna w młodzieńczej skoliozie idiopatycznej

Stabilność posturalna to naturalna zdolność utrzymywania rzutu, znajdującego się do przodu od kręgu S2, środka ciężkości ciała (ang. *center of gravity* – COG) w granicach czworoboku podparcia.[27,28] Jakkolwiek, w związku z tym, że COG i COM w jednorodnym polu grawitacyjnym pokrywają się, określenia te są często stosowane zamiennie.[29] Kolejnym pojęciem istotnym w interpretacji stabilności posturalnej jest wypadkowa sił reakcji podłoża, nazywana również środkiem nacisku, która odzwierciedla rzut pionowy COM i moment obrotowy wywierany przez stopy na ziemię (ryc. 1).[30] Należy zaznaczyć, że podczas przyjmowania przez człowieka swobodnej postawy stojącej obserwujemy zjawisko kołysania posturalnego. Występuje ono zawsze podczas spokojnego stania, ponieważ nasza pionowa postawa jest z natury niestabilna ze względu na stosunkowo wysoką lokalizację COM w ciele człowieka.[31]



Ryc. 1. Relacja wypadkowej sił reakcji podłoża w stosunku do środka ciężkości ciała podczas chodu[30]

Do utrzymania ciała w granicach jego stabilności wymagana jest automatyczna organizacja i współpraca szeregu systemów naszego ciała. Układ nerwowy integruje sygnały somatosensoryczne, wzrokowe i słuchowe. Proces kontroli motorycznej uczestniczy w wykonywaniu reakcji mięśniowo-szkieletowych.[32]
Uszkodzenie któregokolwiek z ogniw skomplikowanego łańcucha kontroli posturalnej skutkować będzie trudnościami z utrzymaniem wyprostowanej postawy stojącej oraz zaburzeniami równowagi podczas wykonywania większości czynności dnia codziennego.[29]

Temat stabilności posturalnej u młodzieży z rozpoznaną AIS był szeroko opisywany w literaturze. Wykazano, że nierównowaga w pozycji stojącej związana była ze zmianami parametrów postawy w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej. Również zmiany trójpłaszczyznowe (*ang. three dimensional* - 3D) w tułowiu i klatce

piersiowej z powodu bocznego odchylenia kręgosłupa prowadzą do pogorszenia stabilności postawy w tych warunkach.[33,34]

Wielu badaczy wykazało istnienie deficytów podczas testów oceniających balans posturalny zarówno w warunkach statyki, jak i dynamiki u młodzieży z rozpoznanym bocznym skrzywieniem kręgosłupa, w porównaniu ze zdrowymi nastolatkami.[31,35,36] Badania Chen i wsp. wykazały wyższe wartości takich parametrów, jak pole zakreślane przez ruchy COP, wychylenia COP w płaszczyźnie czołowej, strzałkowej i promień wychyleń COP u pacjentów z AIS, w porównaniu z osobami zdrowymi.[35] Jako możliwą przyczynę obserwowanych zaburzeń uważa się brak prawidłowego balansu w płaszczyźnie czołowej, spowodowanego przesunięciem środka masy ciała w kierunku bocznym. Chockalingam i in. wskazują na związek asymetrii i niestabilność postawy z asymetryczną masą ciała stwierdzaną u pacjentów z AIS.[1] Osoby z IS osiągały słabsze wyniki w złożonych testach równowagi z dodatkowym czynnikiem angażującym jednoczasowo układ przedsionkowy, wzrokowy, jak i słuchowy, choć nie obserwowano korelacji wyników ze stopniem ciężkości skrzywienia.[37] Badania Beaulieu i wsp. wskazują na zwiększenie średniej ścieżki COP oraz skrócenie czasu, w którym COP znajdował się w promieniu 2,5 mm od maksymalnego stopnia stabilizacji.[14]

1.2. Chód w młodzieńczej skoliozie idiopatycznej

AIS to patologia, która dotyczy głównie kręgosłupa, ale poprzez połączenie z klatką piersiową, a w łańcuchu kinematycznym poprzez obręcz barkową i biodrową, z kończynami wpływa również na ich funkcjonowanie. AIS zmienia mobilność kręgosłupa, ale też równowagę tułowia oraz wpływa na sposób poruszania się człowieka.[38] Osoby z AIS wykonują zadania związane z lokomocją wolniej i mają większe trudności w opanowaniu równowagi dynamicznej niż zdrowi.[39] U chorych z rozpoznanym bocznym skrzywieniem kręgosłupa w porównaniu ze zdrowymi osobami, zidentyfikowano szereg istotnych różnic parametrów biomechanicznych chodu. W grupie tej stwierdzono istotne skrócenie długości kroku oraz skrócenie czasu fazy podporu w cyklu chodu.[40] IS była przyczyną zmniejszonego zakresu ruchomości miednicy w płaszczyźnie czołowej oraz bioder w płaszczyznach-poprzecznej, strzałkowej i czołowej. U osób z AIS obserwowano ponadto mniejszą ruchomość stawów kolanowych w płaszczyźnie strzałkowej.[40] Analiza parametrów

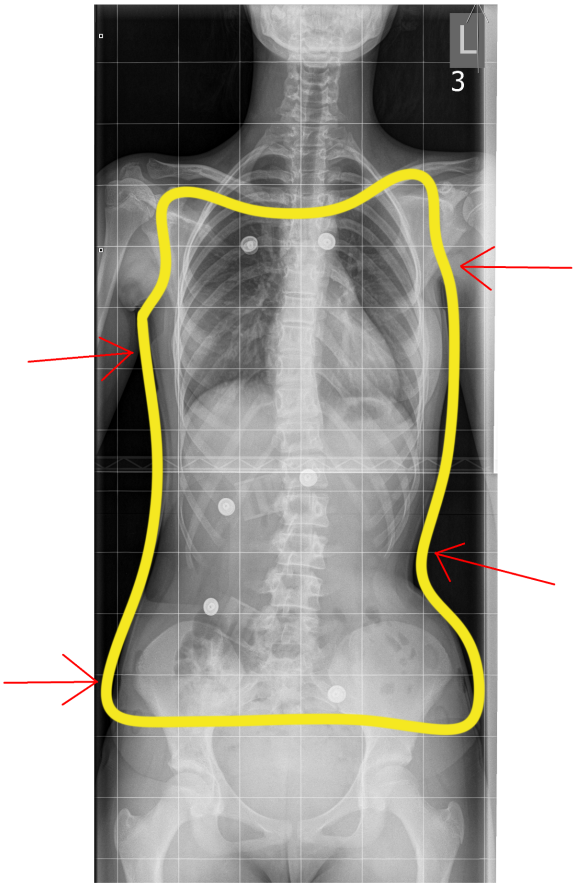
kinetycznych wykazała zmniejszenie wektora siły działającej na staw biodrowy w kierunku przyśrodkowo-bocznym, a zwiększenie składowej pionowej sił reakcji podłoża (*ang. ground reaction force* - GRF) u osób z AIS.[41] W grupie tej stwierdzono ponadto większą asymetrię wartości GRF między kończynami dolnymi. [35,42–45]
W badaniach porównujących aktywność mięśniową tułowia i kończyn dolnych w trakcie lokomocji z użyciem elektromiografii u osób z AIS i zdrowych, w grupie z bocznym skrzywieniem kręgosłupa wykazano dłuższy czas skurczu mięśni przykręgosłupowych, pośladkowych oraz przedniej i tylnej grupy mięśni ud.[40] Świadczy to o dłuższym czasie mięśniowego usztywnienia, który koreluje ponadto z wyższym kosztem energetycznym poruszania się u tych chorych.

1.3. Terapia młodzieńczej skoliozy idiopatycznej gorsetem ortopedycznym

Aktualne wytyczne leczenia IS zostały opracowane w roku 2016 roku przez *International Scientific Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment* (SOSORT). Wybór odpowiedniego środka terapeutycznego jest wypadkową stopnia zaawansowania IS, dojrzałości kostnej w momencie rozpoznania choroby oraz obecności czynników ryzyka progresji.[46] Spektrum środków leczenia zachowawczego IS obejmuje kinezyterapię,[47] boczną powierzchniową stymulację elektryczną LESS,[48] gorset ortopedyczny, procedury z zakresu terapii manualnej, biofeedback oraz zabiegi fizykalne.[49] Wśród różnych dostępnych podejść leczenie ortotyczne jest jedną z najczęściej preferowanych terapetycznych metod zachowawczych w AIS.[50,51]

Gorset ortopedyczny zalecany jest do leczenia bocznych skrzywień kręgosłupa powyżej 25° według Cobba lub dla skrzywień już 20-stopniowych, jeśli udowodniono progresję skrzywienia w ciągu ostatnich 6 miesięcy lub pacjent ma wywiad dodatni w kierunku czynników ryzyka progresji. Gorset Chêneau, który jest najczęściej stosowaną ortozą korygującą deformację kręgosłupa w Europie,[52,53] działa na zasadzie trójpunktowej korekcji skrzywienia. Poprzez system wielopunktowych stref nacisku i stref odciążających, a także działanie stymulujące elongację kręgosłupa, przeciwdziała torsji kręgosłupa i wpływa na trójwymiarową korekcję deformacji kręgosłupa i tułowia (ryc. 2).[54] Strefy nacisku umożliwiają eliminację garbu żebrowego lub wału lędźwiowego. Strefy odciążające ułatwiają mobilizację wypłaszczonych krzywizn kręgosłupa (hipokifozy piersiowej i hipolordozy lędźwiowej) poprzez umożliwienie swobodnych ruchów oddechowych.[55]

Asymetryczna korekcja jest wynikiem pośredniego działania gorsetu, a jego skuteczność zależy od sztywności struktur na które działa.[56,57]



Ryc. 2. Zasada działania gorsetu Chêneau

Efektywność terapii różnymi rodzajami ortoz piersiowo-lędźwiowo-krzyżowych (*ang. thoraco-lumbo-sacral orthosis* - TLSO) co do hamowania progresji IS, liczona jako mniejszy odsetek konieczności przeprowadzenia operacji korekcyjnych, została dość dobrze udowodniona.[57–60] Chociaż celem leczenia ortopedycznego bocznego skrzywienia kręgosłupa jest przede wszystkim kontrola progresji skrzywienia, wykazano, że gorset Chêneau w niektórych przypadkach może powodować nawet korekcję skrzywienia kręgosłupa, skutecznie zmieniając historię naturalną AIS.[56,57,61]

Jakkolwiek poza pożądanym, terapetycznym wpływem gorsetu na pacjenta, noszenie go przez 23 godziny na dobę powoduje również dyskomfort. Stwierdzono, że

stosowanie gorsetu Chêneau wiązało się z niekorzystnym postrzeganiem własnego ciała, zaburzeniami snu,[57] mniejszą wydolnością wysiłkową,[62] bólem, maceracją skóry, zmniejszoną aktywnością fizyczną i mięśniową, powodując znaczne obniżenie jakości życia.[63]

Wśród prac ostatnich latach szereg badań skupiło się na ocenie wpływu leczenia ortotycznego na korekcję postawy,[64] jakość życia, występowanie dolegliwości bólowych czy żołądkowo-przełykowych,[65] sferę psychiczną młodzieży z rozpoznaną IS.[66]

1.4. Terapia młodzieńczej skoliozy idiopatycznej gorsetem ortopedycznym, a chód i stabilność posturalna

Zarówno morfologia tułowia,[36] jak i rodzaj skrzywienia kręgosłupa[5] są związane z dysbalansem w AIS, stąd można założyć, że zastosowanie dodatkowego usztywnienia tułowia w tej populacji może zmieniać stabilność postawy w pozycji stojącej, jak i w trakcie swobodnego poruszania się. I choć dotychczas badano nie tylko wpływ gorsetu na progresję bocznego skrzywienia kręgosłupa w IS, ale także na stabilność posturalną oraz lokomocję w tej populacji, to doniesienia wciąż są niejednoznaczne.[67] Według części badaczy noszenie ortozy tułowia u osób z AIS może wpływać korzystnie na wzorzec chodu, między innymi poprzez zmniejszenie kadencji kroku oraz zmniejszenie asymetrii sił reakcji podłoża.[68,69] Również kinematyka bioder i miednicy zmienia się u osób z AIS pod wpływem gorsetu. Zastosowanie ortozy do leczenia bocznego skrzywienia kręgosłupa wiązało się z poprawą parametrów kinematycznych chodu poprzez zmniejszenie zakresu ruchomości bioder i miednicy[70] oraz w rezultacie mniejszy wydatek energetyczny w trakcie lokomocji.[71] Znaleźć można też prace, w których wskazywano na brak wpływu zastosowanej ortozy tułowia na parametry kinetyczne i energetyczne chodu u osób z AIS.[72]

Analogicznie, rozważając jak zmieniają się parametry stabilności posturalnej pod wpływem ortozy korygującej skrzywienie kręgosłupa, doniesienia i tutaj są sprzeczne. Wykazano, że dodatkowe zewnętrzne czynniki, takie jak noszenie gorsetu, mogą zwiększać wychylenia COP i powodować gorszą równowagę posturalną.[73] Z drugiej jednak strony szereg badań wskazuje na poprawę parametrów stabilometrycznych pod wpływem terapii ortotycznej.[69,74] Khanael i wsp. w swoich

badaniach dowodzą, że stosowanie ortozy tułowia nie wpłynęło znacząco na stabilność posturalną chorych nastolatków z IS.[75]

Choć wielu badaczy oceniało biomechaniczny wpływ gorsetów na kręgosłup, nadal istotne jest, aby badać i właściwie interpretować wyniki dotyczące równowagi posturalnej i parametrów chodu w tej grupie.[67,75] Wyniki dotyczące parametrów czynnościowych kończyn dolnych mogą prowadzić do zrozumienia różnych aspektów leczenia gorsetowego. Istnieje niewiele badań oceniających stabilność posturalną i parametry chodu u osób z AIS, w których oceniano natychmiastowy wpływ gorsetów wytwarzanych metodą manualną na parametry stabilometryczne i parametry chodu.[68,69,76] Brak jest prac, w których oceniana jest dynamika zmian w trakcie 6-miesięcznej obserwacji. W celu uzupełnienia literatury niniejsza praca badawcza ma na celu dokonać kompleksowej oceny zarówno bezpośredniego, jak i długoterminowego wpływu leczenia gorsetowego na statyczne, dynamiczne i stabilometryczne parametry u osób z AIS.

2. CELE PRACY, HIPOTEZY BADAWCZE

2.1. Cele pracy

1. Ocena wpływu krótko- i długoterminowego leczenia gorsetem ortopedycznym typu Chêneau na wybrane parametry stabilności posturalnej oraz chodu u pacjentów z AIS.
2. Analiza stabilności posturalnej badanej grupy w korelacji ze stopniem zaawansowania, topografią oraz korekcją skrzywienia kręgosłupa w gorsecie Chêneau.
3. Wskazanie zasadności wdrożenia ćwiczeń stabilności posturalnej do kinezyterapii AIS oraz podkreślenie wartości badań stabilo- i baropodometrycznych w dalszym rozwijaniu wiedzy na temat patogenezy oraz terapii IS.

2.2. Hipotezy

1. Leczenie gorsetowe wpływa na stabilność posturalną oraz chód u młodzieży z rozpoznaną IS.
2. Pod wpływem krótkotrwałej terapii gorsetem ortopedycznym u osób badanych obserwuje się nasilenie zaburzeń stabilności posturalnej.
3. Pod wpływem krótkotrwałej terapii gorsetem ortopedycznym u osób badanych obserwuje się nasilenie asymetrii chodu.
4. Długoterminowa terapia gorsetem typu Chêneau ma korzystne działanie na zdolność utrzymania środka ciężkości w granicach czworoboku podparcia.
5. Długoterminowa terapia gorsetem typu Chêneau ma korzystne działanie na asymetrię rozkładu obciążeń stóp w warunkach statyki i dynamiki.
6. Istnieje istotna korelacja między zaburzeniami stabilności posturalnej w gorsecie a stopniem zaawansowania i topograficznym typem IS.
7. Istnieje istotna korelacja między zaburzeniami stabilności posturalnej w gorsecie a korygującym wpływem gorsetu na skrzywienie kręgosłupa.

Osiągnięcie celów i weryfikacja przedstawionych hipotez umożliwi pogłębienie wiedzy na temat efektów leczenia ortotycznego oraz wpływu gorsetu na

funkcjonowanie młodych osób z rozpoznaną IS. Szczegółowe poznanie badanych zależności może być źródłem cennych informacji wykorzystywanych do zoptymalizowania leczenia zachowawczego. Wyniki badań będą miały ponadto zastosowanie w rozwijaniu metodologii terapii IS uwzględniającej aspekt dynamiki w planowaniu ćwiczeń. Uzyskane na podstawie niniejszego badania informacje mogą być istotne nie tylko w indywidualizacji programów terapeutycznych, lecz także w prognozowaniu co do dalszego przebiegu choroby u młodych pacjentów z rozpoznaną IS.

3. MATERIAŁ I METODY

3.1. Materiał

Grupę badaną stanowili pacjenci Kliniki Rehabilitacji oraz Katedry Rehabilitacji i Ortopedii Wydziału Lekarskiego, Collegium Medicum Uniwersytetu Warmińsko-Mazurskiego w Olsztynie z rozpoznaną AIS, zakwalifikowani przez lekarza rehabilitacji medycznej do leczenia gorsetem ortopedycznym typu Chêneau. 61 pacjentów z młodzieńczą skoliozą idiopatyczną (ang. *adolescent idiopathic scoliosis*- AIS), którzy spełnili kryteria włączenia, zostało przebadanych przy użyciu pełnego protokołu, od kwietnia 2019 r. do września 2021 r.
Niniejsze badanie zostało zatwierdzone przez Komisję Bioetyczną przy Wydziale Lekarskim Collegium Medicum Uniwersytetu Warmińsko-Mazurskiego w Olsztynie, Uchwałą Nr 20/2019 w dniu 14 marca 2019 r.

3.1.1. Kryteria włączenia i wyłączenia

Podstawą zakwalifikowania do badania zasadniczego, mającego na celu ocenę wpływu leczenia gorsetem ortopedycznym na wybrane parametry chodu i stabilności posturalnej, było spełnienie kryteriów włączenia oraz brak kryteriów wyłączenia.
1. Grupa badana
a) Kryteria włączenia:

1. Chłopcy i dziewczęta w wieku 11-17 lat.
2. Rozpoznana skolioza idiopatyczna (ang. *idiopathic scoliosis*- IS) na podstawie zdjęcia rentgenowskiego kręgosłupa i obowiązujących standardów.
3. Pacjenci zakwalifikowani przez lekarza rehabilitacji medycznej do leczenia gorsetem ortopedycznym typu Chêneau.
4. Wyrażenie przez pacjenta oraz jego opiekuna prawnego świadomej, dobrowolnej zgody na udział w badaniu.

b) Kryteria wyłączenia:

1. Rozpoznane skrzywienie kręgosłupa innego typu niż IS.

2. Dodatni wywiad w kierunku chorób neurologicznych, wad wrodzonych w obrębie narządu ruchu, przebytych istotnych urazów mogących mieć wpływ na wynik badania zasadniczego.
3. Wcześniejsze leczenie gorsetem ortopedycznym.
4. Niestawienie się w terminie na co najmniej jedno z dwóch badań kontrolnych.

3.2. Metody

Pacjenci kwalifikowani byli do badania na podstawie krótkiego wywiadu wstępnego, który miał na celu wykluczenie osób nie spełniających wcześniej wymienionych kryteriów.

Badanie składało się z dwóch części - wstępnej oraz zasadniczej. W części wstępnej pacjenci oraz ich opiekunowie informowani byli o celu i metodyce badania. Od pacjentów otrzymywano pisemną zgodę na jego wykonanie, z formularzem ochrony danych osobowych (załącznik 1) oraz wypełniali kwestionariusz dotyczący wywiadu IS, chorób towarzyszących mogących mieć wpływ na wyniki badania zasadniczego (załącznik 2). Następnie dokonywano pomiarów antropometrycznych- pacjenta ważono i mierzono. Dane kliniczne uzupełniano o analizę zdjęć rentgenowskich kręgosłupa.

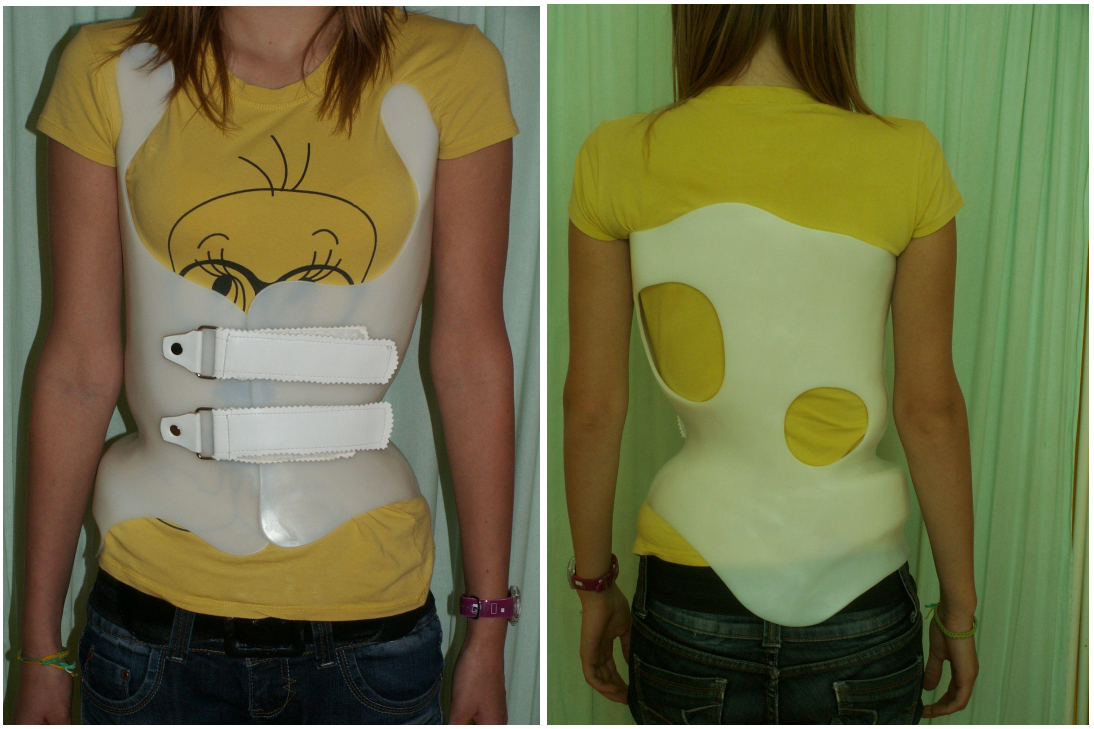
W części zasadniczej badania dokonywano pomiarów stabilometrycznych oraz baropodometrycznych w warunkach statyki i dynamiki.

Podczas każdej wizyty pacjenci wypełniali krótki, specjalnie zaprojektowany przez autorkę kwestionariusz. Pytania dotyczyły częstotliwości wykonywania przez pacjentów indywidualnej kinezyterapii oraz w przypadku badań kontrolnych, również stosowania się co do zaleceń noszenia gorsetu (załącznik 3). Uczestnikom badania i ich opiekunom udzielano odpowiedzi na ewentualne pytania.

Projekt badawczy o charakterze obserwacyjnym przeprowadzany był etapowo, prospektywnie według następującego schematu:

Badanie kliniczne nr 1 przeprowadzano w dniu rozpoczęcia terapii gorsetem ortopedycznym typu Chêneau (ryc. 3), wykonanym indywidualnie przez zespół ortotyków z ponad trzydziestoletnim doświadczeniem. Pacjenta badano przed pierwszorazowym założeniem gorsetu (pomiar 1A) oraz 30 minut po jego aplikacji (pomiar 1B). Pacjent instruowany był aby gorset Chêneau stosować przez 23 godziny w ciągu doby.

Badanie kliniczne nr 2 przeprowadzano 30 dni (+/- 7 dni) liczone od dnia rozpoczęcia terapii gorsetem (dzień rozpoczęcia terapii gorsetem to dzień 0). Pomiarów dokonywano tylko w gorsecie ortopedycznym (pomiar 2B).
Badanie kliniczne nr 3 przeprowadzano 180 dni (+/- 14 dni) liczone od dnia rozpoczęcia terapii gorsetem. Pomiarów dokonywano tylko w gorsecie ortopedycznym (pomiar 3B).



Ryc. 3. Gorset Chêneau

3.2.1. Narzędzia badawcze

1. W celu wykonania badania zasadniczego wykorzystano FreeMED Base, włoskiej firmy Sensor Medica. Jest to urządzenie pomiarowe, bez oddziaływania na organizm człowieka. Składa się z:

1.1. Platformy baropodometrycznej o wymiarach 40x40 cm (ryc. 4), która poprzez wbudowane czujniki rezystancyjne, mierzy:
a) centralny nacisk stóp na podłoże, odwzorowujący rzut środka ciężkości ciała na płaszczyznę podstawy oraz jego przemieszczenie w kierunkach przednio-tylnym (ang. *anterior-posterior* - AP), przyśrodkowo-bocznych *(ang. medio-lateral* - ML) oraz

ruchy rotacyjne. Na podstawie parametrów stabilometrycznych otrzymywanych w badaniu posturograficznym można oceniać stabilność posturalną dzieci i młodych dorosłych oraz wykrywać wczesne zaburzenia postawy i równowagi.[77]

b) rozkład obciążeń stóp w trakcie przyjmowania swobodnej pozycji stojącej oraz podczas chodu (w trakcie przetaczania stopy po podłożu), a także kinetyczne parametry chodu. Badanie to jest przydatnym narzędziem do wykrywania asymetrii chodu oraz oceny wzorca chodu w okresie wzrostu u dzieci.[78]

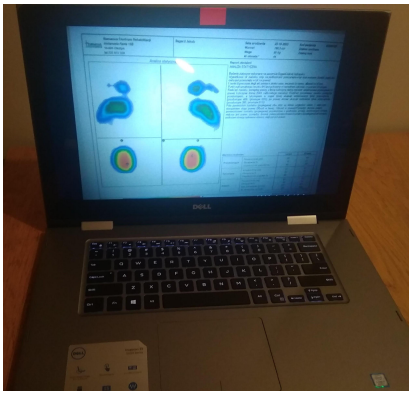
Częstotliwość próbkowania platformy FreeMED Base- do 400 Hz.

1.2. Dwóch pasywnych ścieżek o wymiarach 2x100 cm (ryc. 4).

1.3. Komputera wraz z kompatybilnym oprogramowaniem, który zapisuje dane pomiarowe (ryc. 5).



Ryc. 4. Platforma siłowa FreeMed wraz z dwoma pasywnymi ścieżkami



Ryc. 5. Komputer z zapisem danych pomiarowych

2. Medyczna waga elektroniczna ze wzrostomierzem, firmy Seca (ryc. 6.)



Ryc. 6. Waga elektroniczna ze wzrostomierzem

3.2.2. Kliniczne metody badawcze

1. Platforma tensometryczna

1.1. Badanie stabilometryczne

Przed rozpoczęciem prób pacjenci byli informowani, iż celem badań jest pomiar równowagi w czasie utrzymania stabilnej, nieruchomej postawy. Rejestrowany był jeden pomiar z każdej próby. W przypadku gdy badany świadomie się poruszył, wynik badania uznawano za nieważny i było ono powtarzane. Podczas badania

pacjent proszony był o zdjęcie obuwia i przyjęcie swobodnej pozycji stojącej na platformie, z ramionami opuszczonymi wzdłuż ciała oraz o wpatrywanie się w punkt fiksacji na ścianie 1,2 m przed nim, na wysokości wzroku (ryc. 7). Każdy test przeprowadzany był z oczami otwartymi (OO) i oczami zamkniętymi (OZ). Długość każdorazowego pomiaru wynosiła 30 s.

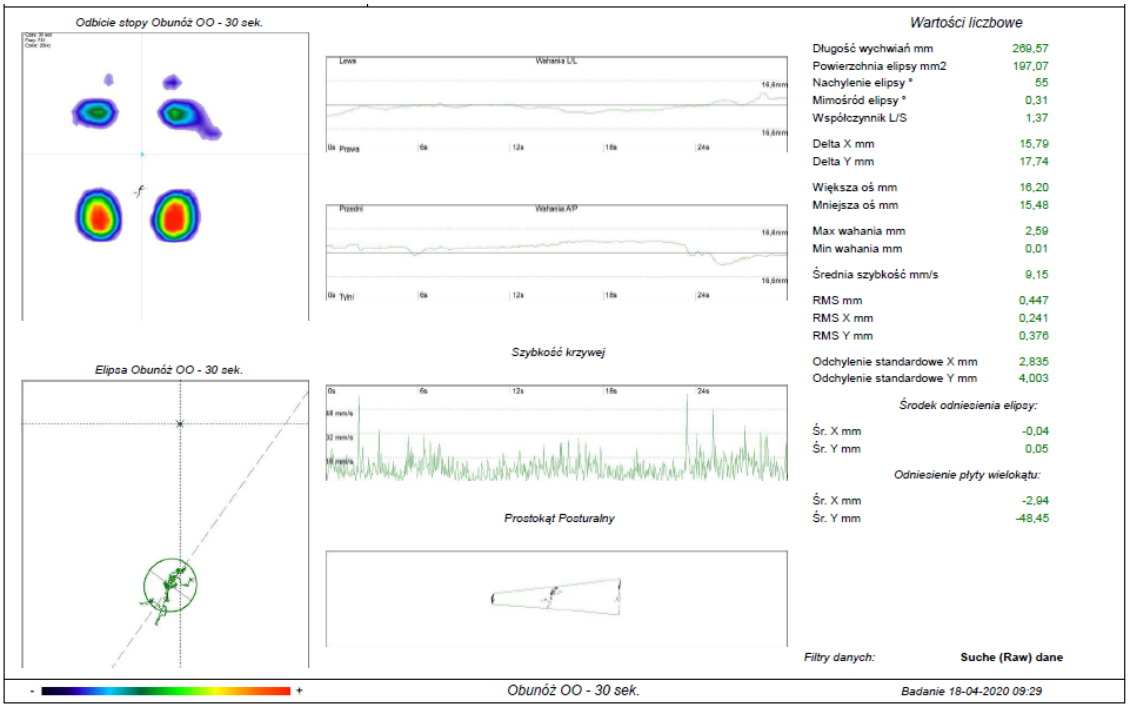


Ryc. 7. Pozycja ciała podczas badania posturograficznego na platformie FreeMED

Do szczegółowej analizy stabilności posturalnej wybrano następujące parametry (ryc. 8A i 8B):

- długość wychwiań COP (mm),

- maksymalne wahania COP (mm),
- powierzchnia wychwiań COP (mm2),
- mimośród elipsy zakreślanej przez COP,
- współczynnik L/S wychwiań COP (1/mm),
- szybkość wychwiań COP (mm/s),
- wahania w kierunku ML (%),
- wahania w kierunku AP (%),
- wahania rotacyjne (%),
- Współczynnik Romberga dla długości, powierzchni oraz szybkości wychwiań COP. Współczynnik ten jest określony jako iloraz wartości parametrów z OZ przez parametry z OO. Wartość współczynnika większa od 1 wskazuje na niższy poziom stabilności posturalnej podczas OZ.



Ryc. 8A. Przykład raportu badania posturograficznego

		Obunóż OO		Obunóż OZ	
Długość wychwiań mm		269,57		416,97	
Powierzchnia elipsy mm2		197,07		340,17	
Współczynnik L/S		1,37		1,23	
Średnia szybkość mm/s		9,15		13,57	
Nachylenie elipsy °		55		61	
Mimośród elipsy °		0,31		0,64	
Max wahania mm		2,59		11,89	
		LF	RF	LF	RF
Obciążenie całkowite %	50	46	54	47	53
Obciążenie przodostopia %	40	25	28	23	27
Obciążenie tyłostopia %	60	75	72	77	73
Label2				*Badanie 18-04-2020 09:29*	

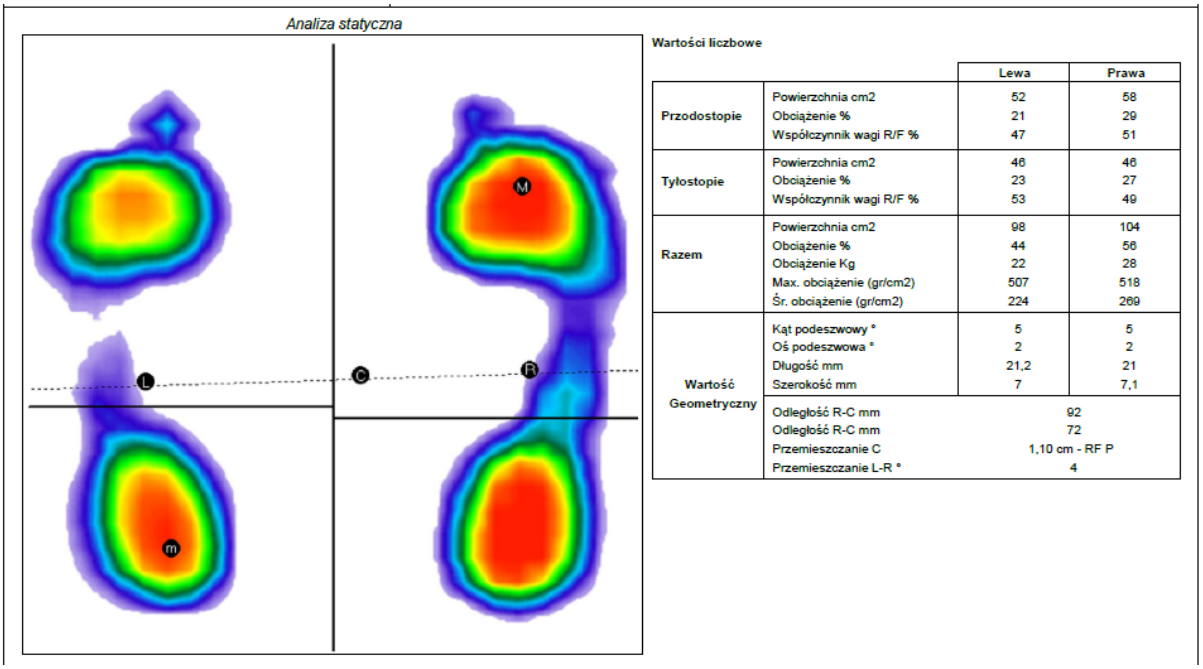
Ryc. 8B. Przykład raportu badania posturograficznego

1.2. Badanie baropodometryczne w reakcji statycznej

Pacjent ustawiony był w analogicznej pozycji jak podczas badania posturograficznego z zachowaniem powyżej opisanych zasad przeprowadzenia badania. Długość pomiaru wynosiła 10 s.

Podczas badania baropodometrycznego w reakcji statycznej oceniano następujące parametry (ryc. 9):

- powierzchnia stopy (cm²), wraz z uwzględnieniem podziału na przodo- i tyłostopie,
- rozkład obciążeń stóp (%), wraz z uwzględnieniem podziału na przodostopie i tyłostopie oraz część przyśrodkową i boczną stopy,
- maksymalne obciążenie stopy (g/cm²),
- średnie obciążenie stopy (g/cm²).



Wartości liczbowe

		Lewa	Prawa
Przodostopie	Powierzchnia cm2	52	58
	Obciążenie %	21	29
	Współczynnik wagi R/F %	47	51
Tyłostopie	Powierzchnia cm2	46	46
	Obciążenie %	23	27
	Współczynnik wagi R/F %	53	49
Razem	Powierzchnia cm2	98	104
	Obciążenie %	44	56
	Obciążenie Kg	22	28
	Max. obciążenie (gr/cm2)	507	518
	Śr. obciążenie (gr/cm2)	224	269
Wartość Geometryczny	Kąt podeszwowy °	5	5
	Oś podeszwowa °	2	2
	Długość mm	21,2	21
	Szerokość mm	7	7,1
	Odległość R-C mm	92	
	Odległość R-C mm	72	
	Przemieszczanie C	1,10 cm - RF P	
	Przemieszczanie L-R °	4	

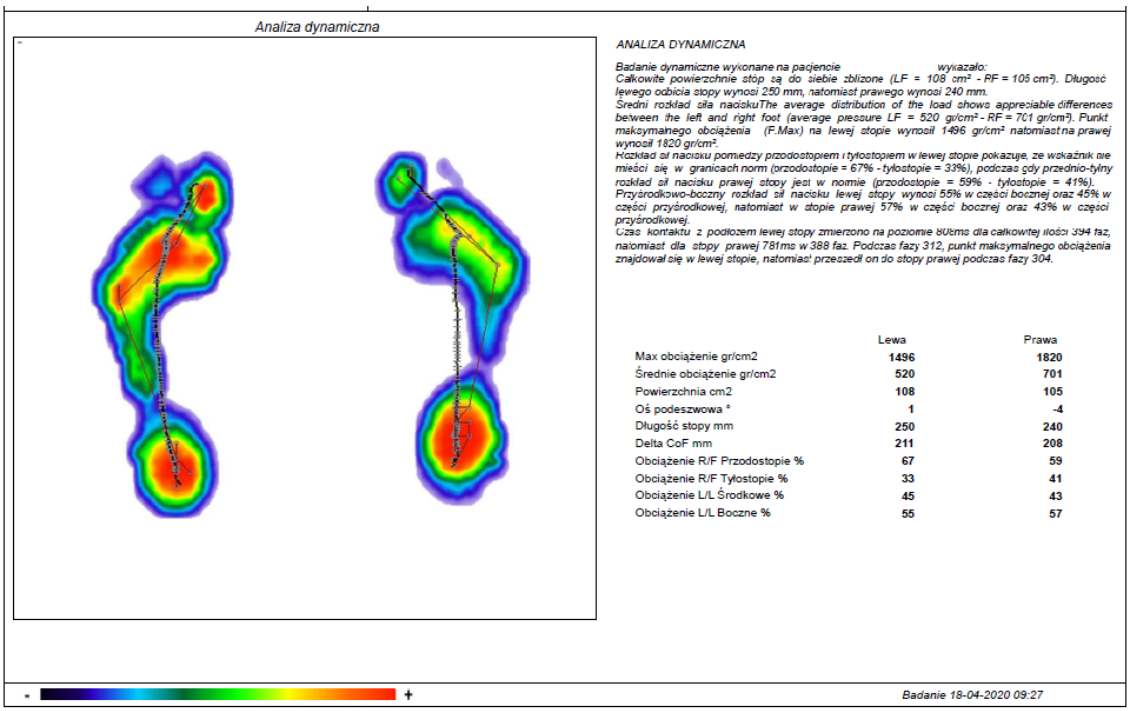
Ryc. 9. Przykład raportu badania baropodometrycznego w reakcji statycznej

1.3. Badanie baropodometryczne w reakcji dynamicznej

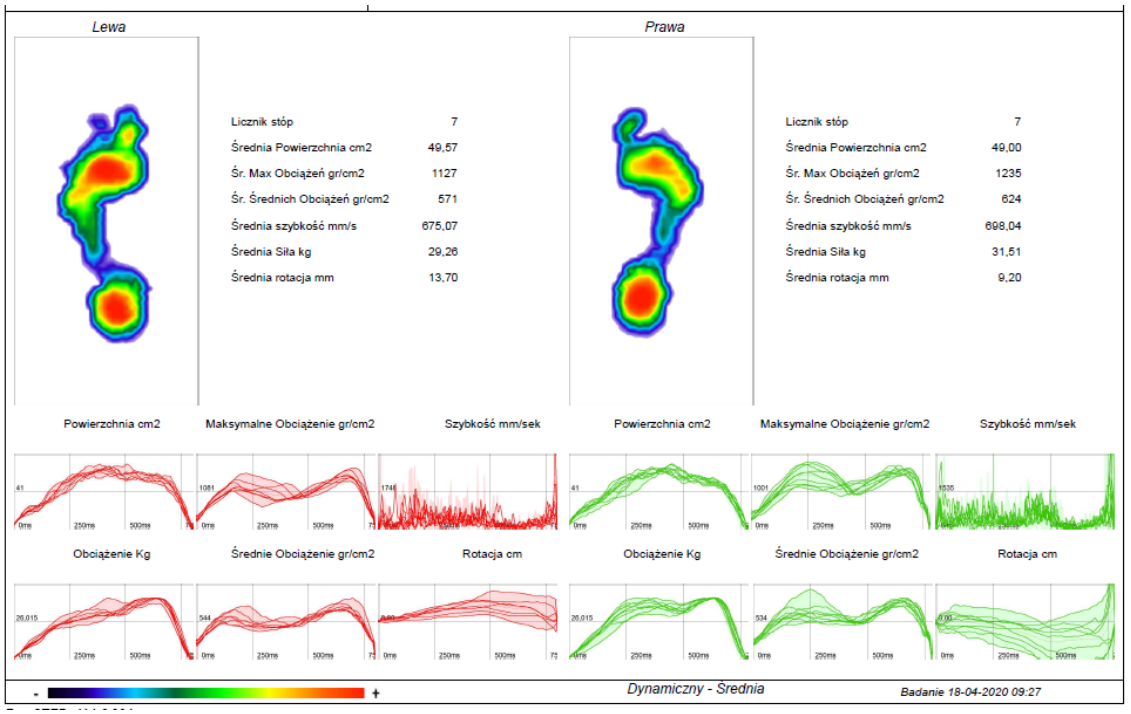
Pacjent był instruowany, aby chodzić po ścieżce boso z dogodną dla siebie prędkością. Przed rozpoczęciem rejestrowania badania pacjentowi dano czas na zaznajomienie się z otoczeniem oraz na kilka nierejestrowanych prób chodu po ścieżce. Pomiar zarejestrowany był zakończony, jeśli uzyskano co najmniej 7 lewych i 7 prawych pełnych odbić stóp. Niepełne odbicia stóp zostały usunięte i nie były uwzględniane w pomiarach.

Podczas badania baropodometrycznego w reakcji dynamicznej oceniano następujące parametry (ryc. 10A i ryc. 10B):

- czas trwania kontaktu stopy z podłożem (ang. *stance)* (ms),
- czas trwania środkowej fazy podporu (ang. *midstance)* (ms),
- maksymalne obciążenie stopy (g/cm²),
- szybkość kroku (mm/s),
- średnie obciążenie stóp (g/cm²)
- rozkład obciążeń stóp z uwzględnieniem podziału przodo- i tyłostopie oraz część przyśrodkową i boczną stopy (%).



Ryc. 10A. Przykład raportu badania baropodometrycznego w reakcji dynamicznej



Ryc. 10B. Przykład raportu badania baropodometrycznego w reakcji dynamicznej

Celem uniknięcia powielania wyników kompatybilnych dotyczących badania barometrycznego, w którym oceniano procentowe obciążenia przodo- i tyłostopia,

w wynikach i analizie statystycznej uwzględniono tylko wyniki dotyczące tyłostopia. Analogicznie oceniając rozkład przyśrodkowo-boczny obciążeń stóp do analizy włączono tylko wartości dotyczące obciążenia części przyśrodkowej.
Dane uzyskane podczas analiz były przesyłane do komputera za pomocą oprogramowania zintegrowanego z systemem.

2. Pomiary antropometryczne

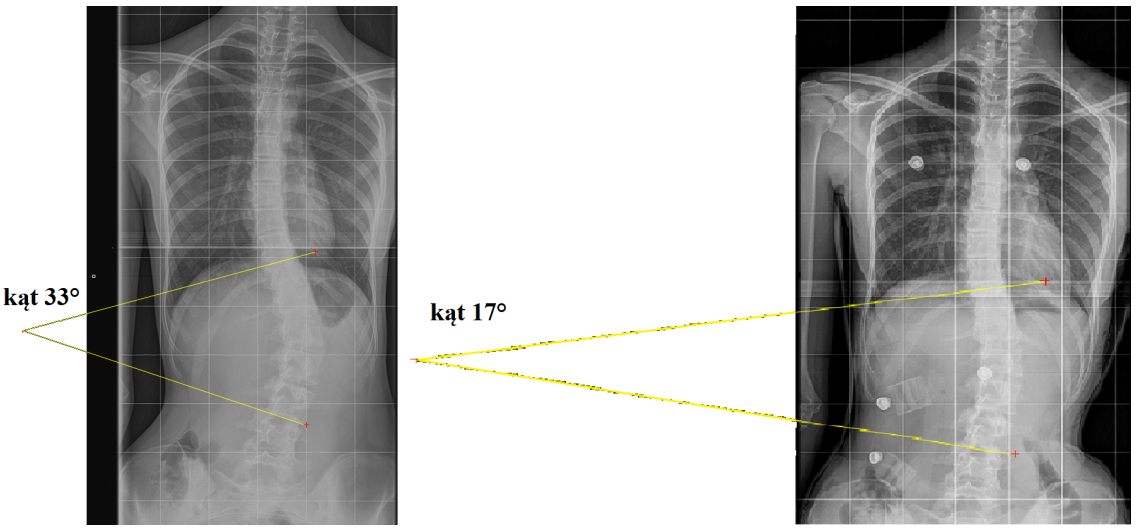
Pacjenta ważono w lekkiej odzieży, bez obuwia (w kilogramach, z dokładnością do 1 kg) oraz dokonywano pomiaru wzrostu (w centymetrach z dokładnością do 1 cm) przy użyciu medycznej wagi elektronicznej ze wzrostomierzem firmy Seca (ryc. 6).

3. Analiza radiologiczna zdjęcia rentgenowskiego kręgosłupa

Dane radiologiczne uzyskane zostały na podstawie zdjęcia rentgenowskiego całego kręgosłupa z objęciem stawów biodrowych, w projekcji AP, wykonanego do celów diagnostyczno-leczniczych przed kwalifikacją do terapii gorsetowej oraz na podstawie zdjęcia rentgenowskiego wykonanego w indywidualnie wykonanym gorsecie ortopedycznym typu Chêneau. Analizie poddano następujące parametry: kąt Cobba, typ topograficzny skrzywienia kręgosłupa, ocenę dojrzałości kostnej według Rissera, a w przypadku zdjęcia rentgenowskiego wykonanego w gorsecie - dodatkowo stopień korekcji skrzywienia. Pomiarów dokonywano przy użyciu oprogramowania MicroDicom.

3.1. Pomiar kąta Cobba

Ocenę kąta skrzywienia kręgosłupa metodą Cobba uznaje się aktualnie za złoty standard w diagnozowaniu, monitorowaniu oraz planowaniu terapii w IS. Na radiogramie wykreślany jest kąt Cobba pomiędzy najbardziej nachylonymi kręgami, czyli między kręgiem granicznym krańcowym górnym i kręgiem granicznym dolnym (ryc. 11).[79]



Ryc. 11. Pomiar kąta Cobba na zdjęciach rentgenowskich - bez gorsetu (po lewej) oraz w gorsecie (po prawej)

3.2. Ocena typu topograficznego IS

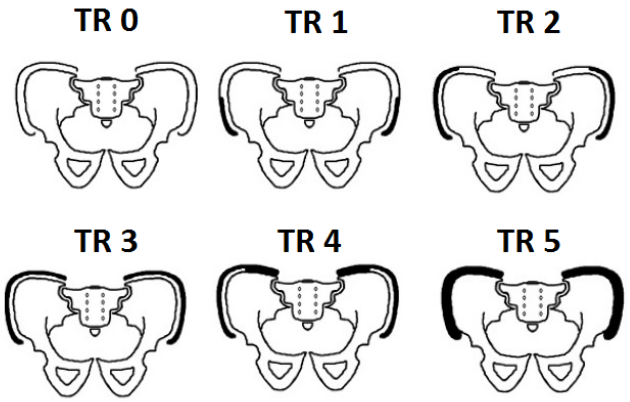
W zależności od lokalizacji kręgu górnego i dolnego oraz wierzchołka skrzywienia klasyfikowano skrzywienie kręgosłupa do odpowiedniego typu według Ponsetiego (tab.1).[80] Klasyfikacja Ponsetiego, zaproponowana przez Ponsetiego i Friedmana w 1950 roku, była pierwszą, która prezentowała podział AIS na kilka grup i jest nadal szeroko stosowana w praktyce klinicznej.[46]

Tab. 1. Klasyfikacja Ponsetiego

Typ topograficzny skoliozy idiopatycznej	Łuk skrzywienia kręgosłupa	Wierzchołek skrzywienia kręgosłupa
Piersiowa	Th5-6 do Th11-12	Th8-9
Piersiowo-lędźwiowa	Th6-7 do L1-2	Th11-12
Lędźwiowa	T11 do L3	L1-2
Dwułukowa, wyrównana	Th5-6 do Th10-11,	Th7-8,
	Th10-11 do L3-4	L1-2
Szyjno-piersiowa	C7-Th1 do Th4-5	Th3

3.3. Ocena dojrzałości kostnej

Dojrzałość kostna badanych oceniona została przy użyciu francuskiej wersji testu Rissera (TR) (ryc. 12).[81] Test opisuje sześć stadiów kostnienia grzebienia biodrowego - od 0 do 5, ocenianych na radiogramie w projekcji przednio-tylnej. Gdy cień jądra kostnienia jest niewidoczny mówimy o TR 0. Gdy cień jądra kostnienia odpowiednio: zaznacza się w okolicy przedniego górnego kolca biodrowego- TR oceniany jest na 1, sięga do połowy długości grzebienia- TR 2, następnie do kolca tylnego- TR 3, później częściowo zlewa się z obrysem talerza biodrowego- TR 4, aż do całkowitego z nim połączenia- TR 5.



Ryc. 12. Test Rissera[81]

3.4. Ocena stopnia korekcji skrzywienia kręgosłupa w gorsecie ortopedycznym

Dokonano oceny skrzywienia kręgosłupa metodą Cobba na radiogramie wykonanym u pacjenta w gorsecie ortopedycznym (kąt Cobba w gorsecie). Wynik porównano z wielkością kąta Cobba skrzywienia kręgosłupa na radiogramie wykonanym przed rozpoczęciem terapii gorsetem ortopedycznym (kąt Cobba początkowy). Jeśli różnica kąta Cobba początkowego i kąta Cobba w gorsecie zawierała się odpowiednio w przedziałach:[82]

- od -5 do 5: wpływ gorsetu oceniano jako stabilizujący skrzywienie kręgosłupa,
- >=6: wpływ gorsetu oceniany jako korygujący skrzywienie kręgosłupa,

- <=-5: wpływ gorsetu oceniany jako - brak korekcji skrzywienia kręgosłupa; w takim przypadku pacjent kierowany był na konsultację ortotyczną celem modyfikacji ortozy.

3.2.3. Metody statystyczne

Aby zweryfikować postawione hipotezy badawcze przeprowadzono analizy statystyczne przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. Przy jego użyciu wykonano analizę statystyk opisowych wraz z testem Shapiro-Wilka, testy *t* Studenta dla prób zależnych, testy *U* Manna-Whitney'a oraz jednoczynnikową analizę wariancji. W przypadku analiz korelacji dla zmiennych ilościowych wykonano analizy korelacji *r* Pearsona dla testów nieparametrycznych. Za poziom istotności uznano klasyczny próg $\alpha=0,05$. Wyniki prawdopodobieństwa statystyki testu na poziomie $0,05<p<0,1$ interpretowano jako istotne na poziomie tendencji statystycznej.

4. WYNIKI

4.1. Charakterystyka grupy badanej

84 pacjentów z rozpoznaną skoliozą idiopatyczną (ang. *idiopathic scoliosis*- IS) spełniających kryteria włączono do badania. Od kwietnia 2019 roku do września 2021 roku w Klinice Rehabilitacji oraz Katedrze Rehabilitacji i Ortopedii Wydziału Lekarskiego, Collegium Medicum Uniwersytetu Warmińsko-Mazurskiego w Olsztynie pełnym protokołem przebadano 61 pacjentów (49 dziewcząt, 12 chłopców) z młodzieńczą skoliozą idiopatyczną (ang. adolescent idiopathic scoliosis- AIS). Pozostałe 23 osoby nie zgłosiły się na co najmniej jedną z wizyt kontrolnych, co skutkowało wykluczeniem ich z badania. Ogólna charakterystyka uczestników na początku badania została zaprezentowana w tab. 2.

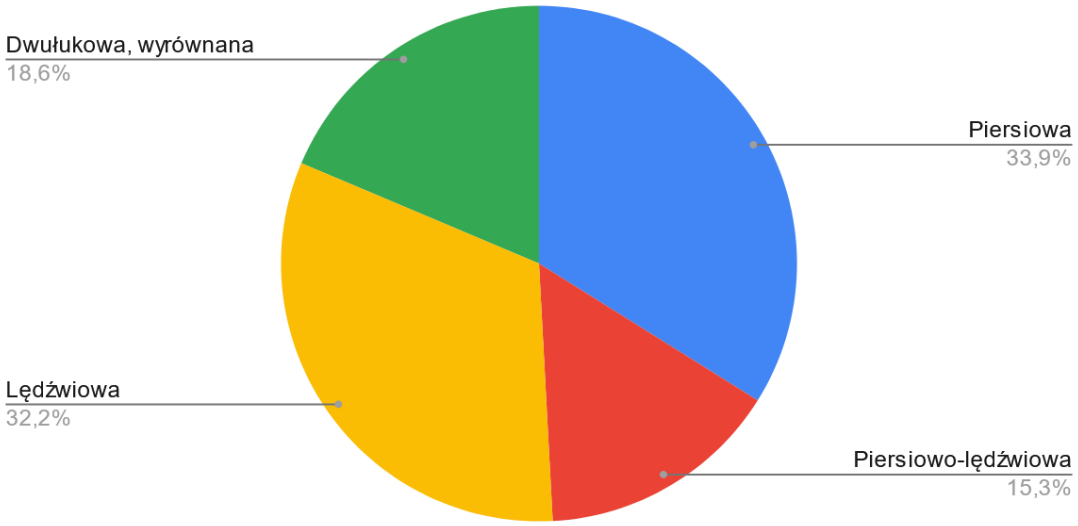
Tab. 2. Ogólna charakterystyka uczestników na początku badania

Cecha	X ± SD
Wiek (lata)	13,16 ± 1,59 (zakres 11-17)
Wzrost (cm)	161,54 ± 11,21
Masa ciała (kg)	51,48 ± 13,83
BMI (kg/m²)	19,42 ± 3,39
Kąt Cobba początkowy (°)	24,05 ± 10,37
Kąt Cobba w gorsecie (°)	11,70 ± 7,22
Korekcja skrzywienia w gorsecie (°)	12,72 ± 5,17
Test Rissera (mediana)	2 (zakres 0-3)
Płeć (n(%))	
Dziewczęta	49 (80,33)
Chłopcy	12 (19,67)

Średni wiek w momencie włączenia do badania wynosił 13,16 lat, a wskaźnik masy ciała (*ang. body mass index*- BMI) 19,42 kg/m2. Średni kąt skrzywienia oceniany na rentgenogramie (RTG) kręgosłupa przed rozpoczęciem terapii gorsetem

wynosił 24,05°, natomiast średni kąt skrzywienia kręgosłupa w gorsecie wynosił 11,7°. W przypadku IS dwułukowych do analizy brano łuk o wyższej wartości kąta Cobba. Dla testu Rissera (TR) mediana wynosiła 2. Średni stopień korekcji skrzywienia kręgosłupa w gorsecie Chêneau wynosił 12,72° (tab. 2.).

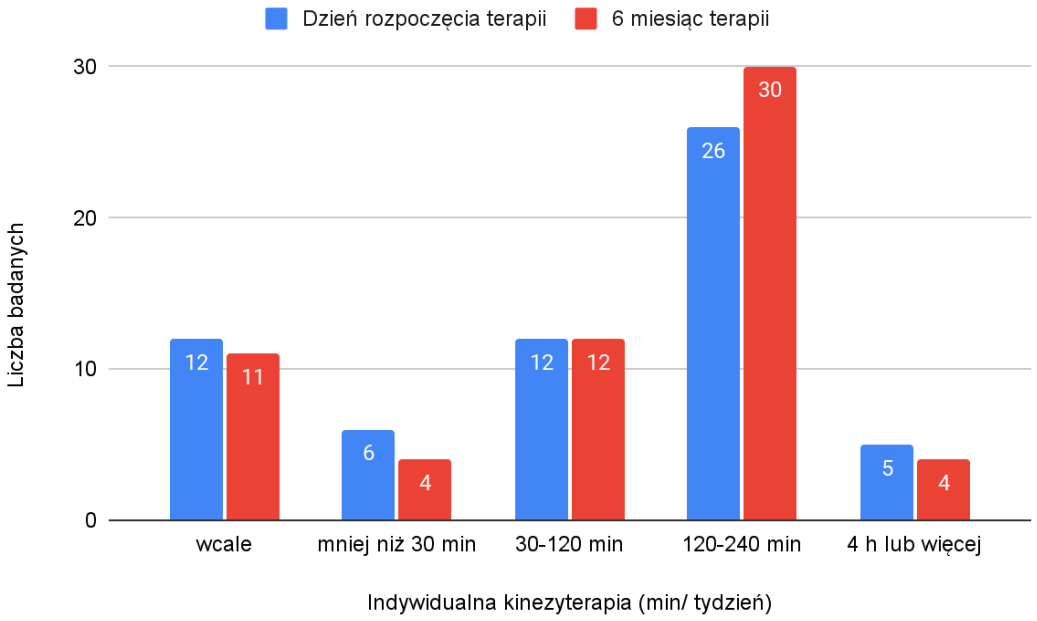
W kolejnym etapie dokonano analizy rozkładu typów topograficznych IS zgodnie z klasyfikacją według Ponsetiego. Wyniki prezentuje ryc. 13.



Ryc. 13. Rozkład typów klinicznych skolioz idiopatycznych według klasyfikacji Ponsetiego

Na podstawie radiologicznej i klinicznej diagnozy w badanej grupie zidentyfikowano 4 typy topograficzne IS zgodnie z klasyfikacją według Ponsetiego: 21 piersiowych, 9 piersiowo-lędźwiowych, 20 lędźwiowych oraz 11 dwułukowych, wyrównanych, 0 szyjno–piersiowych (ryc. 13).

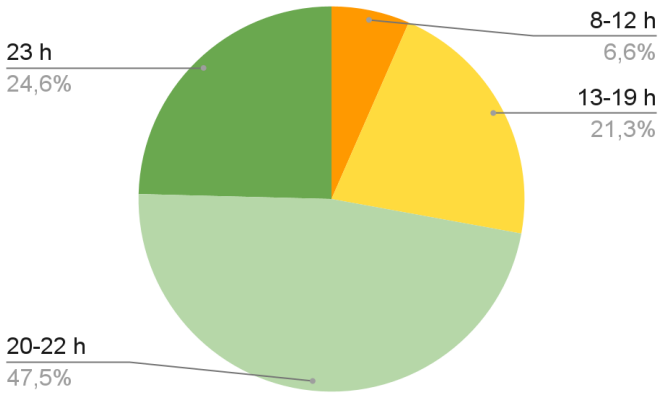
Dokonano ponadto oceny intensywności wykonywania przez pacjentów indywidualnych ćwiczeń dla IS. Wyniki prezentuje ryc. 14.



Ryc. 14. Intensywność indywidualnej kinezyterapii

W momencie rozpoczęcia terapii gorsetem 49 osób deklarowało, że wykonuje ćwiczenia korekcyjne dla IS, z czego 25 osób podawało, że ćwiczy minimum 180 min/ tydzień. W badaniu po 6 miesiącach wyniki uplasowały się na podobnym poziomie: 50 osób kontynuowało kinezyterapię, jednak tylko 20 osób ćwiczyło co najmniej 3 h w tygodniu (ryc. 14).

Analizie poddano także *complience*, czyli stosowanie się do zaleceń noszenia gorsetu, mierzone deklarowaną przez pacjentów liczbą godzin stosowania gorsetu w ciągu doby (ryc. 15).



Ryc. 15. Długość noszenia gorsetu w ciągu doby

57 osób (93,44% badanych) po 6 miesiącach terapii deklarowało, że nosi gorset minimum 13 h/ dobę, a 44 osoby (72,13%) deklarowały, że stosują ortozę co najmniej 20 h/ dobę (ryc. 15)

4.2. Badanie stabilometryczne

W pierwszym etapie analizy statystycznej porównano parametry stabilometryczne uzyskiwane w kolejnych badaniach w gorsecie (1B, 2B, 3B) w wynikami uzyskanymi przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A).

Porównanie parametrów stabilometrycznych ocenianych przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie, bezpośrednio po jego aplikacji (1B) przy OO zostały zaprezentowane w tab. 3, przy OZ w tab. 4.

Tab. 3. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 1B przy oczach otwartych

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 1B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Długość wychwiań (mm)	197,96	57,92	219,93	67,94	-2,95	0,004	-36,86	-7,09	0,38
Powierzchnia (mm²)	59,92	63,67	142,02	171,84	-3,69	<0,001	-126,55	-37,64	0,47
Współczynnik L/S (1/mm)	7,02	5,87	4,14	4,07	3,04	0,004	0,98	4,77	0,39
Średnia szybkość (mm/s)	6,72	1,94	7,46	2,27	-2,99	0,004	-1,24	-0,25	0,38
Mimośród elipsy	0,49	0,27	0,39	0,22	2,13	0,038	0,01	0,18	0,27
Maksymalne wahania (mm)	1,37	0,69	1,87	0,83	-4,87	<0,001	-0,71	-0,3	0,62
Wahania ML (%)	2,64	1,3	2,77	1,63	-0,69	0,494	-0,51	0,25	0,09
Wahania AP (%)	43,82	6,45	43,84	5,15	-0,02	0,985	-1,78	1,75	0
Wahania rotacyjne (%)	28,18	4,5	28,64	4,94	-0,72	0,473	-1,73	0,81	0,09

Tab. 4. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 1B przy oczach zamkniętych

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 1B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Długość wychwiań (mm)	219,53	63,41	248,28	80,32	-3,71	<0,001	-44,27	-13,23	0,47
Powierzchnia (mm²)	85,81	149,06	188,03	291,22	-2,95	0,005	-171,6	-32,85	0,38
Współczynnik L/S (1/mm)	7,04	6,2	3,8	3,95	4,3	<0,001	1,73	4,74	0,55
Średnia szybkość (mm/s)	7,29	2,05	8,22	2,56	-3,97	<0,001	-1,4	-0,46	0,51
Mimośród elipsy	0,49	0,25	0,43	0,28	1,41	0,163	-0,03	0,15	0,18
Maksymalne wahania (mm)	4,39	5,36	5,59	7,26	-1	0,322	-3,62	1,21	0,13

Zgodnie z analizą statystyczną, bezpośrednio po założeniu gorsetu, obserwowano istotnie większą długość, powierzchnię oraz średnią szybkość wychwiań wypadkowej sił reakcji podłoża (ang. *center of pressure*- COP), a mniejszy współczynnik L/S wychwiań COP zarówno w badaniu przeprowadzonym przy oczach otwartych (OO), jak i oczach zamkniętych (OZ). Umiarkowanie dużą siłę efektu odnotowano dla parametrów - współczynnik L/S i średnia szybkość przy OZ, siła pozostałych wyników była niska. Dla mimośrodka elipsy odnotowano niższe wartości, jednak tylko w badaniu z OO $p<0,05$. Wynik ten charakteryzował się niską siłą. Pod wpływem aplikacji ortozy zwiększyły się wartości maksymalnych wahań COP w badaniu z OO ($p<0,05$). Siła odnotowanego efektu była umiarkowanie duża. Odnotowane różnice świadczą o niższym poziomie stabilności posturalnej związanym z bezpośrednią aplikacją gorsetu.

Analizie poddano także wartości współczynników Romberga uzyskane w badaniu stabilometrycznym przeprowadzonym przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w badaniu przeprowadzonym w gorsecie, bezpośrednio po jego pierwszorazowej aplikacji (3B). Wyniki prezentuje tab. 5.

Tab. 5. Stabilometria - porównanie współczynników Romberga między pomiarami 1A i 1B

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 1B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Współczynnik Romberga - długość wychwiań	1,12	0,2	1,15	0,24	-0,81	0,42	-0,09	0,04	0,1
Współczynnik Romberga - powierzchnia wychwiań	1,94	2,63	2,24	3,47	-0,53	0,599	-1,42	0,83	0,07
Współczynnik Romberga - szybkość wychwiań	1,1	0,19	1,12	0,22	-0,75	0,455	-0,08	0,04	0,1

Analizując wartości współczynników Romberga między pomiarami 1A i 1B nie odnotowano różnic istotnych statystycznie.

Porównanie parametrów stabilometrycznych ocenianych przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie, po 1 miesiącu terapii (2B) przy OO zostały zaprezentowane w tab. 6, przy OZ w tab. 7.

Tab. 6. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 2B przy oczach otwartych

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Długość wychwiań (mm)	197,96	57,92	196,81	52,18	0,17	0,867	-12,51	14,8	0,02
Powierzchnia (mm²)	59,92	63,67	95,16	121,73	-2,19	0,033	-67,47	-3,02	0,28
Współczynnik L/S (1/mm)	7,02	5,87	6,24	10,52	0,54	0,591	-2,11	3,68	0,07
Średnia szybkość (mm/s)	6,72	1,94	6,68	1,78	0,16	0,871	-0,42	0,5	0,02
Mimośród elipsy	0,49	0,27	0,47	0,25	0,29	0,774	-0,08	0,11	0,04
Maksymalne wahania (mm)	1,37	0,69	1,4	0,51	-0,35	0,729	-0,22	0,16	0,04
Wahania ML (%)	2,64	1,3	2,33	1,06	1,86	0,068	-0,02	0,65	0,24
Wahania AP (%)	43,82	6,45	45,25	5,57	-1,53	0,131	-3,29	0,44	0,2
Wahania rotacyjne (%)	28,18	4,5	28,82	4,97	-0,91	0,367	-2,05	0,77	0,12

Tab. 7. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 2B przy oczach zamkniętych

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Długość wychwiań (mm)	219,53	63,41	232,46	67,6	-1,62	0,11	-28,88	3,02	0,21
Powierzchnia (mm²)	85,81	149,06	136,73	200,73	-2,88	0,006	-86,35	-15,5	0,37
Współczynnik L/S (1/mm)	7,04	6,2	4,58	4,64	3,31	0,002	0,97	3,95	0,42
Średnia szybkość (mm/s)	7,29	2,05	7,74	2,27	-1,71	0,092	-0,97	0,08	0,22
Mimośród elipsy	0,49	0,25	0,42	0,26	1,74	0,087	-0,01	0,14	0,22
Maksymalne wahania (mm)	4,39	5,36	4,14	3,36	0,29	0,77	-1,43	1,92	0,04

Zgodnie z analizą statystyczną parametrów stabilometrycznych u pacjentów badanych w gorsecie po 1 miesiącu terapii, w porównaniu z badaniem bez gorsetu (2B vs. 1A) odnotowano większą powierzchnię wychwiań COP ($p<0,05$ zarówno przy OO jak i OZ), a niższą wartość współczynnika L/S przy OZ ($p<0,05$). Siła odnotowanych wyników była niska. W badaniu tym (2B) stwierdzono ponadto mniejsze wartości mimośrodka elipsy przy OZ, jednak różnica ta była na poziomie tendencji statystycznej. Efekt ten cechował się niska siłą. W badaniu 2B stwierdzono ponadto niższy odsetek ukierunkowanych wahań COP przyśrodkowo-bocznych. Był to wynik na poziomie istotności statystycznej. I ten efekt cechował się niskę siłą.

Odnotowane wyniki świadczą o częściowej normalizacji zaburzeń stabilności posturalnej po 1 miesiącu stosowania gorsetu.

Analizie poddano wartości współczynników Romberga uzyskane w badaniu stabilometrycznym przeprowadzonym przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w badaniu przeprowadzonym w gorsecie, po 1 miesiącu terapii ortozą (2B). Wyniki zostały zaprezentowane w tab. 8.

Tab. 8. Stabilometria - porównanie współczynników Romberga między pomiarami 1A i 2B

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Współczynnik Romberga - długość wychwiań	1,12	0,2	1,19	0,21	-2,18	0,033	-0,13	-0,01	0,28
Współczynnik Romberga - powierzchnia wychwiań	1,94	2,63	2,46	3,11	-1,13	0,264	-1,43	0,4	0,14
Współczynnik Romberga - szybkość wychwiań	1,1	0,19	1,17	0,2	-2,29	0,026	-0,13	-0,01	0,29

Zgodnie z analizą statystyczną w pomiarze w gorsecie po 1-miesięcznej terapii (2B) stwierdzono istotnie wyższe wartości współczynników dla długości i średniej prędkości wychwiań COP. Siła odnotowanych efektów była niska.

Porównanie parametrów stabilometrycznych ocenianych przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie, po 6 miesiącach terapii terapii (3B) przy OO zostało zaprezentowane w tab. 9, przy OZ w tab. 10.

Tab. 9. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 3B przy oczach otwartych

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Długość wychwiań (mm)	197,96	57,92	211,14	64,45	-1,41	0,164	-31,88	5,52	0,18
Powierzchnia (mm²)	59,92	63,67	93,68	108,63	-2,09	0,041	-66,04	-1,48	0,27
Współczynnik L/S (1/mm)	7,02	5,87	5,67	6,11	1,46	0,15	-0,5	3,21	0,19
Średnia szybkość (mm/s)	6,72	1,94	7,21	2,26	-1,54	0,128	-1,13	0,15	0,2
Mimośród elipsy	0,49	0,27	0,44	0,28	0,94	0,349	-0,05	0,15	0,12
Maksymalne wahania (mm)	1,37	0,69	2,15	2,53	-2,36	0,022	-1,45	-0,12	0,3
Wahania ML (%)	2,64	1,3	2,92	1,24	-1,48	0,145	-0,66	0,1	0,19
Wahania AP (%)	43,82	6,45	42,1	5,64	1,91	0,062	-0,09	3,53	0,24
Wahania rotacyjne (%)	28,18	4,5	29,39	4,4	-1,76	0,084	-2,6	0,17	0,22

Tab. 10. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 3B przy oczach zamkniętych

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Długość wychwiań (mm)	219,53	63,41	237,35	67,61	-2,26	0,028	-33,63	-2,01	0,29
Powierzchnia (mm²)	85,81	149,06	126,03	149,81	-2,54	0,014	-71,85	-8,6	0,33
Współczynnik L/S (1/mm)	7,04	6,2	4,67	4,56	3,03	0,004	0,81	3,93	0,39
Średnia szybkość (mm/s)	7,29	2,05	7,9	2,17	-2,46	0,017	-1,11	-0,11	0,31
Mimośród elipsy	0,49	0,25	0,44	0,23	1,15	0,255	-0,04	0,14	0,15
Maksymalne wahania (mm)	4,39	5,36	4,86	5,2	-0,53	0,597	-2,25	1,31	0,07

Po przeanalizowaniu wyników dla badania posturograficznego w gorsecie, po 6-miesięcznej terapii, w porównaniu z badaniem bez gorsetu (3B vs. 1A) stwierdzono większą powierzchnię zarówno przy OO jak i OZ. Siła odnotowanych efektów była niska. W badaniu 3B przy OZ stwierdzono ponadto istotnie statystycznie większą długość, szybkość wychwiań, a mniejszy współczynnik L/S. Siła odnotowanych efektów była niska. W badaniu 3B przy OO istotnemu zwiększeniu uległa wartość maksymalnych wahań. Odnotowany efekty charakteryzował się niską siłą. Po 6-miesięcznej terapii gorsetem obserwowano większy odsetek ukierunkowanych wahań ML oraz wahań rotacyjnych. Oba wyniki były na poziomie tendencji statystycznej i chakarteryzowały się niska siłą. W zakresie pozostałych zmiennych nie odnotowano różnic istotnych statystycznie.

Odnotowane różnice świadczą o ponownym pogorszeniu parametrów stabilności posturalnej w warunkach badania w gorsecie z OZ, po 6 miesiącach terapii gorsetem.

Analizie poddano również wartości współczynników Romberga uzyskane w badaniu stabilometrycznym przeprowadzonym przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w badaniu przeprowadzonym w gorsecie, po 6 miesiącach terapii ortozą (3B). Wyniki prezentuje tab. 11.

Tab. 11. Stabilometria - porównanie współczynników Romberga między pomiarami 1A i 3B

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Współczynnik Romberga - długość wychwiań	1,12	0,2	1,16	0,24	-0,84	0,405	-0,11	0,05	0,11
Współczynnik Romberga - powierzchnia wychwiań	1,94	2,63	2,02	2,31	-0,21	0,837	-0,84	0,69	0,03
Współczynnik Romberga - szybkość wychwiań	1,1	0,19	1,13	0,24	-0,79	0,431	-0,11	0,05	0,1

Porównując wartości współczynników Romberga, w pomiarze przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie po 6-miesięcznej terapii (3B) nie stwierdzono różnic istotnych statystycznie.

W kolejnym etapie analizy statystycznej dokonano porównania parametrów stabilometrycznych uzyskiwanych w kolejnych badaniach w gorsecie (1B, 2B, 3B).

Porównanie parametrów stabilometrycznych ocenianych w gorsecie, po 1-miesięcznej terapii, w porównaniu z badaniem w gorsecie bezpośrednio po jego aplikacji aplikacji (2B vs. 1B) przy OO zostały zaprezentowane w tabeli 12, przy OZ w tabeli 13.

Tab. 12. Stabilometria - porównanie pomiarów 1B i 2B przy oczach otwartych

	pomiar 1B (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d* Cohena
Długość wychwiań (mm)	219,93	67,94	196,81	52,18	3,10	0,003	4,76	23,16	0,30
Powierzchnia (mm²)	142,02	171,84	95,16	121,73	2,05	0,045	0,58	56,58	0,20
Współczynnik L/S (1/mm)	4,14	4,07	6,24	10,52	-1,48	0,145	-2,97	0,44	0,15
Szybkość (mm/s)	7,46	2,27	6,68	1,78	3,10	0,003	0,16	0,78	0,30
Mimośród elipsy	0,39	0,22	0,47	0,25	-1,94	0,057	-0,10	0,00	0,19
Maksymalne wahania (mm)	1,87	0,83	1,4	0,51	4,84	<0,001	0,16	0,41	0,45

Tab. 13 Stabilometria - porównanie pomiarów 1B i 2B przy oczach zamkniętych

	pomiar 1B (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d* Cohena
Długość wychwiań (mm)	248,28	80,32	232,46	67,6	2,09	0,039	0,49	18,62	0,21
Powierzchnia (mm²)	188,03	291,22	136,73	200,73	1,73	0,087	-4,55	66,51	0,17
Współczynnik L/S (1/mm)	3,8	3,95	4,58	4,64	-1,19	0,237	-1,24	0,31	0,12
Szybkość (mm/s)	8,22	2,56	7,74	2,27	1,98	0,052	0,00	0,59	0,20
Mimośród elipsy	0,43	0,28	0,42	0,26	0,11	0,912	-0,05	0,06	0,01
Maksymalne wahania (mm)	5,59	7,26	4,14	3,36	1,43	0,156	-0,34	2,09	0,14

Po przeanalizowaniu wyników dla badania posturograficznego w gorsecie, po 1-miesięcznej terapii, w porównaniu z badaniem bezpośrednio po aplikacji gorsetu (2B vs. 1B) stwierdzono mniejszą długość, powierzchnię, średnią szybkość wychwiań zarówno przy OO jak i OZ. Dla parametru długości wynik był istotny statystycznie zarówno przy OO jak i OZ, dla powierzchni i średniej szybkości wyniki były istotne statystycznie przy OO, a przy OZ na poziomie tendencji statystycznej. Siła odnotowanych efektów była niska. W badaniu 2B odnotowano ponadto niższą wartość mimośrodka elipsy z OO (wynik na poziomie tendencji statystycznej). Zwiększeniu uległa ponadto wartość maksymalnych wahań w badaniu z OO ($p < 0,05$). I te efekty cechowały się niską siłą. W zakresie pozostałych zmiennych nie odnotowano różnic istotnych statystycznie.

Odnotowane wyniki świadczą o częściowym utrzymywaniu się zaburzeń stabilności posturalnej, obserwowanych bezpośrednio po pierwszorazowej aplikacji ortozy, również po 1 miesiącu stosowania gorsetu.

Porównanie parametrów stabilometrycznych ocenianych w gorsecie po 6 miesiącach terapii ortozą (3B) z badaniem po 1 miesiącu terapii ortozą (2B) przy OO zostało zaprezentowane w tab. 14, przy OZ w tab. 15.

Tab. 14. Stabilometria - porównanie pomiarów 2B i 3B przy oczach otwartych

	pomiar 2B (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d* Cohena
Długość wychwiań (mm)	196,81	52,18	211,14	64,45	1,64	0,105	-1,84	19,15	0,16
Powierzchnia (mm²)	95,16	121,73	93,68	108,63	0,08	0,938	-21,94	23,75	0,01
Współczynnik L/S (1/mm)	6,24	10,52	5,67	6,11	-0,40	0,693	-2,07	1,38	0,04
Szybkość (mm/s)	6,68	1,78	7,21	2,26	1,77	0,080	-0,04	0,68	0,18
Mimośród elipsy	0,47	0,25	0,44	0,28	-0,66	0,510	-0,08	0,04	0,07
Maksymalne wahania (mm)	1,4	0,51	2,15	2,53	2,31	0,023	0,06	0,84	0,23

Tab. 15. Stabilometria - porównanie pomiarów 2B i 3B przy oczach zamkniętych

	pomiar 2B (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d* Cohena
Długość wychwiań (mm)	232,46	67,6	237,35	67,61	0,65	0,520	-6,08	11,99	0,06
Powierzchnia (mm²)	136,73	200,73	126,03	149,81	-0,51	0,613	-31,62	18,69	0,05
Współczynnik L/S (1/mm)	4,58	4,64	4,67	4,56	0,13	0,898	-0,83	0,95	0,01
Szybkość (mm/s)	7,74	2,27	7,9	2,17	0,65	0,518	-0,20	0,40	0,06
Mimośród elipsy	0,42	0,26	0,44	0,23	0,40	0,693	-0,04	0,06	0,04
Maksymalne wahania (mm)	4,14	3,36	4,86	5,2	0,90	0,374	-0,53	1,40	0,09

Po przeanalizowaniu wyników dla badania posturograficznego w gorsecie, po 6-miesięcznej terapii (3B), w porównaniu z badaniem po 1 miesiącu terapii ortozą (2B) stwierdzono tylko jeden wynik istotny statystycznie. W badaniu przy OO odnotowano wyższe wartości maksymalnych wahań COP. Siła tego efektu była niska. W badaniu tym odnotowano ponadto wyższe wartości szybkości wychwiań COP przy OO. Wynik ten był na poziomie tendencji statystycznej i charakteryzował się niską siłą. W zakresie pozostałych zmiennych nie odnotowano różnic istotnych statystycznie. Odnotowane wyniki świadczą o częściowej ponownej destabilizacji parametrów stabilności posturalnej po 6 miesiącach terapii gorsetem ortopedycznym.

W kolejnym etapie analizy statystycznej dokonano oceny korelacji parametrów stabilometrycznych badanych bezpośrednio po pierwszorazowym zastosowaniu gorsetu (1B) ze stopniem kąta Cobba bocznego skrzywienia kręgosłupa. Wyniki prezentuje tab. 16.

Tab. 16. Korelacja parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu ze stopniem kąta Cobba skoliozy idiopatycznej

		Kąt Cobba	
		OO	OZ
Długość wychwiań (mm)	*r* Pearsona	-0,11	-0,16
	istotność	0,387	0,209
Powierzchnia (mm²)	*r* Pearsona	0,02	-0,01
	istotność	0,882	0,935
Współczynnik L/S (1/mm)	*r* Pearsona	0,03	0,05
	istotność	0,809	0,689
Szybkość (mm/s)	*r* Pearsona	-0,11	-0,16
	istotność	0,390	0,232
Mimośród elipsy	*r* Pearsona	-0,20	0,08
	istotność	0,131	0,555
Max wahania (mm)	*r* Pearsona	0,09	-0,08
	istotność	0,495	0,520

Na podstawie przeprowadzonej analizy nie odnotowano istotnych statystycznie zależności parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu ze stopniem kąta Cobba bocznego skrzywienia kręgosłupa. Oznacza to, iż niższy poziom stabilności posturalnej, odnotowany bezpośrednio po pierwszorazowej aplikacji gorsetu, obserwuje się u młodzieży z AIS, bez względu na stopień kątowego zaawansowania skrzywienia kręgosłupa.

Następnie dokonano oceny korelacji parametrów stabilometrycznych badanych bezpośrednio po pierwszorazowym zastosowaniu gorsetu (1B) ze stopniem korekcji kąta Cobba bocznego skrzywienia kręgosłupa w gorsecie. Wyniki zostały zaprezentowane w tab. 17.

Tab. 17. Korelacja parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu ze stopniem korekcji skrzywienia kręgosłupa w gorsecie

		Stopień korekcji skrzywienia kręgosłupa	
		OO	OZ
Długość wychwiań (mm)	*r* Pearsona	0,03	0,07
	istotność	0,820	0,571
Powierzchnia (mm²)	*r* Pearsona	0,06	0,18
	istotność	0,654	0,165
Współczynnik L/S (1/mm)	*r* Pearsona	-0,04	-0,14
	istotność	0,749	0,287
Szybkość (mm/s)	*r* Pearsona	0,14	0,07
	istotność	0,287	0,600
Mimośród elipsy	*r* Pearsona	0,08	-0,11
	istotność	0,550	0,389
Max wahania (mm)	*r* Pearsona	-0,15	0,09
	istotność	0,246	0,480

Na podstawie przeprowadzonej analizy nie stwierdzono istotnej korelacji parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu ze stopniem korekcji IS w gorsecie. Wskazuje to, iż zaburzenia stabilności posturalnej, odnotowane bezpośrednio po pierwszorazowej aplikacji gorsetu, obserwuje się

u młodzieży z AIS, bez względu na stopień korekcji skrzywienia kręgosłupa w gorsecie.

W kolejnym etapie analizy statystycznej dokonano oceny korelacji parametrów stabilometrycznych badanych bezpośrednio po pierwszorazowym zastosowaniu gorsetu (1B) z typem topograficznym IS. Wyniki prezentuje tab. 18.

Tab.18. Korelacja parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu z typem topograficznym skrzywienia kręgosłupa

	piersiowa (n = 21)		piersiowo-lędźwiowa (n = 9)		lędźwiowa (n = 20)		podwójna (n = 11)			
	M	*SD*	*M*	*SD*	*M*	*SD*	*M*	*SD*	*F*	*p*
Oczy otwarte										
Długość wychwiań (mm)	234,77	65,37	192,89	43,78	209,91	57,97	231,97	98,77	1,07	0,367
Powierzchnia (mm^2)	171,65	148,81	82,67	68,16	93,35	80,96	222,50	315,97	2,00	0,124
Współczynnik L/S (1/mm)	4,16	5,00	3,98	2,63	3,96	2,75	4,59	5,41	0,06	0,980
Szybkość (mm/s)	7,95	2,17	6,58	1,53	7,11	1,95	7,90	3,26	1,07	0,367
Mimośród elipsy	0,36	0,22	0,38	0,27	0,43	0,17	0,40	0,27	0,32	0,812
Max wahania (mm)	2,06	0,89	1,72	0,76	1,80	0,73	1,76	0,97	0,56	0,645
Oczy zamknięte										
Długość wychwiań (mm)	269,20	99,72	201,40	46,20	236,67	62,92	267,80	77,51	1,94	0,133
Powierzchnia (mm^2)	258,07	416,81	72,26	64,81	119,00	120,60	274,55	300,45	1,63	0,193
Współczynnik L/S (1/mm)	4,45	5,62	4,48	2,66	3,56	2,59	2,45	2,90	0,72	0,541
Szybkość (mm/s)	8,91	3,22	6,71	1,58	7,79	1,89	8,92	2,42	2,15	0,104
Mimośród elipsy	0,43	0,27	0,53	0,25	0,38	0,29	0,41	0,31	0,65	0,585
Max wahania (mm)	5,33	4,17	4,12	2,24	6,53	11,24	5,60	5,79	0,23	0,871

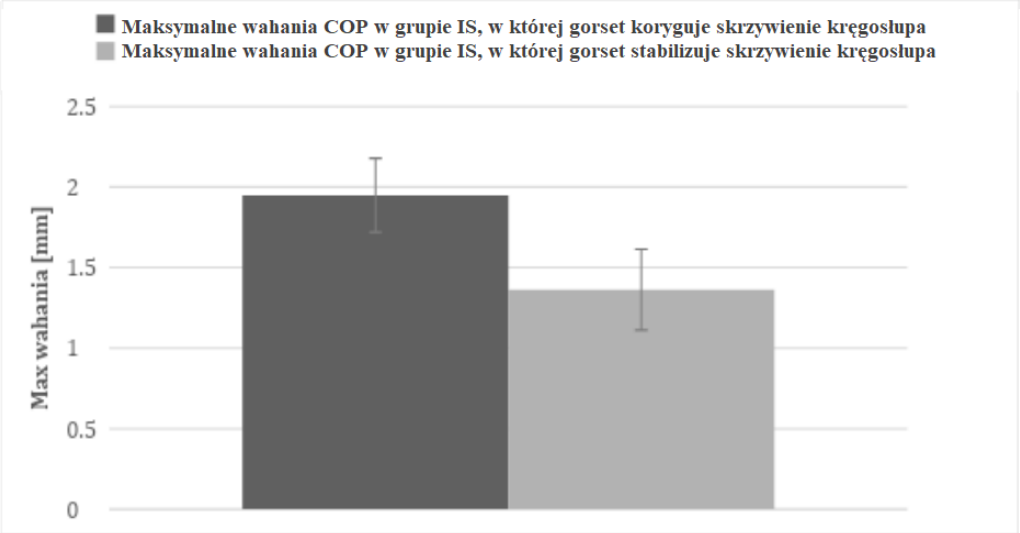
Na podstawie przeprowadzonej analizy nie stwierdzono istotnej korelacji parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu z typem topograficznym skrzywienia kręgosłupa. Oznacza to, iż niższy poziom stabilności posturalnej, odnotowany bezpośrednio po pierwszorazowej aplikacji gorsetu, obserwuje się u młodzieży z AIS, bez względu na typ topograficzny skrzywienia kręgosłupa.

Następnie dokonano oceny korelacji parametrów stabilometrycznych badanych bezpośrednio po pierwszorazowym zastosowaniu gorsetu (1B) z wpływem gorsetu na boczne skrzywienie kręgosłupa. Wyniki zostały zaprezentowane w tab. 19 oraz na ryc. 16, ryc. 17 i ryc. 18.

Tab. 19. Zależność parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu z wpływem gorsetu na boczne skrzywienie kręgosłupa

	korekcja (n = 53)		stabilizacja (n = 8)					
	M	*SD*	*M*	*SD*	*U*	*Z*	*p*	*r*
Oczy otwarte								
Długość wychwiań (mm)	223,48	69,26	196,45	56,67	158,0	-1,15	0,249	0,15
Powierzchnia (mm²)	150,49	181,24	85,89	70,23	178,0	-0,73	0,468	0,09
Współczynnik L/S (1/mm)	4,10	4,12	4,47	3,99	187,0	-0,53	0,593	0,07
Średnia szybkość (mm/s)	7,57	2,31	6,71	1,94	160,0	-1,11	0,267	0,14
Mimośród elipsy	0,40	0,23	0,35	0,13	185,0	-0,58	0,564	0,07
Max wahania (mm)	1,95	0,85	1,36	0,36	122,0	-1,92	0,054	0,25
Oczy zamknięte								
Długość wychwiań (mm)	252,09	83,86	222,97	47,10	179,0	-0,71	0,481	0,09
Powierzchnia (mm²)	207,25	307,65	60,69	50,10	115,0	-2,07	0,038	0,27
Współczynnik L/S (1/mm)	3,55	3,99	5,47	3,38	118,5	-2,00	0,046	0,26
Średnia szybkość (mm/s)	8,32	2,66	7,54	1,68	181,5	-0,65	0,515	0,08
Mimośród elipsy	0,43	0,27	0,38	0,32	198,0	-0,30	0,765	0,04
Max wahania (mm)	5,94	7,67	3,30	2,74	145,0	-1,43	0,152	0,18

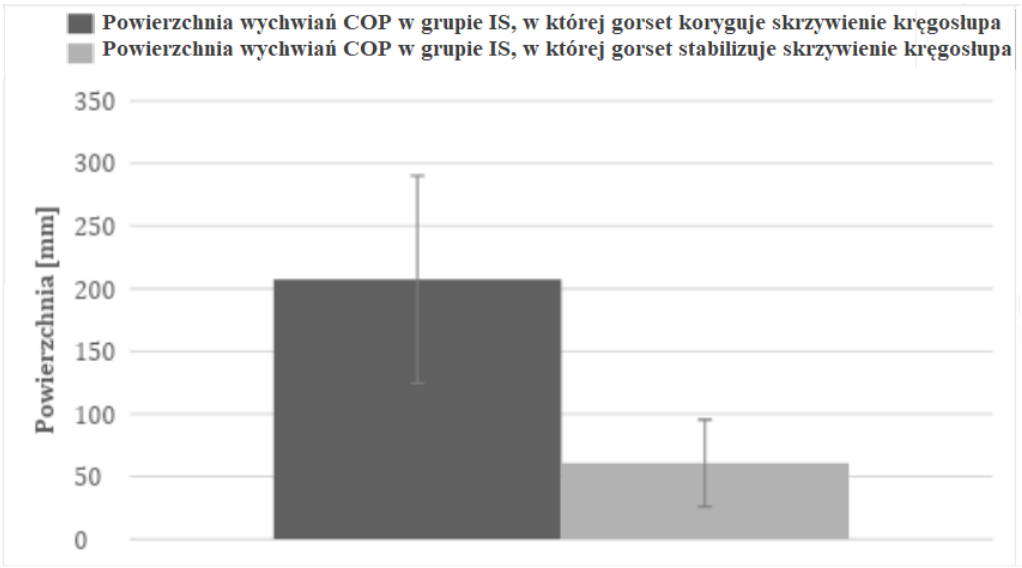
Stwierdzono wyższe parametry maksymalnych wahań COP przy OO w grupie IS, w której gorset korygował skrzywienie jednołukowe lub górny łuk IS dwułukowej, w porównaniu z grupą IS tylko stabilizowanych pod wpływem ortozy. Odnotowany wynik był na poziomie tendencji statystycznej.



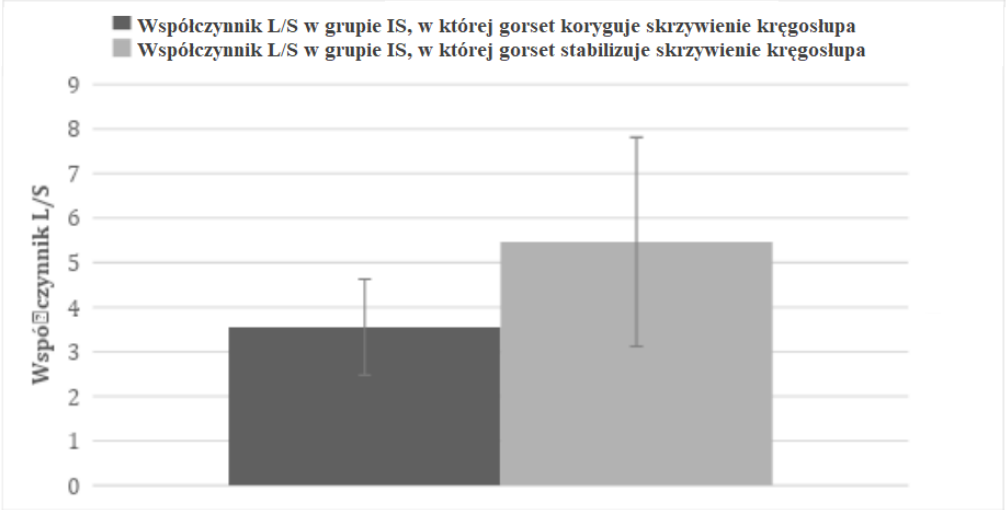
Ryc. 16. Maksymalne wahania COP w badaniu stabilometrycznym z oczami otwartymi, w zależności od wpływu gorsetu na skrzywienie kręgosłupa

Odnotowana różnica może świadczyć o tym, że pacjenci z AIS, u których gorset powoduje większą korekcję skrzywienia, mają niższy poziom stabilności posturalnej niż osoby, u których skrzywienie kręgosłupa jest w gorsecie tylko stabilizowane. Jakkolwiek, celem potwierdzenia zaobserwowanej tendencji, wskazane byłoby zbadanie liczniejszej grupy.

W badaniu stabilometrycznym przeprowadzonym przy OZ stwierdzono dwie istotne korelacje. Większą powierzchnię wychwiań COP oraz niższe wartości współczynnika L/S stwierdzono w grupie, w której gorset korygował skrzywienie kręgosłupa w porównaniu z grupą IS, w której gorset stabilizował skrzywienie (ryc. 17 i ryc. 18.).



Ryc. 17. Powierzchnia wychwiań COP w badaniu stabilometrycznym z oczami zamkniętymi, w zależności od wpływu gorsetu na skrzywienie kręgosłupa



Ryc. 18. Współczynnik L/S w badaniu stabilometrycznym z oczami zamkniętymi, w zależności od wpływu gorsetu na skrzywienie kręgosłupa

Odnotowana różnica świadczy to o tym, iż pacjenci z AIS, u których gorset powoduje większą korekcję skrzywienia, mają niższy poziom stabilności posturalnej niż osoby, u których skrzywienie kręgosłupa jest w gorsecie tylko stabilizowane.

4.3. Badanie baropodometryczne w reakcji statycznej

W kolejnym etapie analizy statystycznej porównano obciążenie prawej i lewej kończyny dolnej podczas swobodnej pozycji stojącej, uzyskiwane przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w kolejnych badaniach w gorsecie (1B, 2B, 3B). Wyniki zostały zaprezentowane w tab. 20, tab. 21 oraz na ryc. 19.

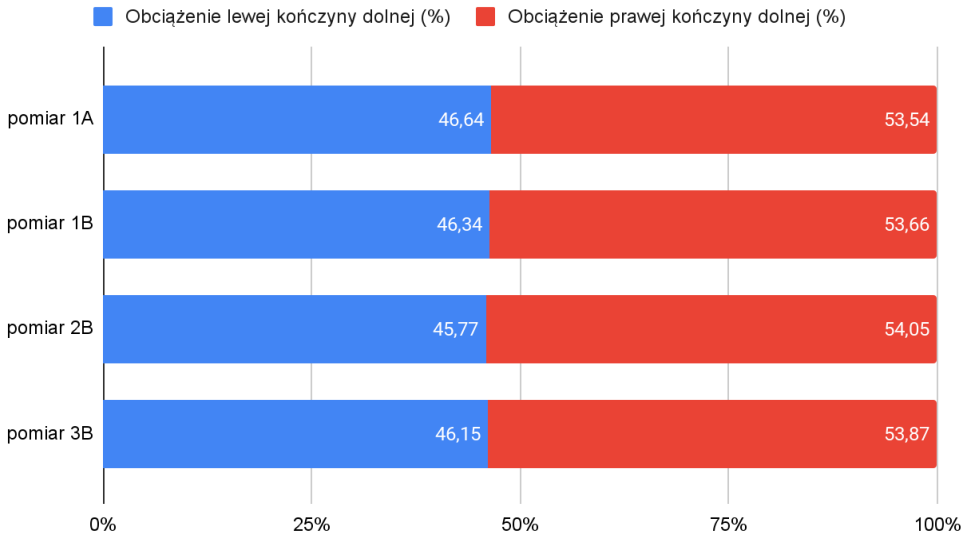
Tab. 20. Porównanie średniego obciążenia kończyn dolnych w reakcji statycznej

	Noga lewa (n = 61)		Noga prawa (n = 61)				95% *CI*		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d* Cohena
Pomiar 1A	283,54	52,03	308,15	51,49	-4,40	<0,001	-35,79	-13,42	0,56
Pomiar 1B	285,28	60,77	306,10	53,83	-3,44	0,001	-32,94	-8,70	0,44
Pomiar 2B	281,89	53,76	312,64	51,23	-5,60	<0,001	-41,74	-19,77	0,72
Pomiar 3B	296,93	50,90	327,38	53,99	-4,85	<0,001	-43,01	-17,88	0,62

Tab. 21. Porównanie procentowego obciążenia kończyn dolnych w reakcji statycznej

	Noga lewa (n = 61)		Noga prawa (n = 61)				95% *CI*		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d* Cohena
Pomiar 1A	46,64	5,34	53,54	5,36	-5,08	<0,001	-9,62	-4,18	0,65
Pomiar 1B	46,34	4,70	53,66	4,70	-6,07	<0,001	-9,72	-4,90	0,78
Pomiar 2B	45,77	5,28	54,05	5,30	-6,17	<0,001	-10,96	-5,59	0,79
Pomiar 3B	46,15	5,21	53,87	5,21	-5,79	<0,001	-10,39	-5,05	0,74

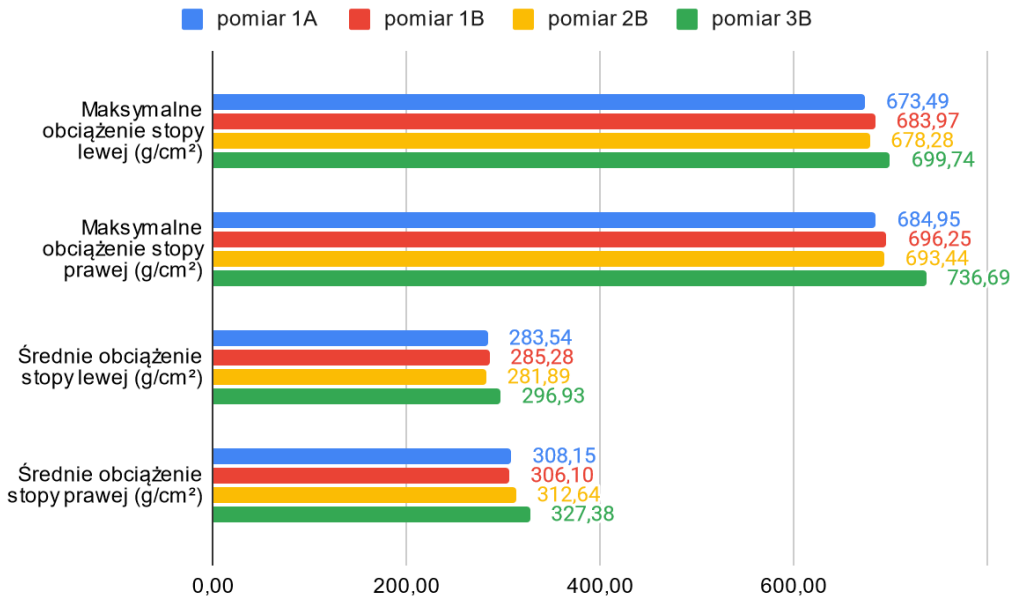
U badanych pacjentów z AIS wyjściowo (1A) stwierdzono istotną asymetrię obciążenia kończyn dolnych w reakcji statycznej. Większe wartości średniego, jak i procentowego obciążenia kończyn dolnych odnotowano w pomiarach dla prawej kończyny dolnej. Siła zaobserwowanych efektów była umiarkowanie duża.



Ryc.19. Procentowy rozkład obciążeń kończyn dolnych w trakcie swobodnej pozycji stojącej

Zaobserwowana asymetria obciążania kończyn dolnych utrzymywała się również w kolejnych pomiarach w gorsecie - zarówno po 1 miesiącu, jak i po 6 miesiącach terapii ortotycznej (ryc. 19). I te różnice cechowały się umiarkowaną siłą. Świadczy to o tym, że młodzież z IS bardziej obciążają prawą kończynę dolną zarówno przed włączeniem terapii gorsetem ortopedycznym Chêneau, jak i w trakcie jej trwania.

Następnie porównano parametry baropodometryczne oceniane podczas swobodnej pozycji stojącej przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie, bezpośrednio po jego aplikacji (1B). Wyniki zostały zaprezentowane na ryc. 20 oraz w tab. 22 dla prawej kończyny dolnej i w tab. 23 dla lewej kończyny dolnej.



Ryc. 20. Obciążenie maksymalne i średnie kończyn dolnych w trakcie swobodnej pozycji stojącej

Parametry baropodometryczne w reakcji statycznej, takie jak średnie i maksymalne obciążenie nie zmieniły się istotnie, bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu.

Tab. 22. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 1B dla prawej kończyny dolnej

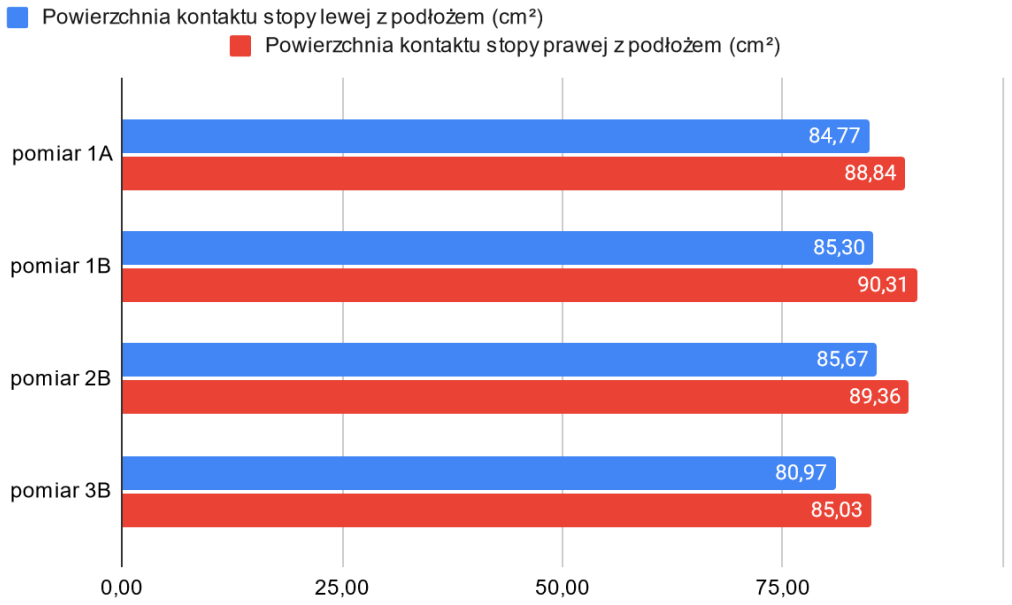
	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 1B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Maksymalne obciążenie stopy (g/cm²)	684,95	121,42	696,25	132,20	-0,99	0,326	-34,10	11,51	0,13
Średnie obciążenie stopy (g/cm²)	308,15	51,49	306,10	53,83	0,41	0,685	-8,02	12,12	0,05
Obciążenie stopy (%)	53,54	5,36	53,66	4,70	-0,15	0,881	-1,65	1,42	0,13
Obciążenie przodostopia (%)	25,89	6,05	25,03	6,47	1,31	0,195	-0,45	2,15	0,02
Powierzchnia stopy (cm²)	88,84	20,75	90,31	23,16	-1,02	0,313	-4,38	1,43	0,01
Powierzchnia przodostopia (cm²)	50,03	12,87	49,90	14,31	0,11	0,912	-2,24	2,51	0,17
Powierzchnia tyłostopia (cm²)	38,61	9,54	39,90	9,97	-2,20	0,032	-2,48	-0,12	0,28

Tab. 23. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 1B dla lewej kończyny dolnej

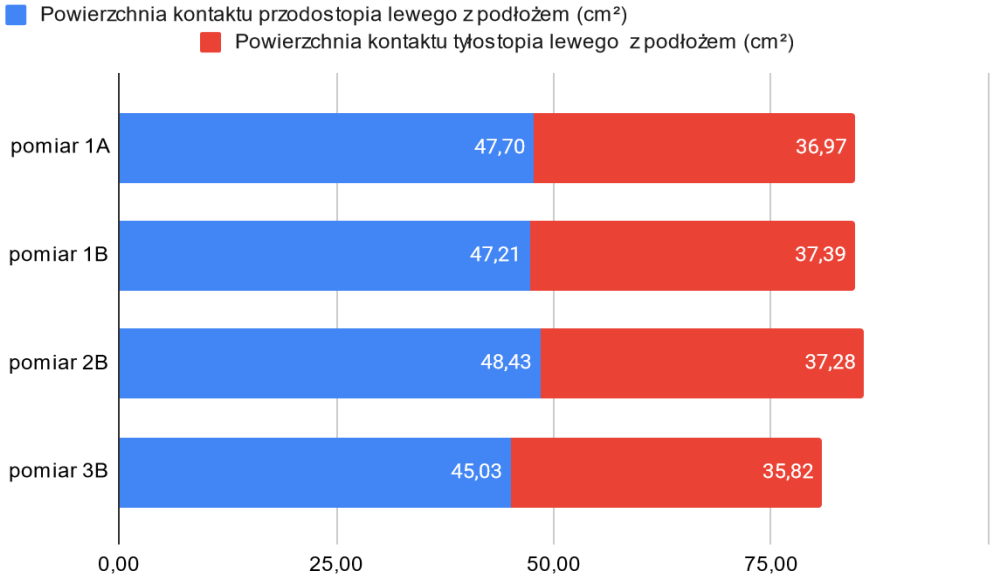
	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 1B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Maksymalne obciążenie stopy (g/cm²)	673,49	117,94	683,97	149,67	-0,80	0,427	-36,69	15,74	0,10
Średnie obciążenie stopy (g/cm²)	283,54	52,04	285,28	60,77	-0,30	0,764	-13,26	9,78	0,04
Obciążenie stopy (%)	46,64	5,34	46,34	4,70	0,37	0,711	-1,29	1,88	0,04
Obciążenie przodostopia (%)	20,20	6,33	19,46	6,95	1,20	0,234	-0,49	1,97	0,05
Powierzchnia stopy (cm²)	84,77	23,34	85,30	25,71	-0,28	0,778	-4,23	3,18	0,05
Powierzchnia przodostopia (cm²)	47,70	16,91	47,21	18,51	0,36	0,720	-2,24	3,23	0,15
Powierzchnia tyłostopia (cm²)	36,97	8,86	37,39	10,12	-0,48	0,632	-2,20	1,34	0,06

W badaniu przeprowadzonym w gorsecie, bezpośrednio po jego aplikacji, w porównaniu z badaniem bez gorsetu (1B vs. 1A) wykazano istotną statystycznie, większą powierzchnię kontaktu tyłostopia z podłożem stopy prawej, przy porównywalnym, niezmienionym sumarycznym procentowym rozkładzie obciążenia, jak i z uwzględnieniem podziału na przodostopie i tyłostopie. Odnotowana różnica świadczy o tym, iż bezpośrednia aplikacja gorsetu wpływa na morfologię 3D prawej stopy. W pomiarach dla lewej kończyny dolnej nie odnotowano różnic istotnych statystycznie.

W kolejnym etapie analizy statystycznej porównano parametry baropodometryczne oceniane podczas swobodnej pozycji stojącej przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie, po 1 miesiącu terapii (1B). Wyniki zostały zaprezentowane na ryc. 21 i ryc.21 oraz w tab. 24 dla prawej kończyny dolnej i w tab. 25 dla lewej kończyny dolnej.



Ryc. 21. Powierzchnia kontaktu stóp z podłożem w trakcie swobodnej pozycji stojącej



Ryc. 22. Powierzchnia kontaktu przodostopia i tyłostopia z podłożem w trakcie swobodnej pozycji stojącej

W badaniu statycznym w gorsecie po 1 miesiącu terapii, w porównaniu z badaniem bez gorsetu (2B vs. 1A), parametry baropodometryczne w reakcji statycznej, takie jak powierzchnia całkowitego kontaktu stopy z podłożem oraz powierzchnia kontaktu stopy z podłożem z uwzględnieniem podziału na przodo- i tyłostopie, nie zmieniły się istotnie (ryc. 21, ryc. 22). Świadczy to o tym, iż terapia

gorsetem Chêneau, trwająca 1 miesiąc, nie wpływa istotnie morfologię stóp 3D w reakcji statycznej.

Tab. 24. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 2B dla lewej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Maksymalne obciążenie stopy (g/cm²)	673,49	117,94	678,28	125,94	-0,37	0,712	-30,57	20,99	0,05
Średnie obciążenie stopy (g/cm²)	283,54	52,04	281,89	53,76	0,31	0,758	-9,05	12,36	0,04
Obciążenie stopy (%)	46,64	5,34	45,77	5,28	1,05	0,298	-0,79	2,52	0,13
Obciążenie przodostopia (%)	20,20	6,33	20,13	6,34	0,12	0,909	-1,08	1,21	0,01
Powierzchnia stopy (cm²)	84,77	23,34	85,67	25,48	-0,49	0,630	-4,62	2,82	0,06
Powierzchnia przodostopia (cm²)	47,70	16,91	48,43	17,80	-0,49	0,626	-3,67	2,23	0,06
Powierzchnia tyłostopia (cm²)	36,97	8,86	37,28	9,51	-0,42	0,674	-1,78	1,16	0,05

Tab. 25. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 2B dla prawej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Maksymalne obciążenie stopy (g/cm²)	684,95	121,42	693,44	129,75	-0,68	0,497	-33,34	16,36	0,09
Średnie obciążenie stopy (g/cm²)	308,15	51,49	312,64	51,23	-0,85	0,398	-15,04	6,05	0,11
Obciążenie stopy (%)	53,54	5,36	54,05	5,30	-0,61	0,546	-2,18	1,16	0,08
Obciążenie przodostopia (%)	25,89	6,05	25,41	5,53	0,62	0,540	-1,07	2,02	0,08
Powierzchnia stopy (cm²)	88,84	20,75	89,36	22,78	-0,38	0,706	-3,29	2,24	0,05
Powierzchnia przodostopia (cm²)	50,03	12,87	49,84	14,11	0,18	0,856	-1,96	2,35	0,02
Powierzchnia tyłostopia (cm²)	38,61	9,54	39,48	10,08	-1,35	0,183	-2,16	0,42	0,17

Również w zakresie pozostałych parametrów baropodometrycznych w trakcie swobodnego stania, takich jak procentowe, średnie i maksymalne obciążenie stóp oraz rozkład obciążeń stóp z uwzględnieniem podziału na przodo- i tyłostopie, w badaniu w gorsecie po 1 miesiącu terapii, w porównaniu z badaniem bez gorsetu (2B vs. 1A), nie odnotowano istotnych statystycznie różnic. Świadczy to o tym, iż terapia gorsetem Chêneau, trwająca 1 miesiąc, nie wpływa istotnie na obciążenie stóp w reakcji statycznej.

Następnie dokonano porównania parametrów baropodometrycznych ocenianych w swobodnej pozycji stojącej przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie, po 6 miesiącach terapii terapii (3B). Wyniki dla lewej kończyny dolnej zostały zaprezentowane w tab. 26, dla prawej kończyny dolnej w tab. 27.

Tab. 26. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 3B dla lewej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Maksymalne obciążenie stopy (g/cm²)	673,49	117,94	699,74	152,24	-1,39	0,168	-63,89	11,40	0,18
Średnie obciążenie stopy (g/cm²)	283,54	52,04	296,93	50,90	-2,23	0,030	-25,43	-1,36	0,29
Obciążenie stopy (%)	46,64	5,34	46,15	5,21	0,61	0,542	-1,11	2,10	0,08
Obciążenie przodostopia (%)	20,20	6,33	19,39	6,31	1,05	0,297	-0,73	2,33	0,13
Powierzchnia stopy (cm²)	84,77	23,34	80,97	21,91	1,88	0,065	-0,25	7,86	0,24
Powierzchnia przodostopia (cm²)	47,70	16,91	45,03	15,26	1,64	0,106	-0,58	5,93	0,21
Powierzchnia tyłostopia (cm²)	36,97	8,86	35,82	8,16	1,38	0,174	-0,52	2,81	0,18

Tab. 27. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 3B dla prawej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Maksymalne obciążenie stopy (g/cm²)	684,95	121,42	736,69	137,34	-3,12	0,003	-84,90	-18,58	0,40
Średnie obciążenie stopy (g/cm²)	308,15	51,49	327,38	53,99	-2,95	0,005	-32,26	-6,20	0,38
Obciążenie stopy (%)	53,54	5,36	53,87	5,21	-0,40	0,691	-1,97	1,31	0,05
Obciążenie przodostopia (%)	25,89	6,05	25,16	5,68	1,02	0,312	-0,69	2,14	0,13
Powierzchnia stopy (cm²)	88,84	20,75	85,03	21,39	2,42	0,019	0,66	6,95	0,31
Powierzchnia przodostopia (cm²)	50,03	12,87	47,62	12,67	2,02	0,048	0,03	4,80	0,26
Powierzchnia tyłostopia (cm²)	38,61	9,54	37,52	10,24	1,77	0,082	-0,14	2,31	0,23

W badaniu w gorsecie po 6 miesiącach terapii, w porównaniu z badaniem bez gorsetu (3B vs. 1A) odnotowano istotne statycznie wyższe wartości średniego obciążenia zarówno lewej, jak i prawej stopy oraz wyższe wartości maksymalnego obciążenia stopy prawej ($p<0,05$). Siła odnotowanych efektów była niska.

W badaniu tym stwierdzono ponadto mniejszą powierzchnię całkowitego kontaktu z podłożem stopy prawej ($p<0,05$) i stopy lewej (istotność na poziomie tendencji statystycznej), a także istotnie statystycznie mniejszą powierzchnię kontaktu z podłożem tylnej części stopy prawej. Siła obu odnotowanych efektów była niska.

Zaobserwowane różnice świadczą o tym, iż 6 miesięczna terapia gorsetem typu Chêneau ma wpływ na ustawienie stopy w trakcie przyjmowania swobodnej pozycji stojącej.

4.4. Badanie baropodometryczne w reakcji dynamicznej

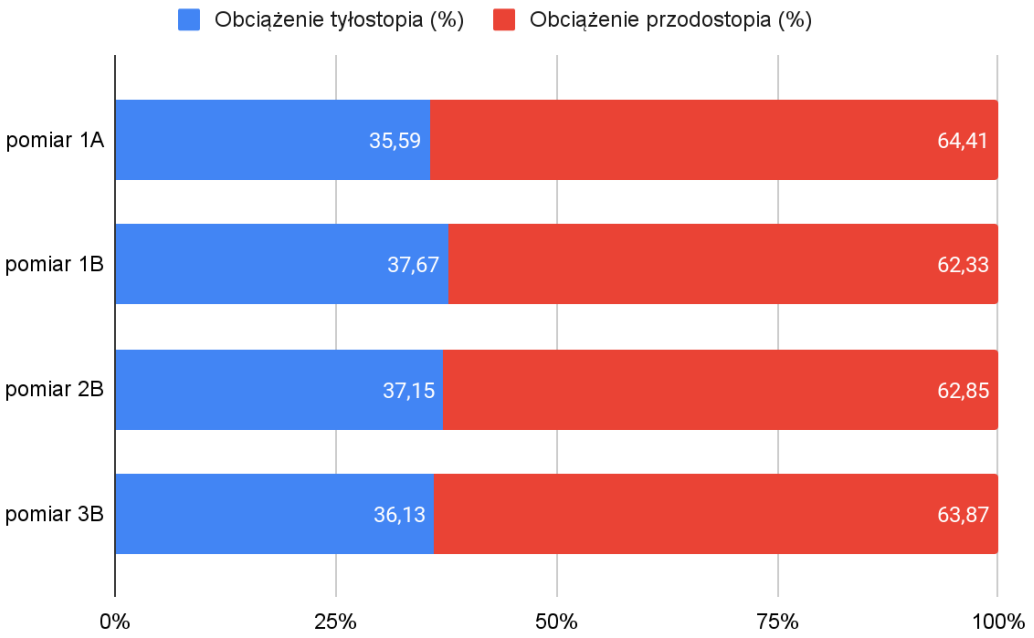
W kolejnym etapie analizy statystycznej porównano obciążenie prawej i lewej kończyny dolnej podczas swobodnego chodu, uzyskiwane przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w kolejnych badaniach w gorsecie (1B, 2B, 3B). Wyniki zostały zaprezentowane w tab. 28.

Tab. 28. Porównanie średniego obciążenia kończyn dolnych w reakcji dynamicznej (g/cm^2)

	Noga lewa (n = 61)		Noga prawa (n = 61)				95% *CI*		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d* Cohena
Pomiar 1A	641,05	112,12	639,69	102,56	0,17	0,864	-14,56	17,29	0,02
Pomiar 1B	635,36	125,16	634,92	131,54	0,05	0,960	-17,20	18,09	0,01
Pomiar 2B	646,95	114,45	649,57	113,54	-0,33	0,739	-18,30	13,05	0,04
Pomiar 3B	702,67	118,10	693,26	126,41	1,02	0,311	-9,04	27,86	0,13

U badanych pacjentów z AIS wyjściowo (1A) nie stwierdzono istotnej asymetrii obciążenia kończyn dolnych w trakcie swobodnego chodu (tab. 28). Zaobserwowana symetria obciążania kończyn dolnych utrzymywała się również w kolejnych pomiarach w gorsecie - zarówno bezpośrednio po pierwszej aplikacji gorsetu Chêneau, po 1 miesiącu, jak i po 6 miesiącach terapii ortotycznej. Świadczy to o tym, że u młodzież z AIS gorset nie powoduje istotnej asymetrii obciążania kończyn dolnych w warunkach dynamiki.

Następnie porównano parametry baropodometryczne oceniane podczas swobodnego chodu przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie, bezpośrednio po jego aplikacji (1B). Wyniki zostały zaprezentowane na ryc. 23 oraz w tab. 29 dla prawej kończyny dolnej i w tab. 30 dla lewej kończyny dolnej.



Ryc. 23. Rozkład obciążeń stopy prawej z uwzględnieniem procentowego podziału na przodo- i tyłostopie w trakcie chodu

Zgodnie z analizą statystyczną, bezpośrednio po założeniu gorsetu, obserwowano istotnie większe procentowe obciążenie tyłostopia prawej kończyny dolnej (ryc. 23). Siła odnotowanego efektu była niska. Odnotowana różnica świadczy o tym, iż natychmiastowym efektem, związanym z bezpośrednią aplikacją gorsetu, jest zmiana rozkładu obciążeń prawej kończyny dolnej w trakcie lokomocji.

Tab. 29. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 1B dla prawej kończyny dolnej

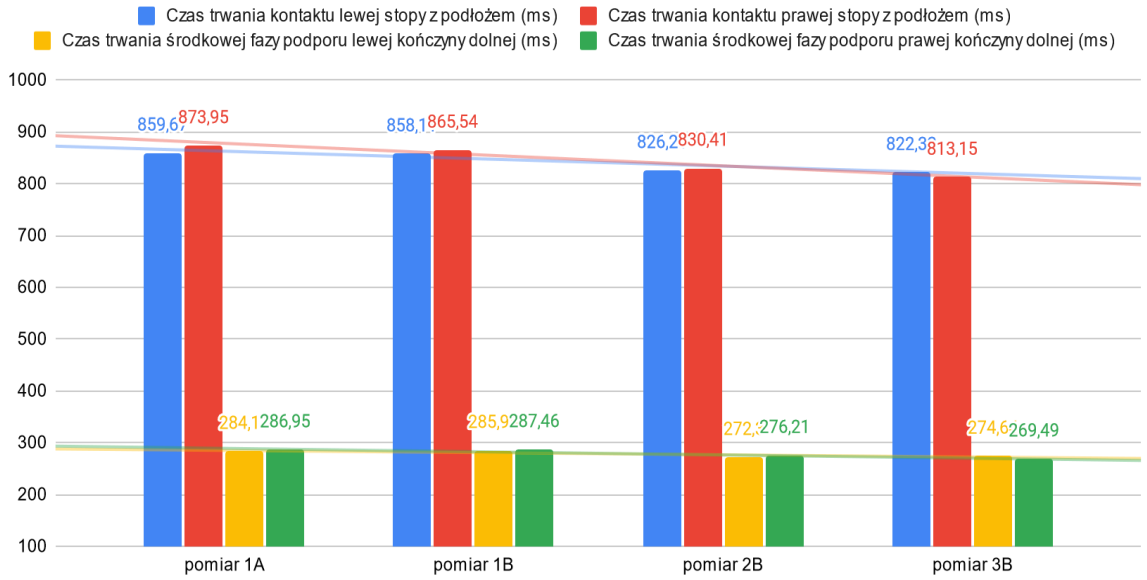
	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 1B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Szybkość kroku (mm/s)	761,44	177,55	752,13	189,69	0,52	0,607	-26,72	45,35	0,07
Czas trwania kontaktu stopy z podłożem (ms)	873,95	114,31	865,54	127,20	0,56	0,578	-21,66	38,48	0,07
Czas trwania środkowej fazy podporu (ms)	286,95	36,01	287,46	41,06	-0,10	0,920	-10,53	9,52	0,01
Rozkład obciążeń - tyłostopie (%)	35,59	6,83	37,67	5,73	-2,64	0,010	-3,66	-0,51	0,34
Rozkład obciążeń - część przyśrodkowa stopy (%)	47,74	6,43	48,11	9,24	-0,30	0,765	-2,89	2,14	0,04
Maksymalne obciążenie (g/cm²)	1265,26	177,81	1273,74	240,69	-0,47	0,638	-44,33	27,38	0,06
Średnie obciążenie (g/cm²)	639,69	102,56	634,92	131,54	0,51	0,612	-13,96	23,50	0,07

Tab. 30. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 1B dla lewej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 1B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Szybkość kroku (mm/s)	741,88	164,22	734,83	152,99	0,43	0,672	-26,17	40,29	0,05
Czas trwania kontaktu stopy z podłożem (ms)	859,67	122,63	858,11	129,62	0,10	0,921	-29,58	32,70	0,01
Czas trwania środkowej fazy podporu (ms)	284,11	41,05	285,98	43,08	-0,34	0,735	-12,86	9,13	0,04
Rozkład obciążeń - tyłostopie (%)	35,25	6,14	35,00	5,61	0,27	0,789	-1,59	2,08	0,03
Rozkład obciążeń - część przyśrodkowa stopy (%)	44,93	7,58	45,95	8,62	-0,79	0,435	-3,60	1,57	0,10
Maksymalne obciążenie (g/cm²)	1279,98	197,32	1275,66	219,24	0,23	0,816	-32,74	41,40	0,03
Średnie obciążenie (g/cm²)	641,05	112,12	635,36	125,16	0,56	0,577	-14,58	25,96	0,07

Dla pozostałych zmiennych dla prawej kończyny dolnej, mierzonych bezpośrednio po założeniu gorsetu, nie odnotowano różnic istotnych statystycznie. W pomiarach dla lewej kończyny dolnej nie odnotowano żadnych różnic istotnych statystycznie. Świadczy to o tym, iż bezpośrednia aplikacja gorsetu nie wpływa na obciążenie kończyn dolnych w trakcie lokomocji.

W dalszej kolejności dokonano analizy parametrów baropodometrycznych podczas swobodnego chodu przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie Chêneau, po 1 miesiącu terapii ortozą (1B). Wyniki zostały zaprezentowane na ryc. 24 oraz w tab. 31 dla lewej kończyny dolnej i w tab. 32 dla prawej kończyny dolnej.



Ryc. 24. Czas trwania kontaktu stóp z podłożem oraz środkowej fazy podporu kończyn dolnych

W analizie baropodemetrii podczas chodu w gorsecie Chêneau, po 1 miesiącu terapii ortozą, w pomiarach dla lewej kończyny dolnej odnotowano dwa wyniki istotne statystycznie. Czas trwania środkowej fazy podporu i czas trwania kontaktu stopy z podłożem był niższy w pomiarze 1B (ryc. 24). Siła odnotowanych efektów była niska.

Tab. 31. Baropodometria w reakcji dynamicznej- porównanie pomiarów 1A i 2B dla lewej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Szybkość kroku (mm/s)	741,88	164,22	732,03	149,70	0,58	0,565	-24,18	43,89	0,07
Czas trwania kontaktu stopy z podłożem (ms)	859,67	122,63	826,21	110,59	2,09	0,041	1,44	65,48	0,27
Czas trwania środkowej fazy podporu (ms)	284,11	41,05	272,30	35,92	2,03	0,047	0,17	23,47	0,26
Rozkład obciążeń - tyłostopie (%)	35,25	6,14	35,34	5,72	-0,13	0,898	-1,62	1,43	0,02
Rozkład obciążeń - część przyśrodkowa stopy (%)	44,93	7,58	44,59	6,84	0,28	0,783	-2,14	2,83	0,04
Maksymalne obciążenie (g/cm²)	1279,98	197,32	1284,00	192,79	-0,26	0,793	-34,52	26,49	0,03
Średnie obciążenie (g/cm²)	641,05	112,12	646,95	114,45	-0,58	0,564	-26,27	14,47	0,07

W zakresie pozostałych zmiennych w pomiarach dla lewej kończyny dolnej, w analizie baropodemetrii podczas chodu w gorsecie Chêneau, po 1 miesiącu terapii ortozą, nie odnotowano różnic istotnych statystycznie (tab. 31).

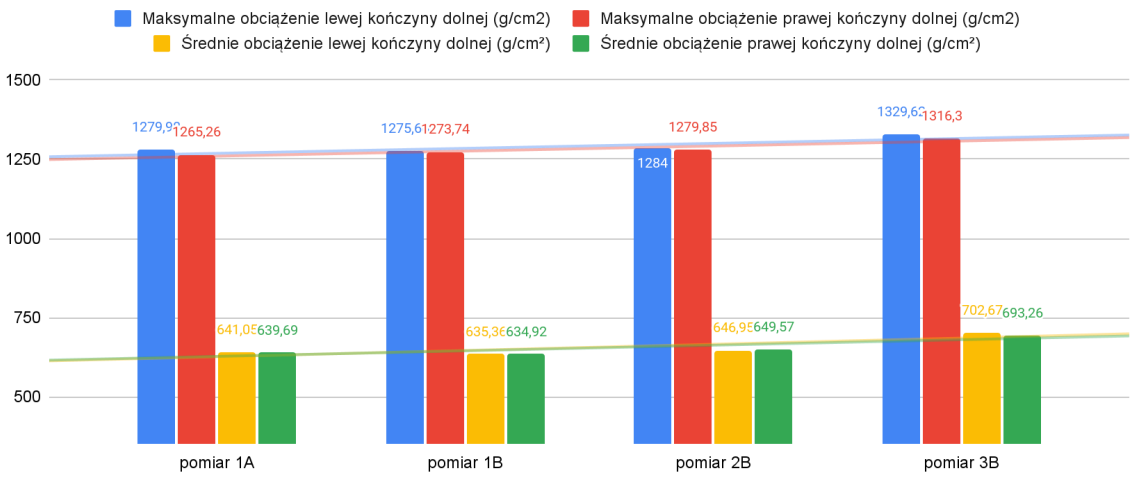
Tab. 32. Baropodometria w reakcji dynamicznej- porównanie pomiarów 1A i 2B dla prawej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 2B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Szybkość kroku (mm/s)	761,44	177,55	756,54	177,28	0,22	0,824	-38,92	48,73	0,03
Czas trwania kontaktu stopy z podłożem (ms)	873,95	114,31	830,41	107,94	3,02	0,004	14,74	72,35	0,39
Czas trwania środkowej fazy podporu (ms)	286,95	36,01	276,21	39,83	1,98	0,052	-0,11	21,58	0,25
Rozkład obciążeń - tyłostopie (%)	35,59	6,83	37,15	4,67	-1,74	0,086	-3,34	0,23	0,22
Rozkład obciążeń - część przyśrodkowa stopy (%)	47,74	6,43	48,26	8,30	-0,43	0,670	-2,98	1,93	0,05
Maksymalne obciążenie (g/cm²)	1265,26	177,81	1279,85	185,55	-1,37	0,177	-35,95	6,77	0,17
Średnie obciążenie (g/cm²)	639,69	102,56	649,57	113,54	-1,09	0,281	-28,07	8,30	0,14

W analogicznych pomiarach wykonanych dla prawej kończyny dolnej odnotowano jedną różnicę istotną statystycznie. Czas trwania kontaktu stopy z podłożem był niższy w pomiarze 1B. Siła odnotowanego efektu była jednak niska. Dodatkowo, odnotowano trzy wyniki na poziomie tendencji statystycznej. Czas trwania środkowej fazy podporu był wyższy w pomiarze 1A, zaś procentowe obciążenie tyłostopia było wyższe w pomiarze 2B. Siła odnotowanych efektów ponownie była jednak niska. Dla pozostałych zmiennych nie odnotowano różnic istotnych statystycznie (tab. 32).

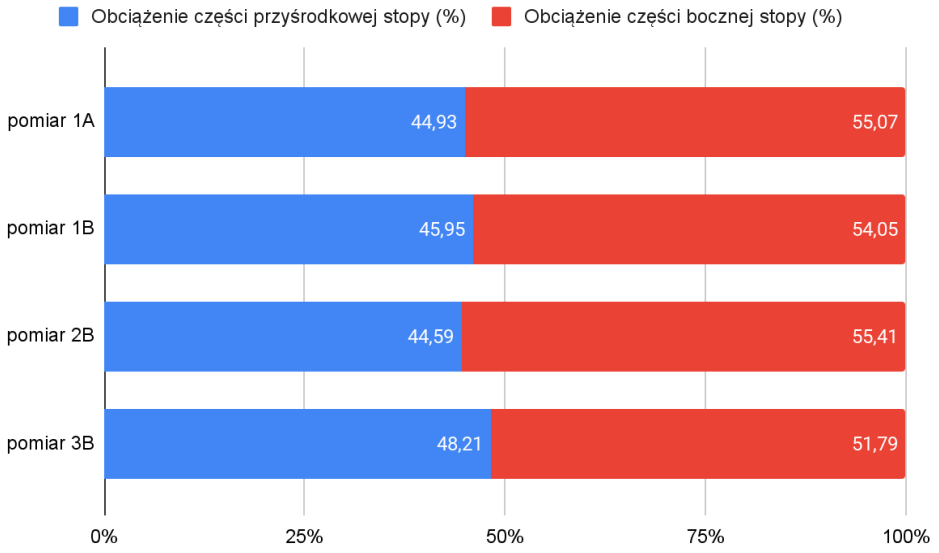
Odnotowane różnice świadczą o wpływie terapii gorsetem ortopedycznym, trwającej 1 miesiąc, na parametry chodu zależne od czasu, u młodzieży z rozpoznaną IS.

W kolejnym etapie analizy statystycznej porównano parametry baropodometryczne oceniane w reakcji dynamicznej przed pierwszorazową aplikacją gorsetu (1A) oraz w gorsecie, po 6 miesiącach terapii terapii (3B). Wyniki zostały zaprezentowane na ryc. 25, ryc. 26 i ryc. 27 oraz w tab. 33 dla lewej kończyny dolnej i w tab. 34 dla prawej kończyny dolnej.



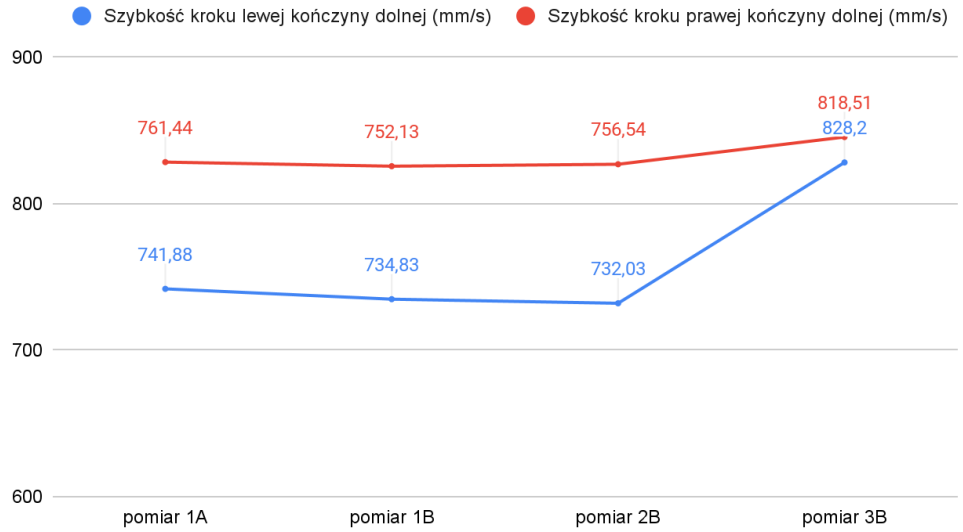
Ryc. 25. Obciążenie kończyn dolnych w trakcie chodu

Zgodnie z analizą statystyczną, po 6 miesiącach terapii gorsetem, w pomiarach baropodometrycznych przeprowadzonych w ortozie, dla lewej kończyny dolnej odnotowano trzy wyniki istotne statystycznie. Wartości średnich obciążeń oraz maksymalnego obciążenia były wyższe w pomiarze 3B (ryc. 25).



Ryc. 26. Rozkład obciążeń stopy lewej z uwzględnieniem procentowego podziału na część przyśrodkową i boczną w trakcie chodu

W pomiarze tym odnotowano ponadto większe procentowe obciążenie części przyśrodkowej stopy ryc. 26). Siła pierwszego z tych efektów była umiarkowanie duża, dwóch pozostałych zaś niska.



Ryc. 27. Szybkość kroku

W badaniu tym odnotowano także dwa wyniki na poziomie tendencji statystycznej. Średnia szybkość kroku była wyższa w pomiarze 3B (ryc. 27), zaś czasy trwania kontaktu stopy z podłożem w pomiarze 1A. Siła tych efektów była jednak niska.

Tab. 33. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 3B dla lewej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Szybkość kroku (mm/s)	741,88	164,22	828,20	350,58	-1,93	0,058	-175,66	3,03	0,25
Czas trwania kontaktu stopy z podłożem (ms)	859,67	122,63	822,33	114,72	1,93	0,058	-1,32	76,01	0,25
Czas trwania środkowej fazy podporu (ms)	284,11	41,05	274,64	38,83	1,44	0,156	-3,72	22,67	0,18
Rozkład obciążeń - tyłostopie (%)	35,25	6,14	36,25	6,30	-1,18	0,243	-2,70	0,70	0,15
Rozkład obciążeń - część przyśrodkowa stopy (%)	44,93	7,58	48,21	9,42	-2,49	0,016	-5,92	-0,64	0,32
Maksymalne obciążenie (g/cm²)	1279,98	197,32	1329,62	197,42	-2,79	0,007	-85,19	-14,09	0,36
Średnie obciążenie (g/cm²)	641,05	112,12	702,67	118,10	-5,22	<0,001	-85,26	-37,99	0,67

W zakresie pozostałych zmiennych w pomiarach dla lewej kończyny dolnej, w analizie baropodemetrii podczas chodu w gorsecie Chêneau, po 6 miesiącach terapii ortozą, nie odnotowano różnic istotnych statystycznie (tab. 33).

Tab. 34. Baropodometria w reakcji dynamicznej- porównanie pomiarów 1A i 3B dla prawej kończyny dolnej

	pomiar 1A (n = 61)		pomiar 3B (n = 61)				95% CI		
	M	*SD*	*M*	*SD*	*t*	*p*	*LL*	*UL*	*d Cohena*
Szybkość kroku (mm/s)	761,44	177,55	818,51	220,11	-2,16	0,005	-109,89	-4,25	0,28
Czas trwania kontaktu stopy z podłożem (ms)	873,95	114,31	813,15	97,22	3,65	0,001	27,49	94,12	0,47
Czas trwania środkowej fazy podporu (ms)	286,95	36,01	269,49	30,52	3,25	0,002	6,72	28,20	0,42
Rozkład obciążeń - tyłostopie (%)	35,59	6,83	36,13	4,78	-0,57	0,573	-2,45	1,37	0,07
Rozkład obciążeń - część przyśrodkowa stopy (%)	47,74	6,43	49,77	9,04	-1,59	0,117	-4,59	0,52	0,20
Maksymalne obciążenie (g/cm²)	1265,26	177,81	1316,30	192,09	-2,90	0,005	-896,18	-15,89	0,37
Średnie obciążenie (g/cm²)	639,69	102,56	693,26	126,41	-4,40	<0,001	-77,93	-29,22	0,56

W analogicznych pomiarach wykonanych dla prawej kończyny dolnej odnotowano pięć różnic istotnych statystycznie (tab. 34). Czas trwania środkowej fazy podporu oraz czas trwania kontaktu stopy z podłożem był wyższy w pomiarze 1A, zaś szybkości kroku, maksymalnego obciążenia oraz średnich obciążeń w pomiarze 3B. Siła ostatniego z wymienionych efektów była umiarkowanie duża, pozostałych zaś niska. Dla pozostałych zmiennych nie odnotowano różnic istotnych statystycznie.
Odnotowane różnice wskazują na fakt, iż 6-miesięczna terapia gorsetem wpływa na szybkość szybkości kroku oraz zmienia długość faz chodu u młodzieży z IS.

5. OMÓWIENIE I DYSKUSJA

5.1. Badanie stabilometryczne

Uzyskane w badaniu stabilometrycznym statokineziogramy zakreślone przez centrum nacisku stóp na podłoże umożliwiły pomiar długości ścieżki środka nacisku stóp (ang. *center of pressure*- COP), wielkość pola powierzchni, mimośrodka elipsy zakreślanej przez COP oraz wychylenia COP w osi przednio-tylnej, bocznej oraz wychylenia rotacyjne. Na ich podstawie określono też współczynnik L/S mierzący długość statokinezjogramu w stosunku do wielkości pola powierzchni.

Niskie wartości parametrów, takich jak długość ścieżki oraz pole powierzchni, a wysokie współczynnika L/S oraz mimośrodka elipsy, świadczą o dobrej kontroli postawy ciała. Precyzję kontroli postawy ciała można określić na podstawie zakreślonej przez COP powierzchni, a zużycie energii wymagane do regulacji kontroli równowagi można określić na podstawie ścieżki wychwiań COP.[83,84] Wydłużenie ścieżki COP oraz maksymalnych wychyleń COP w płaszczyźnie strzałkowej lub czołowej świadczy o zwiększonej aktywności nerwowo-mięśniowej w celu utrzymania swobodnej wyprostowanej pozycji i kontroli balansu ciała.[85,13]

W tym prospektywnym badaniu, pacjentki z rozpoznaną młodzieńczą skoliozą idiopatyczną (ang. *adolescent idiopathic scoliosis*- AIS) w pomiarach przeprowadzanych gorsecie w porównaniu z badaniem przed rozpoczęciem terapii, zawsze miały istotnie słabsze parametry stabilności posturalnej, co jest zgodne z założoną hipotezą badawczą nr 1. Dodatkowo zaobserwowano, że parametry stabilometryczne znacząco zmieniały się w kolejnych badaniach. Natychmiastowym efektem założenia gorsetu Chêneau było pogorszenie stabilności posturalnej podczas spokojnej pozycji stojącej (tab. 3). Po 1 miesiącu leczenia ortozą piersiowo-lędźwiowo-krzyżową (ang. *thoraco-lumbo-sacral orthosis*- TLSO), parametry takie jak długość, powierzchnia, szybkość wychwiań COP oraz współczynnik L/S wykazywały tendencję do stopniowej normalizacji w porównaniu z początkowym badaniem w gorsecie (tab. 12), co przemawia za odrzuceniem hipotezy badawczej nr 2. Natomiast po 6 miesiącach terapii gorsetem typu Chêneau, w porównaniu z badaniem w gorsecie po 1 miesiącu, zaobserwowano ponowną destabilizację takich parametrów stabilometrycznych, jak maksymalne wahania oraz

szybkość wychwiań COP (tab. 14). Uzyskane wyniki przemawiają za odrzuceniem hipotezy hipotezy badawczej nr 4.

Prezentowane przez autorkę wyniki badań postawy w skoliozie idiopatycznej (ang. *idiopathic scoliosis*- IS) z wykorzystaniem platformy balansowej są porównywalne z wynikami uzyskanymi przez Sadeghiego.[89] W swoim badaniu Sadeghi i wsp. również zaobserwowali zwiększenie powierzchni wychwiań środka ciężkości pod wpływem gorsetu do leczenia IS. U 15 dziewczynek z AIS badanych po 4-miesięcznej terapii gorsetowej średnie wartości powierzchni wychwiań COP w gorsecie wzrosły o 33 mm^2 do 115% wartości wyjściowej ($p>0,05$).

Przeciwnie do prezentowanych przez autorkę wyników Altun i wsp. wykazali, że takie parametry, jak powierzchnia elipsy, boczne i przednie średnie przyspieszenie oraz długość wahań COP mierzone w grupie 29 nastolatków z AIS z oczami otwartymi (OO), jak i zamkniętymi (OZ), bez gorsetu oraz natychmiast po jego aplikacji, nie różniły się istotnie.[90] W badaniu tym użytą ortozą był gorset typu Rigo-System-Chêneau, zaprojektowany w technice skanowania trójpłaszczyznowego (ang. *three dimensional*- 3D) sylwetki. Również u badanych dziewcząt z rozpoznaną IS dwułukową piersiową prawostronną lędźwiową lewostronną nie znaleziono statystycznej różnicy w badaniu stabilometrycznym w gorsecie po 1 tygodniu leczenia ortozą.[68]

Istotnej różnicy w wartościach pola powierzchni elipsy zakreślanej przez COP u pacjentów z AIS w gorsecie i bez gorsetu nie stwierdzili ani Salhstrand, który badał wpływ 6-tygodniowej terapii ortozą,[86] ani Alder.[87] Jakkolwiek, ten ostatni nie wyjaśnił w metodologii, jak długo przed przeprowadzeniem badania pacjenci stosowali gorset, co mogło mieć znaczący wpływ na prezentowane wyniki.

Chow i wsp. na podstawie badań przeprowadzonych na 20 dziewczętach z AIS w wieku szkolnym stwierdzili brak wpływu gorsetowania na badane parametry kontroli postawy podczas stania na stabilnym podłożu z OZ.[73] Dopiero destabilizacja podłoża wpłynęła istotnie na badane parametry, powodując zwiększenie amplitudy wychyleń COP w kierunku przyśrodkowo-bocznym (ang. *medio-lateral*- ML) oraz wydłużenie długości ścieżki COP. Jakkolwiek w swoim badaniu autorzy również nie podali, od jakiego czasu poprzedzającego badanie pacjentki stosowały gorset. Ponadto badanie w gorsecie i bez gorsetu przeprowadzane były w odstępie 1 minuty, a tak krótki czas mógł być niewystarczający na adaptację tułowia do zmienionych warunków.[91]

Prezentowane w pracy wyniki nie zgadzają się z wcześniejszymi badaniami, które wykazały, że u pacjentów ze bocznym skrzywieniem kręgosłupa porównanie badania bez gorsetu i w gorsecie wykazało poprawę stabilności posturalnej w warunkach zagorsetowania. W badaniu w ortozie Karimi i wsp. wykazali istotne skrócenie powierzchni wychyleń COP.[74] Badania przeprowadzone przez zespół Paoluciego wykazały skrócenie ścieżki COP (-12% przy OO, -8% przy OZ, p>0,05), a także powierzchni elipsy zakreślanej przez COP (-33% przy OO, -4% przy OZ, p>0,05), gdy badani pacjenci stosowali gorset.[69]

O poprawie parametrów stabilometrycznych pod wpływem ortozy TLSO używanej w leczeniu bocznych skrzywień kręgosłupa donosi także Gur.[88] W swoich badaniach, na podstawie wyników złożonej punktacji oceniającej równowagę oraz testu organizacji somatosensorycznej, przeprowadzonego na niestabilnym podłożu z OZ, wykazał istotnie wyższy poziom kontroli postawy w gorsecie. I choć gorset zmniejszał zdolność pacjentów do wykorzystywania układu somatosensorycznego podczas utrzymywania stabilnej wyprostowanej postawy, autor przytoczonej pracy wnioskuje, że łączne wartości oceny balansu w gorsecie u osób uczestniczących w badaniu wskazują na korzystne działanie ortozy poprawiające ogólny bilans kontroli równowagi we wszystkich warunkach czuciowych. Jakkolwiek, w tym przypadku trudno o bezpośrednie porównanie wyników, gdyż badane parametry uzyskane na podstawie testu organizacji somatosensorycznej odpowiadały w większej mierze za ocenę stabilności posturalnej w warunkach dynamiki, a badanie przeprowadzone przez autorkę tej pracy dotyczyło oceny kontroli posturalnej w trakcie przyjmowania swobodnej pozycji stojącej na stabilnym podłożu.

Rozbieżność wyników prezentowanych przez autorkę dysertacji i cytowanych autorów można wyjaśnić nie tyle różnicami w metodologii badań, co często brakiem informacji o tym, jak długo przed przeprowadzeniem badania pacjenci stosowali gorset. W protokole badania nie zawsze określono, jak długa była przerwa między badaniem przeprowadzonym bez gorsetu, a badaniem przeprowadzonym po jego założeniu. Również różnice w budowie oraz sposobie wytwarzania ortoz TLSO stosowanych w terapii IS, używanych w przytaczanych badaniach, mogła mieć istotny wpływ na rozbieżność wyników stabilometrycznych. Asymetryczne gorsety, do których należy stosowany w Klinice Rehabilitacji gorset typu Chêneau, zapewniają wyższą (do 90%) skuteczność terapii niż gorsety o budowie bardziej symetrycznej (do 70%), do których należy między innymi gorset Milwakee lub Boston.[57,92-94] Nie można

wykluczyć analogicznego wpływu konstrukcji gorsetu na kontrolę posturalną. Tymczasem w części badań nie podano nawet typu zastosowanego gorsetu,[68,72] a tam gdzie podano nazwę, nie zawsze dołączone jest zdjęcie prezentujące daną ortozę.[74,76]

Kolejną możliwą przyczyną, odpowiedzialną za raportowane w przytoczonych badaniach różnice dotyczące parametrów stabilności posturalnej i chodu, może być *complience,* czyli czas noszenia gorsetu w ciągu doby. W metaanalizie przeprowadzonej przez Rowe i wsp. wykazano, że średni odsetek powodzenia terapii przy 23 godzinach noszenia gorsetu na dobę wynosił 0,93, ale w przypadku gorsetu noszonego przez 16 godzin dziennie tylko 0,62.[95]

W przeprowadzonym przez autorkę badaniu, pacjenci podczas każdej z wizyt kontrolnych pytani byli o długość stosowania ortozy w ciągu doby. W badaniu po 6 miesiącach od rozpoczęcia terapii mediana deklarowanego przez pacjentów czasu stosowania ortozy w ciągu doby zawierała się w przedziale 20-22h/ dobę (ryc. 15). Oczywiście najbardziej adekwatne dane dotyczące rzeczywistego czasu stosowania ortozy uzyskuje się z wykorzystaniem czujników do pomiaru nacisku wywieranego przez gorset na ciało, jednak takie ortozy są jeszcze w trakcie badań i ze względu na swoją wysoką cenę nie są powszechnie dostępne.[96] W większości przytaczanych badań nie mierzono *compliance*, brak jest informacji nawet o deklarowanej przez pacjenta długości noszenia gorsetu w ciągu dnia. Tymczasem, tak jak ma ona decydujący wpływ na zatrzymanie progresji skrzywienia, tak i może wpływać na proces adaptacji tułowia do nowych warunków, a tym samym na mechanizmy kompensacyjne organizmu oraz strategię kontroli postawy w gorsecie.

Zaobserwowany przez autorkę w badaniu kontrolnym po 6 miesięcznej terapii, paradoksalny efekt wskazujący na niekorzystny wpływ długotrwałego stosowania gorsetu Chêneau na kontrolę posturalną, może być związany z osłabieniem mięśni tułowia. Gorset Chêneau, to statyczna i sztywna ortoza TLSO, choć nie pełnokontaktowa, ale co do zasady, silnie przylegająca do ciała, która ogranicza ruchomość kręgosłupa oraz poprzez derotujące siły zewnętrzne stabilizuje kręgosłup.[54] Pełnowymiarowe, przewlekłe stosowanie tak skonstruowanej ortozy może w konsekwencji powodować atrofię mięśni grzbietu i osłabienie gorsetu mięśniowego.[97]

Dane uzyskane na podstawie badań przeprowadzonych z OO i OZ umożliwiają obliczenie współczynnika Romberga, który określa wpływ upośledzenia wzroku na kontrolę równowagi.[98,99,100] W prezentowanym przez autorkę badaniu

zamknięcie oczu w gorsecie zawsze powodowało wydłużenie ścieżki COP, zwiększenie pola powierzchni zakreślonego przez COP oraz zwiększenie szybkości wychwiań COP. Współczynniki Romberga w badaniach w gorsecie, poza pomiarem w gorsecie po 1-miesięcznej terapii, gdzie stwierdzono istotnie wyższe wartości współczynników dla długości i średniej prędkości wychwiań COP, nie różniły się istotnie od wartości współczynnika Romberga uzyskanego w badaniu bez gorsetu. Wartości współczynników Romberga wyniosły powyżej 1 zarówno w badaniu wyjściowym, jak i w kolejnych badaniach przeprowadzonych w gorsecie. Świadczy to o silnym wpływie kontroli wzroku na szereg parametrów stabilometrycznych w badanej grupie. Wyniki te zgodne są z obserwacjami Piątek, która porównywała wpływ ćwiczeń autokorekcji z efektem stosowania gorsetu Chêneau na stabilność postawy.[101] Po ograniczeniu bodźca wzrokowego u dziewcząt z AIS badanych w ortozie, stwierdzono wydłużenie ścieżki COP oraz zwiększenie średniej szybkości wychyleń COP, zarówno w kierunku przednio-tylnym (ang. *anterior-posterior*- AP) (odpowiednio z 17.50±5.54 mm na 30.23±12.85 mm, z 11.58±2.26 na 15.86±4.23 mm/s), jak i ML (odpowiednio z 15.88±4.89 na 18.31±8.01 mm, z 9.25±2.11 na 11.15±4.02 mm/s).

Również inni badacze wskazują na istotne pogorszenie stabilności posturalnej u dziewcząt z rozpoznaną IS stosujących gorset po zamknięciu oczu.[69,75,88] Sugeruje to, że w przypadku ograniczonej informacji sensorycznej uruchamiana jest strategia zwiększania zaangażowania funkcji wychyleń. Jej wyższe wartości prowadzą do poprawy ogólnej zdolności kontroli równowagi, a w szczególności do poprawy zdolności adaptacyjnych do nowych wyzwań. Jak podkreślają Cone et al. większa złożoność ruchów COP odzwierciedla zdolność ośrodkowego układu nerwowego do stosowania różnych strategii w celu utrzymania stabilnej sylwetki podczas swobodnego stania.[102]

Większośc pacjentów z AIS jest bezobjawowa.[103] Im bardziej zaawansowana deformacja kręgosłupa, tym a bardziej znaczące dla zdrowia skutki. Klinicznie istotne konsekwencje wpływające na jakość życia pacjentów, takie jak trudności w oddychaniu, znaczne deformacje kosmetyczne i stres psychiczny występują częściej przy kącie Cobba wynoszącym 40 stopni lub więcej.[104,105]

Wpływ zaawansowania bocznego skrzywienia kręgosłupa na parametry stabilometryczne był analizowany w piśmiennictwie, przy czym doniesienia z aktualnej literatury są niejednoznaczne. Podczas gdy Sahin[106] i Adler[87] nie znaleźli

istotnej korelacji między kątem Cobba, a parametrami kontroli równowagi, Hamont[107] przeciwnie, udowadnia, że trudności w utrzymaniu stabilnej sylwetki podczas swobodnego stania, są związane z nasileniem kątowym skrzywienia kręgosłupa. W swoim badaniu wykazał, że w trakcie swobodnej pozycji stojącej dziewczynki w grupie IS o zaawansowaniu kątowym od 15° do 25°, w porównaniu z grupą IS poniżej 15°, miały większą powierzchnię wychwiań COP oraz większe wahania w płaszczyźnie ML, co przemawia za mniej precyzyjną kontrolą postawy. Podobnie Yamada i wsp. zgłosili słabszą kontrolę posturalną w bardziej zaawansowanych IS.[108]

Wpływ na kontrolę posturalną mieć może również typ topograficzny i lokalizacja głównego łuku skrzywienia kręgosłupa. W badaniu stabilności posturalnej u 43 dziewcząt z rozpoznaną IS prawowypukłą piersiową, piersiowo-lędźwiową lub lędźwiową, nieleczonych dotychczas gorsetem ortopedycznym, stwierdzono istotną zależność wartości kąta Cobba z pozycją COP w płaszczyźnie AP.[36] Bardziej wysuniętą do przodu lokalizację uśrednionego COP miały pacjentki z wyższym kątowym zaawansowaniem skrzywienia kręgosłupa.

Istotne różnice w długości statokinezjogramu w zależności od topografii bocznego skrzywienia kręgosłupa wykazał Gauchard.[5] Najniższe wartości długości ścieżki COP oraz długości wychyleń w kierunku AP i ML obserwowano w grupie skrzywień kręgosłupa dwułukowych, wyrównanych. Wyższe wartości wymienionych parametrów stwierdzono u pacjentów z pojedynczym łukiem skrzywienia kręgosłupa zlokalizowanym w odcinku lędźwiowym, w porównaniu z wyższą lokalizacją skrzywienia.

Jak dotąd nie badano stabilności posturalnej u pacjentów z AIS leczonych gorsetem w korelacji ze stopniem Cobba i lokalizacją łuku skrzywienia. Poza opisem przypadku przedstawionym przez Pialasse[109], który sugeruje, że wielkość deformacji kręgosłupa nie wpływa na kontrolę równowagi w gorsecie ortopedycznym, prezentowane przez autorkę badanie jest pierwszym, które na większej grupie pacjentów ocenia związek między stabilnością posturalną w gorsecie, a radiologicznymi parametrami charakteryzującymi AIS. Przeprowadzona przez autorkę analiza wskazuje na brak korelacji zaburzeń stabilności posturalnej obserwowanych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu ze stopniem korekcji deformacji kręgosłupa w gorsecie, kątowym zaawansowaniem lub topografią skrzywienia kręgosłupa. Uzyskane wyniki przemawiają za odrzuceniem hipotezy badawczej nr 6. Istotną zależność stwierdzono oceniając parametry stabilometryczne

po pierwszorazowej aplikacji gorsetu w korelacji z wpływem jaki ma gorset na boczne skrzywienie kręgosłupa. W grupie IS, w których gorset powodował co najmniej 5° korekcji skrzywienia górnego łuku stwierdzono istotnie słabsze parametry stabilności posturalnej przy OZ, niż w grupie IS, w których gorset powodował zmianę wartości kątowej górnego łuku skrzywienia nie większą niż 4° (tab.19). Otrzymane wyniki przemawiają za przyjęciem hipotezy badawczej nr 7. W grupie tej stwierdzono ponadto wyższe wartości maksymalnych wychwiań COP przy OO (1,95 mm w grupie, w której korekcja skrzywienia kręgosłupa wynosiła co najmniej 5°, 1,36 mm w grupie, w której korekcja skrzywienia kręgosłupa wynosiła nie więcej niż 4°) (tab. 19), co świadczy o wyższym zaangażowaniu układu nerwowo-mięśniowego w celu utrzymania wyprostowanej pozycji i balansu ciała.

5.2. Badanie baropodometryczne w reakcji statycznej

Baropodometria jest nieinwazyjną metodą stosowaną do badania rozkładu obciążenia ciała na stopy zarówno podczas ruchu, jak i podczas swobodnej pozycji stojącej. Baropodometr jest zaawansowaną platformą siłową, która poprzez wiele czujników równomiernie rozmieszczonych na platformie, mierzy nacisk stóp na podłoże i dzięki kompatybilnemu oprogramowaniu umożliwia uzyskanie obrazu podobnego do podoskopu.[110,111] Badanie to dostarcza bezpośrednich i pośrednich informacji na temat postawy osoby badanej w pozycji stojącej, dynamicznej analizy chodu, rozkładu obciążeń podczas chodu, maksymalnego nacisku stóp na podłoże i czasu kontaktu stopy z podłożem. Choć baropodometria ocenia przede wszystkim funkcję stopy, na podstawie rozkładu sił nacisku stóp na podłoże można stwierdzić istotne nieprawidłowości dotyczące postawy,[112] zaburzenia równowagi lub przeciążenie kończyn dolnych.[113] Badanie to jest najczęściej wykorzystywane celem biomechanicznej analizy chodu i postawy ciała w sporcie, ale znajduje swoje zastosowanie również do oceny rozkładu nacisku stóp na podłoże w populacji pediatrycznej po urazach ortopedycznych kończyn dolnych, w przypadku dziecięcego porażenia mózgowego, otyłości, a także IS.[114–116]

Szereg badań wskazuje na różnice w rozkładzie sił nacisku stóp na podłoże u swobodnie stojących pacjentów z rozpoznaną AIS, w porównaniu z populacją zdrową. Lee i wsp. udowodnili że u młodzieży z umiarkowanym i ciężkim

zaawansowaniem bocznego skrzywienia kręgosłupa, rozkład obciążeń stóp jest mniej zbalansowany, niż u zdrowych nastolatków. IS piersiowa prawostronna wiąże się z większym obciążeniem w okolicy wypukłej części przodostopia oraz haluksa.[117]

Szulc i wsp. u pacjentów z rozpoznaną AIS odnotowali istotne różnice między prawą i lewą stopą w zakresie całkowitego obciążenia stopy, a także pierwszej i piątej kości śródstopia oraz pięty.[118] Również w badaniu przeprowadzonym przez Catan, u młodzieży z IS stwierdzono większe obciążenie stopy lewej, a mniejsze stopy prawej.[119] Ponadto obciążenie pierwszej kości śródstopia było istotnie niższe, natomiast piątej kości śródstopia było istotnie zwiększone u tych pacjentów, w porównaniu z grupą kontrolną, zarówno dla prawej, jak i lewej stopy. Młodzież w grupie IS istotnie słabiej obciążała piętę prawą.

Park i wsp. udowodnili, że wielkość kątowa skrzywienia kręgosłupa w IS koreluje z różnicą rozkładu sił podłoża między prawą, a lewą stopą.[120] Wyniki przeprowadzonej analizy wykazały, iż wraz ze wzrostem kątowego zaawansowania skrzywienia kręgosłupa w IS, wzrasta również różnica w nacisku na stopy.

Na podstawie prezentowanych przez autorkę wyników stwierdzić można, że w warunkach badania statycznego młodzież z IS bardziej obciążają prawą kończynę dolną zarówno przed włączeniem terapii gorsetem ortopedycznym Chêneau, jak i w trakcie jej trwania, co przemawia za odrzuceniem hipotezy badawczej nr 5. Zaobserwowano ponadto, że bezpośrednio po aplikacji gorsetu oraz pod wpływem 1-miesięcznej terapii gorsetem parametry baropodometryczne w reakcji statycznej nie zmieniły się istotnie (tab. 22-25). Wyniki te są spójne z opublikowanymi przez Yakut[121] oraz Altun,[90] którzy w grupie badanych z AIS po zastosowaniu gorsetu również nie zanotowali znaczących zmian w takich parametrach, jak średnie i maksymalne obciążenie stóp, czy rozkład obciążeń obu kończyn z uwzględnieniem podziału na przodo- i tyłostopie. Fakt ten wiązać się może z wpływem wewnętrznych mechanizmów kompensacyjnych u pacjentów z AIS, mających na celu korekcję asymetrii tułowia w pozycji stojącej. Stąd, w zależności od istnienia mechanizmu kompensacyjnego, brak istotnych statystycznie różnic w badaniu statycznym.

Znaczące zmiany zaobserwowano natomiast w autorskim badaniu przeprowadzonym po 6 miesiącach od początkowego badania. Po 180 dniach terapii gorsetem stwierdzono wyższe niż wyjściowo wartości średniego i maksymalnego obciążenia stóp w reakcji statycznej (ryc. 20). Prezentowane wyniki wykazują analogię do

danych uzyskanych w pomiarach dynamicznych. Jako parametry zależne od masy ciała, ich zwiększenie spowodowane jest najprawdopodobniej zwiększonym ciężarem ciała młodzieży z AIS, związanym z fizjologicznym wzrostem w okresie rozwojowym.[122]

Paradoksalny wynik badania, przeprowadzonego przez autorkę dysertacji, w którym po 6 miesiącach terapii gorsetem stwierdzono mniejszą niż w badaniu początkowym powierzchnię kontaktu stóp z podłożem (ryc. 21), może być związany z zaobserwowanymi przez Zhu różnicami w ustawieniu stopy w zależności od stopnia zaawansowania bocznego skrzywienia kręgosłupa.[123] W grupie AIS stwierdzono niższe wysklepienie łuków podłużnych przyśrodkowych, niż u osób zdrowych. Ponadto młodzież z ciężkim AIS wykazywała większą skłonność do ustawiania stopy w pronacji. W przeprowadzonym przez autorkę badaniu gorset w 95% korygował skrzywienie kręgosłupa, zmniejszając średnio o 12,72°±5,17° wartość kątową IS (tab. 2). Choć w prezentowanym badaniu nie oceniano morfologii 3D stóp, nie można wykluczyć, że niższa wartość kątowa bocznego skrzywienia kręgosłupa, uzyskiwana w gorsecie, w połączeniu z długoterminową adaptacją do gorsetu, skutkowała mniejszą pronacją stopy i wyższym ustawieniem łuku podłużnego przyśrodkowego w grupie badanej. Powyższe zmiany w ustawieniu stóp powodują mniejszą powierzchnię kontaktu stopy z podłożem podczas przyjmowania swobodnej pozycji stojącej, co zaobserwowano w omawianym badaniu.

5.3. Badanie baropodometryczne w reakcji dynamicznej

Rozpoznanie AIS wiąże się ze zmienioną kinematyką, ale i kinetyką swobodnego chodu. U osób z tym schorzeniem obserwuje się niższe wartości przyśrodkowo-bocznych sił działających na stawy biodrowe, asymetrię sił reakcji podłoża i zwiększenie pionowej składowej sił reakcji podłoża w porównaniu ze zdrową populacją.[42] Stwierdzono, że pacjenci z AIS wykonują zadania związane z lokomocją wolniej niż osoby zdrowe.[39] Jako miernik równowagi ciała ludzkiego, nacisk na stopy jest interesującym punktem pomiarowym w klinicznej i naukowej dziedzinie kinematyki.[124]

W przeprowadzonym przez autorkę badaniu wyjściowo średnie obciążenie obu stóp było porównywalne i wynosiła dla lewej kończyny dolnej 641,05 g/cm^2, a dla

prawej kończyny dolnej 639,69 g/cm^2 (tab. 28). Również dla parametru maksymalne obciążenie obserwowano wyniki bez ewidentnej przewagi dla którejś z kończyn (1279,98 g/cm^2 lewa, 1265,26 g/cm^2 prawa) (ryc. 25). Pod wpływem pierwszorazowej aplikacji gorsetu nie stwierdzono istotnie statystycznych różnic w porównaniu z badaniem wyjściowym. W każdym z kolejnych pomiarów przeprowadzanych w gorsecie wyżej wymienione parametry dla obu stóp wykazywały porównywalne wartości, co przemawia za odrzuceniem zarówno hipotezy badawczej nr 3, jak i hipotezy badawczej nr 5.

W omawianym badaniu pacjenci z rozpoznaną IS, przed aplikacją gorsetu, w trakcie chodu wykazywali dla obu stóp większe procentowe obciążenie przodostopia, niż tyłostopia (ryc.23) oraz części bocznej stopy, niż przyśrodkowej (ryc. 26). Zaobserwowana asymetria rozkładu obciążeń w obrębie stóp w warunkach dynamiki jest zgodna z fizjologicznym wzorcem chodu, w którym stopa przetaczana jest wzdłuż trzech punktów podporu: od guza piętowego (znajdującego się w obrębie tyłostopia i przedziału bocznego stopy), przez głowę piątej kości śródstopia (znajdującej się w obrębie przodostopia i przedziału bocznego stopy), do głowy pierwszej kości śródstopia (znajdującej się w obrębie przodostopia i przedziału przyśrodkowego stopy).[125]

U pacjentów z AIS bezpośrednio po założeniu gorsetu stwierdzono istotnie większe (o 2,08 punktów procentowych) procentowe obciążenie tyłostopia prawej kończyny dolnej (tab. 29). Takiej zależności nie zaobserwowano w tym samym badaniu dla lewej kończyny dolnej (tab.30). W każdym z kolejnych pomiarów przeprowadzonych w gorsecie procentowe obciążenie tyłostopia było większe, niż przed aplikacją gorsetu, zarówno dla lewej jak i prawej kończyny dolnej (ryc.23), jednak tylko w badaniu po 1 miesiącu dla prawej kończyny dolnej był to wynik istotny na poziomie tendencji statystycznej (tab. 32). Analiza rozkładu obciążeń pomiędzy przyśrodkową a boczną częścią stopy, w kolejnych badaniach, przeprowadzonych przez autorkę dysertacji, w grupie badanej w gorsecie, wykazała istotną statystycznie zmianę tylko w badaniu po 6 miesiącach. W porównaniu z badaniem bez gorsetu stwierdzono wyższe o 3,28 punktów procentowych obciążenie przyśrodkowej części stopy lewej (tab. 33).

W badaniach przeprowadzonych przez Paoluciego również wykazano, że gorset wpływa na rozkład obciążeń między kończynami dolnymi w trakcie lokomocji.[69]

U badanych przez Paoluciego pacjentów z AIS, gorset powodował zmniejszenie obserwowanej wyjściowo asymetrii obciążeń kończyn dolnych.

Przeciwnie do wyników prezentowanych w przytaczanej pracy,[69] w badaniu autorki stwierdzono, że kończyny dolne w trakcie chodu bez gorsetu obciążane były symetrycznie (tab.28). Zastosowanie gorsetu istotnie zmieniło rozkład obciążeń prawej stopy w trakcie chodu tylko bezpośrednio po aplikacji ortozy (tab.29). Gorset istotnie nie wpłynął na symetrię obciążeń stóp w reakcji dynamicznej w badaniach, ani w badaniu po 1 miesiącu, ani po 6 miesiącach terapii (tab.28), co przemawia za odrzuceniem hipotezy bawaczej nr 5.

Podobnie na podstawie swoich badań Altun i wsp. wykazali, że nie było istotnych różnic między takimi parametrami jak średnie lub maksymalne obciążenie stóp, porównując badanie w gorsecie i bez gorsetu.[90]

Wynik ten zgodny jest z wnioskami Karimiego[74] oraz Kramers-de Qervaina[44], którzy również nie stwierdzili istotnego wpływu bezpośredniej aplikacji gorsetu na symetrię sił działających na obie kończyny dolne w trakcie chodzenia.

Natomiast inne badania wskazywały, że gorsetowanie zmniejsza obserwowaną u osób z AIS różnicę pionowych wartości sił reakcji podłoża (ang. *ground reaction forces*-GRF) między kończynami dolnymi.[126] Wpływ poprawiający symetrię obciążania kończyn dolnych podczas chodzenia u osób z AIS po zastosowaniu gorsetu wiązać się mógł z zaobserwowanym przez Karimiego zmniejszeniem sił ścinających działających na stawy biodrowe w kierunku AP, które pod wpływem zastosowanego gorsetu Milwaukee uległy istotnej redukcji z 1110±155 N do 756±120.2 N.[127]

Odmienności w wynikach badań wytłumaczyć można różnicami dotyczącymi liczebności grup objętych badaniami, typów stosowanych ortoz, a także metodologii oceny chodu w przytoczonych pracach.

W przeprowadzonym przez autorkę badaniu parametry takie jak maksymalne obciążenie oraz średnie obciążenie obu kończyn dolnych w trakcie swobodnego przetaczania stóp po podłożu były wyższe w badaniu przeprowadzonym w gorsecie po 6 miesiącach terapii niż wyjściowo (tab.33, tab.34).

Wytłumaczyć to można faktem wzrostu nie tylko kończyn dolnych, ale także całego ciała, co naturalnie wiąże się ze zwiększeniem całkowitej masy ciała między dwoma badaniami, wykonanymi w odstępie 6 miesięcy. Grupa badana to młodzież w wieku 11-17 lat. W okresie tym fizjologicznie przypada drugi rozwojowy skok wzrostowy,[122] co mogło bezpośrednio wpłynąć na parametry zależne od masy ciała, jakimi są

obciążenie średnie i maksymalne stóp. Jakkolwiek w pracy tej dokonywano pomiaru masy ciała tylko w trakcie pierwszego badania. Co więcej, nie badano długości kończyn dolnych. W przyszłości należałoby uwzględnić również te parametry, żeby móc lepiej wyjaśnić zaobserwowaną różnicę.

Analizując parametry zależne od czasu zaobserwowano, że bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu u pacjentów z AIS zmniejszyła się średnia szybkość kroku obu kończyn dolnych (lewej z 741,88 mm/s do 734,83 mm/s, prawej z 761,44 mms/s do 752,13 mm/s) (ryc. 27), jakkolwiek zaznaczyć należy, iż jest to wynik nieistotny statystystycznie. Istotnego wpływu gorsetu nie obserwowano w tym pomiarze również na czas trwania środkowej fazy podporu (ang. *midstance*) lub całkowitego kontaktu stopy z podłożem (ang. *stance)* w trakcie swobodnego chodu.

W badaniu przeprowadzonym w gorsecie po 1 miesiącu terapii, w porównaniu z badaniem wyjściowym bez gorsetu, nadal obserwowano mniejszą szybkość kroku obu kończyn dolnych, to jest dla lewej kończyny dolnej o 9,85 mm/s (tab. 32), dla prawej kończyny dolnej o 4,9 mm/s (tab. 31). Pod wpływem 1-miesięcznej terapii skróceniu uległ czas trwania fazy *stance* lewej i prawej kończyny dolnej (odpowiednio o 33,46 mm/s oraz o 43,54 mm/s) (tab.31, tab.32) oraz czas trwania fazy *midstance* zarówno kończyny dolnej lewej (o 11,81 mm/s) (tab. 31), jak i prawej (o 10,74 mm/s) (tab. 32). Uzyskane wyniki przemawiają za przyjęciem hipotezy badawczej nr 1.

Wyniki te są w dużym stopniu zgodne z wynikami dotyczącymi szybkości chodu zaobserwowanymi w poprzednich badaniach. Karimi i wsp. zgłosili istotne zmniejszenie szybkości kroku u pacjentów stosujących gorset typu Boston w porównaniu do pacjentów bez gorsetu.[74] Analogiczny wpływ ortozy zaobserwowano w badaniu przeprowadzonym przez Kavianiego, który wykazał zmniejszenie prędkości chodu o 0,08 ms pod wpływem zastosowania gorsetu Milwaukee.[128]

W badaniu autorstwa Paoluccio, w którym zastosowaną ortozą był gorset Chêneau, prędkość chodu w TLSO zmniejszyła się z 0,67 m/s do 0,57 m/s, czemu towarzyszyło zmniejszenie kadencji kroku.[69]

Wyniki omawiane przez autorkę są częściowo zgodne z prezentowanymi przez Altun i wsp., w których wykazano, że wraz z zastosowaniem gorsetu istotnie zmniejszyły się wartości przyspieszenia oraz długości kroku, jednak tylko dla lewej stopy.[90]

Kinematyka stawów biodrowych, kolanowych i skokowych, obok długości kroku wpływa na szybkość chodu. Stąd zmiana prędkości chodu zanotowana przez

autorkę w badaniu bezpośrednio po założeniu gorsetu, może być związana z zaobserwowanym przez Mahaudensa zmniejszeniem o 50% zakresów ruchomości miednicy w płaszczyźnie czołowej oraz zmniejszeniem ruchomości bioder o 29% pod wpływem usztywnienia gorsetem.[72] Badania wykazały, że gorset wpływa nie tylko na płaszczyznę czołową, powoduje także istotną redukcję ruchów rotacyjnych miednicy.[129] Jednocześnie nie wpływa na zakresy ruchomości stawów lub aktywność mięśni kończyn dolnych w trakcie lokomocji.[128] Podobne zależności dotyczące parametrów kinematycznych chodu stwierdził Wong, który w badanej grupie 12 dziewcząt z AIS, wykazał istotną redukcję w nachyleniu miednicy, jak i ruchach odwiedzenia i przywiedzenia bioder, bez względu na rodzaj zastosowanej ortozy- czy to sztywnej czy miękkiej typu SpineCor.[130] Udowodniono, że gorset typu Chêneau, który jest ortozą sięgającą od górnych żeber do bioder, powoduje zaburzenia chodu poprzez ograniczenie ruchomości tułowia, miednicy oraz bioder. Fakt ten bezpośrednio przełożył się na zaburzenia równowagi dynamicznej podczas chodzenia.[72,130,131]

Zaobserwowane przez autorkę zmniejszenie prędkości chodu można wyjaśnić również tym, że strategia zwolnienia kroku jest jednym ze sposobów na poradzenie sobie w przypadku problemów z równowagą w coraz bardziej wymagających warunkach. W swoim badaniu Mallau zauważył, że zarówno pacjenci z AIS, jak i zdrowe dzieci z grupy kontrolnej stopniowo wolniej chodzą w odpowiedzi na zwiększenie trudności zadań związanych z utrzymaniem równowagi.[39] Zauważył przy tym, iż prędkość chodu u dzieci z AIS w porównaniu ze zdrowa młodzieżą, była o 15% mniejsza bez względu na trudności związane z utrzymaniem balansu podczas chodzenia.

W badaniu w gorsecie po 6 miesiącach terapii, w porównaniu z początkowym badaniem, bez gorsetu wykazano tymczasem, że średnia szybkość kroku zwiększyła się z 761,44 mm/s do 818,51 mm/s dla kończyny dolnej prawej (tab. 34) oraz z 741,88 mm/s do 828,2 mm/s dla kończyny dolnej lewej (tab. 33). Przytoczone wyniki przemawiają za przyjęciem hipotezy badawczej nr 1.

Większa szybkość kroku wiązać się może z wykazaną przez Mahaudensa zmianą ruchomości w stawach miednicy oraz bioder u osób z AIS stosujących gorset przez okres 6 miesięcy.[132] U tych pacjentów, badanych bez gorsetu stwierdzono, że ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej istotnie zwiększył się o 1,5°. Co więcej, po 6-miesięcznym usztywnieniu zakres ruchomości miednicy w płaszczyźnie czołowej był prawidłowy, i odpowiadał zakresowi zdrowych ochotników. W badaniu tym

zaobserwowano ponadto większe zakresy ruchomości bioder we wszystkich płaszczyznach. Zmianom tym towarzyszyła znaczna poprawa ogólnej pracy mięśniowej podczas chodu w porównaniu z wartościami sprzed terapii gorsetowej. Sumaryczny efekt opisanych zjawisk przekładać się może na większą szybkość kroku zanotowaną w prezentowanym przez autorkę badaniu.

U pacjentów z AIS wykazano wydłużenie fazy *midstance* w porównaniu ze zdrowymi osobami.[39] Zhu i wsp. udowodnili, że u osób z zaawansowaną IS środkowa faza podporu była wydłużona i przyspieszona, a propulsja opóźniona.[123] Jedną z hipotez, która może stać za wyjaśnieniem opisywanego zjawiska był fakt, iż osoby z wysokostopniowym skrzywieniem kręgosłupa potrzebują więcej czasu, aby utrzymać stabilną postawę i przygotować się do wytworzenia w przodostopiu pełnej siły propulsji. Podczas fazy końcowego podporu, to przodostopie jest jedyną częścią stopy w kontakcie z podłożem. Stąd konieczność wytworzenia nad przodostopiem siły, wystarczającej do popchnięcia dolnej części kończyny i ciała do przodu.[123]

W prezentowanym przez autorkę badaniu, po 6 miesiącach terapii gorsetem Chêneau w badanej grupie, stwierdzono krótszy czas trwania zarówno fazy *stance* (o 37,34 ms dla lewej kończyny dolnej, o 60,8 ms dla prawej kończyny dolnej), jak i fazy *midstance* (o 9,47 ms dla lewej kończyny dolnej, o 17,46 ms dla prawej kończyny dolnej) (ryc. 24). W dostępnym piśmiennictwie, tylko w pracy Maudhausena analizowano wpływ gorsetu na długość trwania kolejnych faz chodu u młodzieży z AIS.[132] Wykazano, że przy takiej samej prędkości chodu u pacjentów po zdjęciu gorsetu stosowanego przez 6 miesięcy, wydłużeniu uległa faza *stance*. Wyniki te są przeciwne z prezentowanymi przez autorkę w niniejszym badaniu. Różnice można wytłumaczyć faktem, iż Mauhaudsen badał pacjentów chodzących ze stałą, ustaloną prędkością, natomiast w protokole badania przeprowadzonego przez autorkę, prędkość była swobodna, nadawana przez pacjenta.

5.4. Podsumowanie omówienia wyników

Na podstawie prezentowanych w dysertacji wyników stwierdzić można, że terapia gorsetem ortopedycznym typu Chêneau wpływa na stabilność posturalną i chód pacjentów z AIS. Natychmiastowym efektem, związanym z bezpośrednią aplikacją gorsetu, jest niższy poziom stabilności posturalnej oraz zmieniony rozkład obciążeń kończyn dolnych w trakcie lokomocji. Choć gorset Chêneau nie wpływa na

symetrię obciążania kończyn w trakcie chodu lub swobodnej pozycji stojącej, ma wpływ na parametry chodu zależne od czasu. Pod wpływem co najmniej 1 miesięcznej terapii ortozą obserwuje się krótszy czas trwania fazy podporowej kończyn dolnych, co więcej 6-miesięczna terapia gorsetem powoduje zwiększenie szybkości kroku.

W badaniu tym oceniano wpływ różnych stopni zaawansowania AIS na parametry stabilometryczne, jako, że deformacja strukturalna kręgosłupa może wpływać na funkcjonowanie pacjenta dopiero po progresji do ciężkiego stanu zaawansowania.[133] Na podstawie przeprowadzonej przez autorkę analizy stwierdzono, że pacjenci z AIS u których gorset powoduje większą korekcję skrzywienia kręgosłupa, mają niższy poziom stabilności posturalnej niż osoby, u których IS jest w gorsecie tylko stabilizowana.

Przeciwnie do założonej hipotezy, nie stwierdzono istotnej korelacji zaburzeń stabilności posturalnej obserwowanych bezpośrednio po aplikacji gorsetu z typem topograficznym AIS lub stopniem korekcji bocznego skrzywienia kręgosłupa w gorsecie.

Niniejsze badanie jest oryginalne, ponieważ uwzględnia zarówno analizę stabilometryczną, jak i baropodometryczną, w warunkach statyki i dynamiki, u pacjentów z AIS leczonych gorsetem ortopedycznym typu Chêneau w trakcie 6-miesięcznej obserwacji.

Badanie to ma jednak pewne metodologiczne ograniczenia, które powinny być wymienione. Jednym z ograniczeń badania jest mała liczebność grupy badanej. Dodatkowo trzeba zaznaczyć, że badana grupa jest zróżnicowana pod względem topograficznej charakterystyki skrzywienia kręgosłupa, jak i kątowego stopnia zaawansowania. Idealnie byłoby, gdyby uczestnicy badania charakteryzowali się takim samym typem topograficznym IS, aby uniknąć zniekształcającego wpływu, jaki mogą mieć różne stopnie kątowego zaawansowania i lokalizacja skrzywienia kręgosłupa na badane parametry.

Przydatne byłoby również porównanie wyjściowych wyników grupy badanej z wynikami badań stabilometrycznych oraz baropodometrycznych uzyskanymi w grupie kontrolnej zdrowych nastolatków. Jednak ze względu na światową pandemię koronawirusa przypadającą na okres zbierania materiału do badań oraz związane z pandemią restrykcyjne ograniczenia epidemiologiczne, włącznie do badań zdrowej grupy kontrolnej nie było możliwe.

Przeprowadzone prospektywne badanie kliniczne podkreśla znaczenie oceny równowagi statycznej przy użyciu narzędzi diagnostycznych, takich jak platforma stabilometryczna, w celu uzyskania obiektywnych informacji na temat skutków terapii gorsetem ortopedycznym typu Chêneau. Diagnostyka chodu i równowagi posturalnej z wykorzystywaniem oprzyrządowania, oparta na ocenie stabilometrycznej i baropodometrycznej, może w przyszłości pomóc klinicystom nie tylko w ilościowym określeniu wpływu gorsetu na AIS, ale także w podejmwaniu decyzji terpeutycznych.

W dalszych badaniach interesujące byłoby ustalenie, jak prezentują się oceniane parametry stabilometryczne oraz chodu po dłuższej, niż 6-miesięczna terapia gorsetem ortopedycznym, a także czy i po jakim czasie od odstawienia gorsetu kontrola posturalna osiąga wartości sprzed rozpoczęcia terapii gorsetem Chêneau. Ponadto, ze względu na stwierdzone zaburzenia stabilności posturalnej w przebiegu terapii gorsetem Chêneau, wydaje się zasadne zalecenie dotyczące rozszerzenia kinezyterapii o ćwiczenia poprawiające stabilność posturalną oraz zaplanowanie w przyszłości badań dowodzących ich wpływu na przebieg terapii AIS.

6. WNIOSKI

1. Pierwszorazowa aplikacja gorsetu ortopedycznego typu Chêneau u młodzieży z AIS powoduje pogorszenie parametrów stabilności posturalnej, które częściowo normalizują się po 1 miesiącu stosowania ortozy. Długoterminowa terapia gorsetem Chêneau powoduje ponowną destabilizację parametrów stabilometrycznych w warunkach badania w gorsecie z oczami zamkniętymi. Aplikacja gorsetu nie wpływa istotnie na symetrię chodu u pacjentów z AIS.

2. Zaburzenia stabilności posturalnej po aplikacji gorsetu obserwuje się bez względu na: typ topograficzny skrzywienia kręgosłupa, jego stopień kątowego zaawansowania oraz stopień korekcji w gorsecie. Pacjenci z AIS, u których gorset powoduje większą korekcję skrzywienia kręgosłupa, mają niższy poziom stabilności posturalnej niż osoby, u których skrzywienie jest w gorsecie tylko stabilizowane.

3. Uzyskane wyniki wskazują na konieczność uwzględnienia ćwiczeń stabilności posturalnej w procesie terapii AIS gorsetem ortopedycznym typu Chêneau. Kinezyterapia uwzględniająca ćwiczenia poprawiające stabilność posturalną powinna dotyczyć wszystkich pacjentów z AIS, leczonych ortozą, niezależnie od topografii i zaawansowania skrzywienia. W procesie diagnostyczno-terapeutycznym pacjentów z AIS leczonych gorsetem ortopedycznym należy uwzględnić zarówno testy stabilności posturalnej, jak i elementy badania baropodometrycznego w reakcji statycznej i dynamicznej celem kompleksowej oceny deficytów funkcjonalnych i zaplanowania zindywidualizowanej kinezyterapii.

7. PIŚMIENNICTWO

1. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur Spine J*. 2004;13(8):750-754. doi:10.1007/s00586-004-0762-9
2. Kubat O, Ovadia D. Frontal and sagittal imbalance in patients with adolescent idiopathic deformity. *Ann Transl Med*. 2020;8(2):18-29. doi:10.21037/atm.2019.10.49
3. Basmajian JV. Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. *Academic Medicine*. Published online 1962:37:802.
4. Thorstensson A, Nilsson J, Carlson H, et al. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol Scand*. 1984;121(1):9-22.
5. Gauchard GC, Lascombes P, Kuhnast M, Perrin PP. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine*. 2001;26(9):1052-1058. doi:10.1097/00007632-200105010-00014
6. Rigo M. Patient evaluation in idiopathic scoliosis: Radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry. *Physiother Theory Pract*. 2011;27(1):7-25. doi:10.3109/09593985.2010.503990
7. Ekinci S, Ersen O. Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Arch Clin Exp Surg*. 2014;3(3):174-184. doi:10.5455/aces.20130422110147
8. Weinstein SL. Adolescent idiopathic scoliosis: prevalence and natural history. *Instr Course Lect*. 1989;38(1):115-128.
9. Goldberg CJ, Dowling FE, Fogarty EE, Moore DP. Adolescent idiopathic scoliosis and cerebral asymmetry. An examination of a nonspinal perceptual system. *Spine*. 1995;20(15):1685-1691.
10. Schlösser TPC, Colo D, Castelein RM. Etiology and pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Semin Spine Surg*. 2015;27(1):2-8. doi:10.1053/j.semss.2015.01.003
11. Burwell RG, Freeman BJC, Dangerfield PH, et al. Etiologic theories of idiopathic scoliosis: neurodevelopmental concept of maturational delay of the CNS body schema (“body-in-the-brain”). *Stud Health Technol Inform*. 2006;123(5):72-79.

12. Burwell RG, Aujla RK, Grevitt MP, et al. Pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis in girls - a double neuro-osseous theory involving disharmony between two nervous systems, somatic and autonomic expressed in the spine and trunk: possible dependency on sympathetic nervous system and hormones with implications for medical therapy. *Scoliosis*. 2009;4:24. Published online 2009 Oct 31. doi:10.1186/1748-7161-4-24

13. Lidström J, Friberg S, Lindström L, Sahlstrand T. Postural control in siblings to scoliosis patients and scoliosis patients. *Spine*. 1988;13(9):1070-1074. doi:10.1097/00007632-198809000-00017

14. Beaulieu M, Toulotte C, Gatto L, et al. Postural imbalance in non-treated adolescent idiopathic scoliosis at different periods of progression. *Eur Spine J*. 2009;18(1):38-44. doi:10.1007/s00586-008-0831-6

15. Yamamoto H, Yamada K. Equilibrial approach to scoliotic posture. *Agressologie*. 1976;17(Spec D):61-65.

16. Barrack RL, Whitecloud TS, Burke SW, Cook SD, Harding AF. Proprioception in idiopathic scoliosis. *Spine*. 1984;9(7):681-685. doi:10.1097/00007632-198410000-00005

17. Yamada K, Yamamoto H, Nakagawa Y, Tezuka A, Tamura T, Kawata S. Etiology of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res*. 1984;(184):50-57.

18. Yamamoto H, Tani T, MacEwen GD, Herman R. An evaluation of brainstem function as a prognostication of early idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 1982;2(5):521-528. doi:10.1097/01241398-198212000-00011

19. Herman R, Mixon J, Fisher A, Maulucci R, Stuyck J. Idiopathic scoliosis and the central nervous system: a motor control problem. The Harrington lecture, 1983. Scoliosis Research Society. *Spine*. 1985;10(1):1-14. doi:10.1097/00007632-198501000-00001

20. Lambert FM, Malinvaud D, Glaunès J, Bergot C, Straka H, Vidal P-P. Vestibular asymmetry as the cause of idiopathic scoliosis: a possible answer from Xenopus. *J Neurosci*. 2009;29(40):12477-12483. doi:10.1523/JNEUROSCI.2583-09.2009

21. Herman R, MacEwen D. Idiopathic scoliosis: a visio-vestibulardisorder of the central nervous system. In: *Proceedings of the Sixth Symposium.* Zorab PA, editor.;

1979:61-69.

22. Sahlstrand T, Petruson B. A study of labyrinthine function in patients with adolescent idiopathic scoliosis. I. An electro-nystagmographic study. *Acta Orthop Scand*. 1979;50(6 Pt 2):759-769.

23. Sahlstrand T, Petruson B, Ortengren R. Vestibulospinal reflex activity in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Postural effects during caloric labyrinthine stimulation recorded by stabilometry. *Acta Orthop Scand*. 1979;50(3):275-281.

24. Wiener-Vacher SR, Mazda K. Asymmetric otolith vestibulo-ocular responses in children with idiopathic scoliosis. *J Pediatr*. 1998;132(6):1028-1032. doi:10.1016/s0022-3476(98)70403-2

25. Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JCY, Danielsson A, Morcuende JA. Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet*. 2008;371(9623):1527-1537. doi:10.1016/S0140-6736(08)60658-3

26. Catanzariti JF, Agnani O, Guyot MA, Wlodyka-Demaille S, Khenioui H, Donze C. Does adolescent idiopathic scoliosis relate to vestibular disorders? A systematic review. *Ann Phys Rehabil Med*. 2014;57(6-7):465-479. doi:10.1016/j.rehab.2014.04.003

27. Winter DA. Sagittal plane balance and posture in human walking. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 1987;6(3):8-11. doi:10.1109/MEMB.1987.5006430

28. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. *Phys Ther*. 1987;67(12):1881-1885. doi:10.1093/ptj/67.12.1881

29. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006;35 (Suppl 2):7-11. doi:10.1093/ageing/afl077

30. Jasper.o.chang. Center of pressure in relation to center of gravity while walking. Wikimedia Commons. March 22, 2012. Accessed July 15, 2022. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Center_of_pressure_in_relation_to_center_of_gravity_while_walking.png#/media/File:Center_of_pressure_in_relation_to_center_of_gravity_while_walking.png

31. Dufvenberg M, Adeyemi F, Rajendran I, Öberg B, Abbott A. Does postural stability differ between adolescents with idiopathic scoliosis and typically

developed? A systematic literature review and meta-analysis. *Scoliosis Spinal Disord*. 2018;13(1):19. Published online 2018 Sep 3. doi:10.1186/s13013-018-0163-1

32. Nashner LM, Black FO, Wall C. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *J Neurosci*. 1982;2(5):536-544.

33. Goldberg CJ, Kaliszer M, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine*. 2001;26(4)55-63. doi:10.1097/00007632-200102150-00005

34. Byl NN, Gray JM. Complex balance reactions in different sensory conditions: adolescents with and without idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*. 1993;11(2):215-227. doi:10.1002/jor.1100110209

35. Chen P-Q, Wang J-L, Tsuang Y-H, Liao T-L, Huang P-I, Hang Y-S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1998;13(Suppl 1):52-58.

36. Nault M-L, Allard P, Hinse S, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2002;27(17):1911-1917. doi:10.1097/00007632-200209010-00018

37. Byl NN, Holland S, Jurek A, Hu SS. Postural imbalance and vibratory sensitivity in patients with idiopathic scoliosis: implications for treatment. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997;26(2):60-68. doi:10.2519/jospt.1997.26.2.60

38. Danielsson AJ, Romberg K, Nachemson AL. Spinal range of motion, muscle endurance, and back pain and function at least 20 years after fusion or brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis: a case-control study. *Spine*. 2006;31(3):275-283. doi:10.1097/01.brs.0000197652.52890.71

39. Mallau S, Bollini G, Jouve J-L, Assaiante C. Locomotor skills and balance strategies in adolescents idiopathic scoliosis. *Spine*. 2007;32(1):14-22. doi:10.1097/01.brs.0000251069.58498.eb

40. Mahaudens P, Mousny M. Gait in adolescent idiopathic scoliosis. Kinematics, electromyographic and energy cost analysis. *Stud Health Technol Inform*. 2010;158:101-106.

41. Yazji M, Raison M, Aubin C-É, et al. Are the mediolateral joint forces in the lower limbs different between scoliotic and healthy subjects during gait? *Scoliosis*. 2015;10 (Suppl 2):3. Published online 2015 Feb 11. doi:10.1186/1748-7161-10-S2-S3

42. Yang JH, Suh S-W, Sung PS, Park W-H. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2013;22(11):2407-2413. doi:10.1007/s00586-013-2845-y

43. Bruyneel A-V, Chavet P, Bollini G, Allard P, Berton E, Mesure S. Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step. *Eur Spine J*. 2009;18(2):188-195. doi:10.1007/s00586-008-0864-x

44. Kramers-de Quervain IA, Müller R, Stacoff A, Grob D, Stüssi E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2004;13(5):449-456. doi:10.1007/s00586-003-0588-x

45. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*. 1996;21(19):2235-2242.

46. Negrini S, Donzelli S, Aulisa AG, et al. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis Spinal Disord*. 2018;13:3. Published online 2018 Jan 10. doi:10.1186/s13013-017-0145-8

47. Berdishevsky H, Lebel VA, Bettany-Saltikov J, et al. Physiotherapy scoliosis-specific exercises - a comprehensive review of seven major schools. *Scoliosis Spinal Disord*. 2016;11:20. Published online 2016 Aug 4. doi:10.1186/s13013-016-0076-9

48. Kowalski IM, van Dam F, Zarzycki D, Rymarczyk A, Sebastianowicz P. Short-duration electrostimulation in the treatment of idiopathic scoliosis. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2004;6(1):82-89.

49. Dickson RA. Spinal deformity--adolescent idiopathic scoliosis. Nonoperative treatment. *Spine*. 1999;24(24):2601-2606.

50. Weinstein SL, Dolan LA, Wright JG, Dobbs MB. Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *N Engl J Med*. 2013;369(16):1512-1521. doi:10.1056/NEJMoa1307337

51. Havey RM, Gavin TM, Patwardhan AG. Stability of the scoliotic spine: effect of scoliosis braces. *Spine*. 2016;41 (Suppl 7):18-18. doi:10.1097/BRS.0000000000001428

52. Wood GI. *Comparison of Surface Topography and X-Ray Values during Idiopathic Scoliosis Treatment Using Chêneau Brace.* . Published online April 2003. Accessed July 15, 2022. https://grantwood.me/ms-thesis-research-paper/

53. Grivas TB, Kaspiris A. European braces widely used for conservative scoliosis treatment. *Stud Health Technol Inform*. 2010;158(1):157-166. doi.10.3233/978-1-60750-573-0-157

54. Kotwicki T, Cheneau J. Biomechanical action of a corrective brace on thoracic idiopathic scoliosis: Cheneau 2000 orthosis. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2008;3(3):146-153. doi:10.1080/17483100801905744

55. Weiss H-R, Rigo M. The Chêneau concept of bracing--actual standards. *Stud Health Technol Inform*. 2008;135(01):291-302.

56. Cinnella P, Muratore M, Testa E, Bondente PG. The treatment of adolescent idiopathic scoliosis with Chêneau brace: long term outcome. *Scoliosis*. 2009;4(Suppl 2):44-44. doi:10.1186/1748-7161-4-S2-O44

57. Zaborowska-Sapeta K, Kowalski IM, Kotwicki T, Protasiewicz-Fałdowska H, Kiebzak W. Effectiveness of Chêneau brace treatment for idiopathic scoliosis: prospective study in 79 patients followed to skeletal maturity. *Scoliosis*. 2011;6(1):2-7. Published 2011 Jan 25. doi:10.1186/1748-7161-6-2

58. Brox JI, Lange JE, Gunderson RB, Steen H. Good brace compliance reduced curve progression and surgical rates in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2012;21(10):1957-1963. doi:10.1007/s00586-012-2386-9

59. Lusini M, Donzelli S, Minnella S, Zaina F, Negrini S. Brace treatment is effective in idiopathic scoliosis over 45°: an observational prospective cohort controlled study. *Spine J*. 2014;14(9):1951-1956. doi:10.1016/j.spinee.2013.11.040

60. Nachemson AL, Peterson LE. Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77(6):815-822. doi:10.2106/00004623-199506000-00001

61. Rigo M, Jelačić M. Brace technology thematic series: the 3D Rigo Chêneau-type brace. *Scoliosis Spinal Disord*. 2017;12:10-56. doi:10.1186/s13013-017-0114-2

62. Pajak J, Durmala J, Bugala-Szpak J. Exercise capacity of adolescent girls with idiopathic scoliosis; analyzed in 6 Minute Walking Test (6MWT), with and without Chêneau's brace - pilot studies. *Scoliosis*. 2013;8(Suppl 1):18-18. doi:10.1186/1748-7161-8-S1-O18

63. Danielsson AJ, Hasserius R, Ohlin A, Nachemson AL. Health-related quality of life in untreated versus brace-treated patients with adolescent idiopathic scoliosis: a long-term follow-up. *Spine*. 2010;35(2):199-205. doi:10.1097/BRS.0b013e3181c89f4a

64. Korovessis P, Kyrkos C, Piperos G, Soucacos PN. Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2000;25(16):2064-2071.

65. Kling TF, Drennan JC, Gryboski JD. Esophagitis complicating scoliosis management with the Boston thoracolumbosacral orthosis. *Clin Orthop Relat Res*. 1981;(159):208-210.

66. Cheung PWH, Wong CKH, Cheung JPY. An Insight Into the Health-Related Quality of Life of Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients Who Are Braced, Observed, and Previously Braced. *Spine*. 2019;44(10):596-605. doi:10.1097/BRS.0000000000002918

67. Veis Karami M, Aboutorabi A, Ebrahimzadeh K, Arazpour M, Asare E. The effect of orthotic interventions on balance performance in adolescent idiopathic scoliosis: A systematic literature review. *Assist Technol*. 2020;32(5):260-267. doi:10.1080/10400435.2018.1539419

68. Yagci G, Yakut Y. Effects of a spinal brace on the functional profile of the feet in adolescentidiopathic scoliosis. *ACU Sağlık Bil Derg*. 2018;18(9):282-288.

69. Paolucci T, Morone G, Di Cesare A, et al. Effect of Chêneau brace on postural balance in adolescent idiopathic scoliosis: a pilot study. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2013;49(5):649-657.

70. Daryabor A, Arazpour M, Samadian M, Veiskarami M, Ahmadi Bani M. Efficacy of corrective spinal orthoses on gait and energy consumption in scoliosis subjects: a

literature review. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2017;12(4):324-332. doi:10.1080/17483107.2016.1185649

71. Lindh M. Energy expenditure during walking in patients with scoliosis. The effect of the Milwaukee brace. *Spine*. 1978;3(4):313-318. doi:10.1097/00007632-197812000-00003

72. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Raison M, Detrembleur C. Very short-term effect of brace wearing on gait in adolescent idiopathic scoliosis girls. *Eur Spine J*. 2013;22(11):2399-2406. doi:10.1007/s00586-013-2837-y

73. Chow DHK, Leung DSS, Holmes AD. The effects of load carriage and bracing on the balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2007;16(9):1351-1358. doi:10.1007/s00586-007-0333-y

74. Karimi MT, Kavyani M, Etemadifar MR. Evaluation the immediate effects of bracing on kinetic parameters in adolescent idiopathic scoliosis patients. *Scoliosis*. 2014;9(Suppl 1):58-58. doi:10.1186/1748-7161-9-S1-O58

75. Khanal M, Arazpour M, Bahramizadeh M, et al. The influence of thermoplastic thoraco lumbo sacral orthoses on standing balance in subjects with idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int*. 2016;40(4):460-466. doi:10.1177/0309364615589466

76. Karimi MT, Kavyani Borojeni M. Evaluation of the Immediate Effect of Bracing on Gait Symmetry, Lower-Limb Kinematics, and Trunk and Pelvic Motion during Level Walking in Adolescents with Idiopathic Scoliosis. *J Prosthet Orthot*. 2017;29(4):183-189. doi:10.1097/JPO.0000000000000148

77. Barozzi S, Socci M, Soi D, et al. Reliability of postural control measures in children and young adolescents. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2014;271(7):2069-2077. doi:10.1007/s00405-014-2930-9

78. Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN, Fermier RW, Galante JO. Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63(9):1452-1457.

79. Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC, Kehl D, Cowie GH. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(3):320-327.

80. Ponseti IV, Friedman B. Prognosis in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*.

1950;32A(2):381-395.

81. Risser JC. The classic: The iliac apophysis: an invaluable sign in the management of scoliosis. 1958. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(3):643-653. doi:10.1007/s11999-009-1096-z

82. Kim H, Kim HS, Moon ES, et al. Scoliosis imaging: what radiologists should know. *Radiographics*. 2010;30(7):1823-1842. doi:10.1148/rg.307105061

83. Norré ME. Posture in otoneurology. Volume II. *Acta Otorhinolaryngol Belg*. 1990;44(3):183-363.

84. Toupet M, Gagey P, Heuschen S. Vestibular patients and aging subjects lose use of visual input and expend more energy in static postural control. In: Vellas BJ, Toupet M, Rubenstein L. Albarede JL, Christen Y, eds. *Falls, Balance and Gait Disorders in Elderly*. Paris:Elsevier; 1992:183–198.

85. Driscoll DM, Newton RA, Lamb RL, Nogi J. A study of postural equilibrium in idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 1984;4(6):677-681. doi:10.1097/01241398-198411000-00004

86. Sahlstrand T, Ortengren R, Nachemson A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand*. 1978;49(4):354-365.

87. Adler N, Bleck EE, Rinsky LA, Young W. Balance reactions and eye-hand coordination in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*. 1986;4(1):102-107. doi:10.1002/jor.1100040113

88. Gur G, Dilek B, Ayhan C, et al. Effect of a spinal brace on postural control in different sensory conditions in adolescent idiopathic scoliosis: a preliminary analysis. *Gait Posture*. 2015;41(1):93-99. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.09.001

89. Sadeghi H, Allard P, Barbier F, et al. Bracing has no effect on standing balance in females with adolescent idiopathic scoliosis. *Med Sci Monit*. 2008;14(6):293-298.

90. Altun Y, Dilek B, Yakut Y. Effects of brace on pedobarographic parameters in individuals with adolescent idiopathic scoliosis. *J Exerc Rehabil*. 2021;8(1):44-53.

91. Zaborowska-Sapeta K, Giżewski T, Binkiewicz-Glińska A, Kamelska-Sadowska AM, Kowalski IM. The Duration of the correction loss after removing Chêneau brace in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Traumatol Turc*.

2019;53(1):61-67. doi:10.1016/j.aott.2018.10.001

92. Weiss HR, Turnbull D. Brace Treatment for Children and Adolescents with Scoliosis. In: Bettany-Saltikov J, Kandasamy G, eds. *Spinal Deformities in Adolescents, Adults and Older Adults*. London: IntechOpen; 2021. Published online 2020 February 27. doi:10.5772/intechopen.91234

93. Minsk MK, Venuti KD, Daumit GL, Sponseller PD. Effectiveness of the Rigo Chêneau versus Boston-style orthoses for adolescent idiopathic scoliosis: a retrospective study. *Scoliosis Spinal Disord*. 2017;12:7. Published online 2017 Mar 20. doi:10.1186/s13013-017-0117-z

94. Emans JB, Kaelin A, Bancel P, Hall JE, Miller ME. The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients. *Spine*. 1986;11(8):792-801. doi:10.1097/00007632-198610000-00009

95. Rowe DE, Bernstein SM, Riddick MF, Adler F, Emans JB, Gardner-Bonneau D. A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79(5):664-674. doi:10.2106/00004623-199705000-00005

96. Tymińska P, Zaborowska-Sapeta K, Janczak D, Giżewski T. TLSO with Graphene Sensors-An Application to Measurements of Corrective Forces in the Prototype of Intelligent Brace. *Sensors*. 2022;22(11):4015. Published online 2022 May 25. doi:10.3390/s22114015

97. Ali A, Fontanari V, Fontana M, Schmölz W. Spinal deformities and advancement in corrective orthoses. *Bioengineering (Basel)*. 2020;8(1). doi:10.3390/bioengineering8010002

98. Gallamini M, Piastra G, Matteo Ronchi DP, Scoppa F, Bertora F. Instrumental assessment of balance functional performance. A numerical score to discriminate defective subjects: A retrospective study. *J Nov Physiother*. 2016;6(5). Published online 2016 Aug 8. doi:10.4172/2165-7025.1000305

99. Van Parys JAP, Njiokiktjien CHJ. Romberg's sign expressed in a quotient. *Agressologie*. 1976;(17):95-100.

100. Tropp H, Odenrick P, Sandlund B, Odkvist LM. Stabilometry for studying postural control and compensation in vertigo of central and peripheral origin.

Electromyogr Clin Neurophysiol. 1987;27(2):77-82.

101. Piątek E, Kuczyński M, Ostrowska B. Postural control in girls with adolescent idiopathic scoliosis while wearing a Chêneau brace or performing active self-correction: a pilot study. *PeerJ*. 2019;7:7513. Published online 2019 Aug 29. doi:10.7717/peerj.7513

102. Cone BL, Goble DJ, Rhea CK. Relationship between changes in vestibular sensory reweighting and postural control complexity. *Exp Brain Res*. 2017;235(2):547-554. doi:10.1007/s00221-016-4814-2

103. Kuznia AL, Hernandez AK, Lee LU. Adolescent idiopathic scoliosis: common questions and answers. *Am Fam Physician*. 2020;101(1):19-23.

104. Asher MA, Burton DC. Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis*. 2006;1(1):2. Published online 2006 March 31. doi:10.1186/1748-7161-1-2

105. US Preventive Services Task Force, Grossman DC, Curry SJ, et al. Screening for adolescent idiopathic scoliosis: US preventive services task force recommendation statement. *JAMA*. 2018;319(2):165-172. doi:10.1001/jama.2017.19342

106. Şahin F, Urak Ö, Akkaya N. Evaluation of balance in young adults with idiopathic scoliosis. *Turk J Phys Med Rehabil*. 2019;65(3):236-243. doi:10.5606/tftrd.2019.2825

107. Haumont T, Gauchard GC, Lascombes P, Perrin PP. Postural instability in early-stage idiopathic scoliosis in adolescent girls. *Spine*. 2011;36(13):847-854. doi:10.1097/BRS.0b013e3181ff5837

108. Yamada K, Ikata T, Yamamoto H, Nakagawa Y, Tanaka H. Equilibrium function in scoliosis and active corrective plaster jacket for the treatment. *Tokushima J Exp Med*. 1969;16(1):1-7.

109. Pialasse J-P, Simoneau M. Effect of bracing or surgical treatments on balance control in idiopathic scoliosis: three case studies. *J Can Chiropr Assoc*. 2014;58(2):131-140.

110. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Phys Ther*. 2000;80(4):399-409. doi:10.1093/ptj/80.4.399

111. Baumfeld D, Baumfeld T, da Rocha RL, et al. Reliability of baropodometry on the evaluation of plantar load distribution: A transversal study. *Biomed Res Int*. 2017;2017:5925137. doi:10.1155/2017/5925137

112. Kaercher CW, Genro VK, Souza CA, Alfonsin M, Berton G, Filho JSC. Baropodometry on women suffering from chronic pelvic pain-a cross-sectional study. *BMC Womens Health*. 2011;11:51. Published online 2011 Nov 17. doi:10.1186/1472-6874-11-51

113. Vasconcelos BHB, Souza GS, Barroso TGCP, et al. Barefoot Plantar Pressure Indicates Progressive Neurological Damage in Patients with Human T-Cell Lymphotropic Virus Type 1 Infection. *PLoS ONE*. 2016;11(3):0151855. Published online 2016 Mar 21. doi:10.1371/journal.pone.0151855

114. Maturana CS, Teixeira Silva LS, Eliane Silva LS, Mewes Gaetan ES, Lacerda Ribeiro DC. Plantar pressure distribution in children with hemiparetic and diparetic cerebral palsy: case-control study. *Ter Man*. 2013;11(54):481-487.

115. Taş S, Çetin A. An investigation of the relationship between plantar pressure distribution and the morphologic and mechanic properties of the intrinsic foot muscles and plantar fascia. *Gait Posture*. 2019;72:217-221. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.06.021

116. Ma Q, Lin H, Wang L, et al. Correlation between spinal coronal balance and static baropodometry in children with adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture*. 2020;75(1):93-97. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.10.003

117. Lee J-U, Kim M-Y, Kim J. Comparison of static plantar foot pressure between healthy subjects and patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Toxicol Environ Health Sci*. 2014;6(2):127-132. doi:10.1007/s13530-014-0197-6

118. Szulc P, Bartkowiak P, Lewandowski J, Markuszewski J. [The influence of idiopathic scoliosis on load distribution in the foot]. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol*. 2008;73(3):187-191.

119. Caţan L, Cerbu S, Amaricai E, et al. Assessment of Static Plantar Pressure, Stabilometry, Vitamin D and Bone Mineral Density in Female Adolescents with Moderate Idiopathic Scoliosis. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(6):2167. Published online 2020 Mar 24. doi:10.3390/ijerph17062167

120. Park JH, Noh SC, Jang HS, Yu WJ, Park MK, Choi HH. The Study of Correlation between Foot-pressure Distribution and Scoliosis. In: Lim CT, Goh JCH, eds. *13th International Conference on Biomedical Engineering*. Springer Berlin Heidelberg; 2009:974-978. doi:10.1007/978-3-540-92841-6_241

121. Yakut Y, Gür G. Effects of A spinal brace on the functional profile of the feet in adolescent idiopathic scoliosis. *ACU Saglik Bil Derg.* 2017(4):207-213 doi:10.31067/0.2018.27

122. Innocenti M, Baldrighi C. Growth considerations in pediatric upper extremity trauma and reconstruction. In: Chang J, Neligan PC, eds. *Plastic Surgery, Vol 6. Hand and Upper Extremity.* 4th ed. Elsevier; 2018:670–687.

123. Zhu F, Hong Q, Guo X, et al. A comparison of foot posture and walking performance in patients with mild, moderate, and severe adolescent idiopathic scoliosis. *PLoS ONE*. 2021;16(5):0251592. Published online 2021 May 17. doi:10.1371/journal.pone.0251592

124. Roh JS, Kim TH. Reliability of Plantar Pressure Measures Using the Parotec System. *Physical Therapy Korea*. 2001;8(3):35-41.

125. Zukunft-Huber B. Fizjologiczny rozwój ruchowy ze szczególnym uwzględnieniem rozwoju stopy i kończyny dolnej. Podstawy. In: *Trójwymiarowa Manualna Terapia Wad Stóp u Dzieci*. 3rd ed. Edra Urban & Partner; 2020:3-9.

126. Schizas CG, Kramers-de Quervain IA, Stüssi E, Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. *Eur Spine J*. 1998;7(2):95-98.

127. Kavani M, Karimi M. The analysis of the length and produced force by some trunk muscles of a scoliotic patient using Open-simm software during walking with Milwaukee orthosis-A case report . *J Res Rehabil Sci*. 2014;(9):1344-1352.

128. Kaviani Brojeni, M., Karimi, M., Ebrahimi, A. The effects of Milwaukee orthosis on gait parameters in a Scoliotic subject. *J Res Rehab Sci*. 2013;8(8):1403-1412.

129. Karimi MT, Kavyani M, Etemadifar MR. Gait analysis in adolescent idiopathic scoliosis walking with Boston brace. *Scoliosis*. 2014;9(Suppl 1):24-24. Published online 2014 Dec 4. doi:10.1186/1748-7161-9-S1-O24

130. Wong MS, Cheng CY, Ng BKW, et al. The effect of rigid versus flexible spinal

orthosis on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture*. 2008;27(2):189-195. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.03.007

131. Mahaudens P, Banse X, Detrembleur C. Effects of short-term brace wearing on the pendulum-like mechanism of walking in healthy subjects. *Gait Posture*. 2008;28(4):703-707. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.04.009

132. Mahaudens P, Raison M, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine J*. 2014;14(8):1510-1519. doi:10.1016/j.spinee.2013.08.050

133. Yang S, Andras LM, Redding GJ, Skaggs DL. Early-Onset Scoliosis: A Review of History, Current Treatment, and Future Directions. *Pediatrics*. 2016;137(1). Published online 2015 Dec 7. doi:10.1542/peds.2015-0709

8. STRESZCZENIE

Wstęp: Skolioza idiopatyczna (IS), definiowana jest jako trójpłaszczyznowa deformacja kręgosłupa z jego bocznym odchyleniem od linii środkowej ≥ 10° w płaszczyźnie czołowej. Patologia ta jest przyczyną istotnej asymetrii ciała, która może wpływać na ogólną postawę pionową oraz wahania postawy wynikające ze zmiany środka ciężkości ciała. U chorych z rozpoznanym bocznym skrzywieniem kręgosłupa, w porównaniu ze zdrowymi osobami, zidentyfikowano szereg istotnych różnic parametrów biomechanicznych chodu. Zarówno morfologia tułowia, jak i rodzaj skrzywienia kręgosłupa są związane z dysbalansem w młodzieńczej skoliozie idiopatycznej (AIS), stąd można założyć, że zastosowanie dodatkowego usztywnienia tułowia w tej populacji może zmieniać stabilność postawy w pozycji stojącej, jak i w trakcie swobodnego poruszania się. I choć dotychczas badano nie tylko wpływ gorsetu ortopedycznego na progresję skrzywienia kręgosłupa w AIS, ale także na stabilność postawy oraz lokomocję w tej populacji, to doniesienia wciąż są niejednoznaczne.

Cel: Celem pracy była ocena wpływu leczenia gorsetem ortopedycznym typu Chêneau na wybrane parametry chodu oraz stabilności posturalnej u pacjentów z AIS oraz analiza stabilności posturalnej badanej grupy w korelacji ze stopniem zaawansowania oraz topografią IS.

Materiał: Grupę badaną stanowili pacjenci Kliniki Rehabilitacji oraz Katedry Rehabilitacji i Ortopedii Wydziały Lekarskiego, Collegium Medicum Uniwersytetu Warmińsko-Mazurskiego w Olsztynie z rozpoznaną AIS, zakwalifikowani do leczenia gorsetem ortopedycznym typu Chêneau. 61 pacjentów z AIS, którzy spełnili kryteria włączenia, zostało przebadanych przy użyciu pełnego protokołu, od kwietnia 2019 r. do września 2021 r.

Metody: W części wstępnej badania przeprowadzano wywiad, dokonywano pomiarów antropometrycznych oraz analizowano zdjęcia rentgenowskie kręgosłupa. W części zasadniczej badania dokonywano pomiarów stabilometrycznych z oczami otwartymi (OO) i oczami zamkniętymi (OZ) oraz pomiarów baropodometrycznych w trakcie przyjmowania swobodnej pozycji stojącej i swobodnego chodu. Głównym narzędziem pomiarowym było urządzenie pomiarowe FreeMED Base. Pacjenci badani byli w dniu rozpoczęcia terapii gorsetem ortopedycznym typu Chêneau bez gorsetu i w gorsecie, 30 minut po jego pierwszorazowej aplikacji, w gorsecie po około

1 miesiącu od rozpoczęcia terapii gorsetem, a także w gorsecie po około 6 miesiącach od dnia rozpoczęcia terapii gorsetem. Podczas każdej wizyty pacjenci wypełniali kwestionariusz dotyczący częstotliwości wykonywania indywidualnej kinezyterapii oraz w przypadku badań kontrolnych, również stosowania się co do zaleceń noszenia gorsetu. W celu weryfikacji postawionych hipotez badawczych przeprowadzono analizy statystyczne przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. Wykonano analizę statystyk opisowych wraz z testem Shapiro-Wilka, testy *t* Studenta dla prób zależnych oraz testy *U* Manna-Whitney'a. Za poziom istotności uznano klasyczny próg $\alpha=0,05$.

Wyniki: W badaniu stabilometrycznym, bezpośrednio po założeniu gorsetu, w porównaniu z badaniem bez gorsetu, obserwowano istotnie większą długość, powierzchnię oraz średnią szybkość wychwiań wypadkowej sił reakcji podłoża (COP), a mniejszy współczynnik L/S wychwiań COP w badaniu z OO i OZ, większe wartości maksymalnych wahań COP, a niższe mimośrodka elipsy w badaniu z OO. W badaniu stabilometrycznym w gorsecie, po 1 miesiącu terapii, w porównaniu z badaniem bez gorsetu odnotowano istotnie większą powierzchnię wychwiań COP (zarówno przy OO jak i OZ), niższą wartość współczynnika L/S przy OZ oraz wyższe wartości współczynników Romberga dla długości i średniej prędkości COP. W badaniu stabilometrycznym w gorsecie, po 6-miesiącach terapii, w porównaniu z badaniem bez gorsetu stwierdzono istotnie większa długość, powierzchnię, średnią szybkość wychwiań, a mniejszy współczynnik L/S przy OZ oraz większe wartości maksymalnych wahań COP dla OO. Na podstawie przeprowadzonej analizy nie stwierdzono istotnej korelacji parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu ze stopniem korekcji skrzywienia kręgosłupa w gorsecie lub typem topograficznym IS. Stwierdzono większą powierzchnię wychwiań COP oraz niższe wartości współczynnika L/S w grupie IS, w której gorset korygował skrzywienie jednołukowe lub górny łuk IS dwułukowej, w porównaniu z grupą IS tylko stabilizowanych pod wpływem ortozy. W badaniu baropodometrycznym w reakcji statycznej przeprowadzonym w gorsecie, bezpośrednio po jego aplikacji, w porównaniu z badaniem bez gorsetu wykazano większą powierzchnię kontaktu tyłostopia prawego z podłożem, przy porównywalnym, istotnie niezmienionym sumarycznym procentowym rozkładzie obciążenia kończyn dolnych. Parametry baropodometryczne w reakcji statycznej nie zmieniły się istotnie po 1-miesięcznej terapii gorsetem. W badaniu w gorsecie po 6 miesiącach terapii, w porównaniu z badaniem bez gorsetu odnotowano istotnie wyższe wartości średniego obciążenia

zarówno lewej, jak i prawej stopy oraz wyższe wartości maksymalnego obciążenia i mniejszą powierzchnię całkowitego kontaktu z podłożem stopy prawej. W badaniu baropodometrycznym w trakcie swobodnego chodu, bezpośrednio po założeniu gorsetu, obserwowano istotnie większe niż wyjściowo, procentowe obciążenie tylnej części stopy prawej. Po 1 miesiącu terapii ortozą, w porównaniu z badaniem bez gorsetu w pomiarach dla lewej kończyny dolnej odnotowano istotnie krótszy czas trwania zarówno środkowej fazy podporu, jak i całkowitego kontaktu stopy z podłożem, tymczasem w pomiarach dla prawej kończyny dolnej odnotowano krótszy czas całkowitego kontaktu stopy z podłożem. Po 6 miesiącach terapii gorsetem, w pomiarach baropodometrycznych przeprowadzonych w ortozie, zarówno dla prawej jak i lewej kończyny dolnej odnotowano wyższe wartości średniego i maksymalnego obciążenia stóp. W pomiarach dla prawej kończyny dolnej wykazano także większą szybkość kroku, krótszy czas trwania całkowitego i środkowego kontaktu stopy z podłożem, tymczasem w pomiarach dla lewej kończyny dolnej stwierdzono większe procentowe obciążenie części przyśrodkowej stopy lewej.

Wnioski: 1. Pierwszorazowa aplikacja gorsetu ortopedycznego typu Chêneau u młodzieży z AIS powoduje pogorszenie parametrów stabilności posturalnej, które częściowo normalizują się po 1 miesiącu stosowania ortozy. Długoterminowa terapia gorsetem Chêneau powoduje ponowną destabilizację parametrów stabilometrycznych w warunkach badania w gorsecie z oczami zamkniętymi. Aplikacja gorsetu nie wpływa istotnie na symetrię chodu u pacjentów z AIS. 2. Zaburzenia stabilności posturalnej po aplikacji gorsetu obserwuje się bez względu na: typ topograficzny skrzywienia kręgosłupa, jego stopień kątowego zaawansowania oraz stopień korekcji w gorsecie. Pacjenci z AIS, u których gorset powoduje większą korekcję skrzywienia kręgosłupa, mają niższy poziom stabilności posturalnej niż osoby, u których skrzywienie jest w gorsecie tylko stabilizowane. 3. Uzyskane wyniki wskazują na konieczność uwzględnienia ćwiczeń stabilności posturalnej w procesie terapii AIS gorsetem ortopedycznym typu Chêneau. Kinezyterapia uwzględniająca ćwiczenia stabilności posturalnej powinna dotyczyć wszystkich pacjentów z AIS, leczonych ortozą, niezależnie od topografii i zaawansowania skrzywienia kręgosłupa. W procesie diagnostyczno-terapeutycznym pacjentów z AIS leczonych gorsetem ortopedycznym należy uwzględnić zarówno testy stabilności posturalnej, jak i elementy badania baropodometrycznego w reakcji statycznej i dynamicznej celem kompleksowej oceny deficytów funkcjonalnych i zaplanowania zindywidualizowanej kinezyterapii.

9. ABSTRACT

Introduction: Idiopathic scoliosis (IS) is defined as a three-plane deformity of the spine with its lateral deviation from the midline ≥ 10° in the frontal plane. This pathology causes a significant asymmetry of the body, which can affect the general vertical posture and postural fluctuations resulting from a change in the center of gravity of the body. A number of significant differences in the biomechanical parameters of gait were identified in patients diagnosed with scoliosis compared to healthy subjects. Both the morphology of the trunk and the type of curvature of the spine are related to the imbalance in adolescent idiopathic scoliosis (AIS), hence it can be assumed that the use of Chêneau brace, which additionally stiffens a torso, can change the postural balance in a standing position, as well as during free movement. So far not only the effect of orthopedic corset on the progression of scoliotic curvature, but also on postural stability and locomotion in this population has been studied. Nevertheless, reports are still inconclusive.

Objective: The aim of the study was to assess the impact of Chêneau brace treatment on gait and stabilometric parameters in patients with AIS and to analyze the postural stability of the study group in correlation with the stage and topography of scoliosis.

Material: The research group consisted of patients of the Rehabilitation Clinic and the Department of Rehabilitation and Orthopedics, Faculty of Medicine, Collegium Medicum, University of Warmia and Mazury in Olsztyn, diagnosed with AIS, qualified for treatment with a Chêneau brace. 61 patients with AIS, who met the inclusion criteria, were tested using a full protocol, from April 2019 to September 2021.

Methods: Initially, patients were presented with the study methodology, interviewed. Anthropometric measurements were made and X-rays of the spine were analyzed. In the main part of the study, stabilometric measurements with eyes open (EO) and eyes closed (EC), as well as baropodometric measurements during a standing position and gait, were carried out. The main measuring tool was the FreeMED Base, consisting of a baropodometry platform, two passive paths and a computer with compatible software that records measurement data. Patients were examined on the day of first application of a Chêneau brace, without an orthosis and in an orthosis, 30 minutes after its first application, approximately 1 month after the start of brace therapy and

approximately 6 months after the start of brace therapy. During each visit, patients filled out a questionnaire regarding the frequency of individual kinesitherapy and, in the case of follow-up examinations, also a questionnaire regarding brace therapy compliance. In order to verify the research hypotheses, statistical analyses were carried out using the IBM SPSS Statistics 25 package. An analysis of descriptive statistics was performed along with the Shapiro-Wolf test, Student t tests for dependent trials and Mann-Whitney U tests. The level of significance was considered to be the classic threshold of $\alpha = 0.05$.

Results: In the stabilometric study, immediately after the first brace application, compared to the study without an orthosis, a significantly greater length, area and velocity of center of pressure (COP) sway and a lower L/S coefficient value in the study with EO and EC, higher values of maximum COP sway and lower values of the ellipse eccentricities in the study with EO were noted. In the stabilometric study performed in Chêneau brace, after 1 month of therapy, compared to the study without an orthosis, a larger COP sway area at both EO and EC, a lower L/S coefficient value at EC and higher Romberg coefficient values for the length and average velocity of COP. In the stabilometric study, performed in brace condition, after 6 months of therapy, compared to the initial examination, a significantly higher length, area, average velocity of COP sway and a lower L/S ratio at EC, as well as higher values of maximum COP sway for EO were found. According to the analysis, there was no significant correlation of the posturographic parameters, measured immediately after the application of the Chêneau brace, with the degree of correction of scoliosis in the orthosis or the topographic type of scoliosis. Significantly larger COP area and lower values of the L/S coefficient were found in the scoliosis group, in which the brace corrected the upper arch of scoliosis, compared to the group of scoliosis only stabilized under the influence of the orthosis. In a static baropodometric study conducted in a brace, immediately after its application, compared to the study without the orthosis, a larger contact area of the right hindfoot was shown, while the total percentage distribution of the load between lower limbs were comparable and significantly unchanged. Baropodometric parameters in statics did not change significantly after 1-month brace therapy. In the study after 6 months of therapy, performed in brace, in comparison to the non brace conditions, higher values of the average and maximum load of both left and right foot, a smaller area of right foot contact, as well as a smaller contact area of the front and hindfoot of the right foot

were noted. In the baropodometric study, during free walking, immediately after first brace application, a significantly greater percentage load on the back of the right foot was observed. After 1 month of orthosis therapy, compared to the study without an orthosis, the measurements for the left lower limb recorded a significantly shorter duration of both midstance and stance phase, while the measurements for the right lower limb showed only a shorter stance phase. After 6 months of brace therapy, in baropodometric measurements carried out in orthosis, higher values of average load, maximum foot load, higher step rate and shorter stance phase were noted for both right and left lower limbs. In addition, measurements for the right lower extremity showed a higher step speed and shorter duration of total and mean foot contact, while the measurements for the left lower limb showed a higher percentage load on the medial part of the left foot.

Conclusions: 1. Direct application of the Chêneau brace in adolescents with AIS causes a deterioration in the postural stability parameters, which partially normalize after 1 month of orthosis use. Long-term corset therapy causes re-destabilization of stabilometric parameters under the conditions of closed eyes. The use of the brace has no significant effect on the gait symmetry in AIS patients. 2. Postural stability disturbances noted immediately after the first application of the Chêneau brace are observed in patients with AIS regardless of the topographic type of scoliosis, the degree of angular advancement of curvature of the spine or the degree of correction of scoliosis in brace. AIS patients whose braces provide a stronger correction of spinal curvature have poorer postural stability than those whose braces only stabilized the spine curvature. 3. The results suggest that exercises aiming at improving postural stability should be administered to all patients with AIS in whom brace therapy has been implied, regardless of topography and degree of spinal curvature. In the diagnostic-therapeutic process of AIS patients treated with an orthopedic brace, both postural stability tests and baropodometric elements in statics and dynamics should be considered in order to comprehensively assess functional deficits and to plan an individualized kinesiotherapy.

10. SPIS RYCIN

Ryc. 1. Relacja wypadkowej sił reakcji podłoża w stosunku do środka ciężkości ciała podczas chodu ……7
Ryc. 2. Zasada działania gorsetu Chêneau ……. 10
Ryc. 3. Gorset Chêneau ……17
Ryc. 4. Platforma siłowa FreeMed wraz z dwoma pasywnymi ścieżkami ……. 18
Ryc. 5. Komputer z zapisem danych pomiarowych.…… …18
Ryc. 6. Waga elektroniczna ze wzrostomierzem ……19
Ryc. 7. Pozycja ciała podczas badania posturograficznego na platformie FreeMED.. 20
Ryc. 8 A. Przykład raportu badania posturograficznego ……. 21
Ryc. 8 B. Przykład raportu badania posturograficznego …… 22
Ryc. 9. Przykład raportu badania baropodometrycznego w reakcji statycznej……... 23
Ryc. 10A. Przykład raportu badania baropodometrycznego w reakcji dynamicznej.. 24
Ryc. 10B. Przykład raportu badania baropodometrycznego w reakcji dynamicznej.. 24
Ryc. 11. Pomiar kąta Cobba na zdjęciach rentgenowskich - bez gorsetu (po lewej) oraz w gorsecie (po prawej) …… ……. 26
Ryc. 12. Test Rissera …….. 27
Ryc. 13. Rozkład typów klinicznych skolioz idiopatycznych według klasyfikacji Ponsetiego…….. 30
Ryc. 14. Intensywność indywidualnej kinezyterapii …….. 31
Ryc. 15. Długość noszenia gorsetu w ciągu doby …….. 31
Ryc. 16. Maksymalne wahania COP w badaniu stabilometrycznym z oczami otwartymi, w zależności od wpływu gorsetu na skrzywienie kręgosłupa …...47
Ryc. 17. Powierzchnia wychwiań COP w badaniu stabilometrycznym z oczami zamkniętymi, w zależności od wpływu gorsetu na skrzywienie kręgosłupa ….48
Ryc. 18. Współczynnik L/S w badaniu stabilometrycznym z oczami zamkniętymi, w zależności od wpływu gorsetu na skrzywienie kręgosłupa ……...…....48
Ryc. 19. Procentowy rozkład obciążeń kończyn dolnych w trakcie swobodnej pozycji stojącej …… 50
Ryc. 20. Obciążenie maksymalne i średnie kończyn dolnych w trakcie swobodnej pozycji stojącej ……. 51
Ryc. 21. Powierzchnia kontaktu stóp z podłożem w trakcie swobodnej pozycji stojącej ……...……53

Ryc. 22. Powierzchnia kontaktu przodostopia i tyłostopia z podłożem w trakcie swobodnej pozycji stojącej …… 53
Ryc. 23. Rozkład obciążeń stopy prawej z uwzględnieniem procentowego podziału na przodo- i tyłostopie w trakcie chodu ……..58
Ryc. 24. Czas trwania kontaktu stóp z podłożem oraz środkowej fazy podporu kończyn dolnych ……60
Ryc. 25. Obciążenie kończyn dolnych w trakcie chodu ……..63
Ryc. 26. Rozkład obciążeń stopy lewej z uwzględnieniem procentowego podziału na część przyśrodkową i boczną w trakcie chodu ……..63
Ryc. 27. Szybkość kroku ……64

11. SPIS TABEL

Tab. 1. Klasyfikacja Ponsetiego …….. 26
Tab. 2. Ogólna charakterystyka uczestników na początku badania …… 29
Tab. 3. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 1B przy oczach otwartych …….32
Tab. 4. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 1B przy oczach zamkniętych …33
Tab. 5. Stabilometria - porównanie współczynników Romberga między pomiarami 1A i 1B ……..……. 34
Tab. 6. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 2B przy oczach otwartych …..... 35
Tab. 7. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 2B przy oczach zamkniętych.... 36
Tab. 8. Stabilometria - porównanie współczynników Romberga między pomiarami 1A i 2B …… 37
Tab. 9. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 3B przy oczach otwartych …... 38
Tab. 10. Stabilometria - porównanie pomiarów 1A i 3B przy oczach zamkniętych.. 38
Tab. 11. Stabilometria - porównanie współczynników Romberga między pomiarami 1A i 3B …… 39
Tab. 12. Stabilometria - porównanie pomiarów 1B i 2B przy oczach otwartych …...40
Tab. 13. Stabilometria - porównanie pomiarów 1B i 2B przy oczach zamkniętych...41
Tab. 14. Stabilometria - porównanie pomiarów 2A i 3B przy oczach otwartych….. 42
Tab. 15. Stabilometria - porównanie pomiarów 2B i 3B przy oczach zamkniętych ..42
Tab. 16. Korelacja parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu ze stopniem kąta Cobba skoliozy idiopatycznej ……... 43
Tab. 17. Korelacja parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu ze stopniem korekcji skrzywienia kręgosłupa w gorsecie …… 44
Tab.18. Korelacja parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu z typem topograficznym skrzywienia kręgosłupa ……..……. 45
Tab. 19. Zależność parametrów posturograficznych bezpośrednio po zastosowaniu gorsetu z wpływem gorsetu na boczne skrzywienie kręgosłupa…….46
Tab.20. Porównanie średniego obciążenia kończyn dolnych w reakcji statycznej …..49
Tab. 21. Porównanie procentowego obciążenia kończyn dolnych w reakcji statycznej…….49
Tab. 22. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 1B dla lewej kończyny dolnej …… ……...… 51

Tab. 23. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 1B dla prawej kończyny dolnej ……...… 52
Tab. 24. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 2B dla lewej kończyny dolnej ……..….54
Tab. 25. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 2B dla prawej kończyny dolnej ……54
Tab. 26. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 3B dla lewej kończyny dolnej ……...…...….55
Tab. 27. Baropodometria w reakcji statycznej - porównanie pomiarów 1A i 3B dla prawej kończyny dolnej ……...…...56
Tab. 28. Porównanie średniego obciążenia kończyn dolnych w reakcji dynamicznej 57
Tab. 29. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 1B dla prawej kończyny dolnej ……...59
Tab. 30. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 1B dla lewej kończyny dolnej ……...…...…...59
Tab. 31. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 2B dla lewej kończyny dolnej …… 61
Tab. 32. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 2B dla prawej kończyny dolnej ……...…….. 62
Tab. 33. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 3B dla lewej kończyny dolnej ……...……. 64
Tab. 34. Baropodometria w reakcji dynamicznej - porównanie pomiarów 1A i 3B dla prawej kończyny dolnej …….. 65

12. ZAŁĄCZNIKI

Załącznik 1. Wzór formularza świadomej zgody

Olsztyn, dn. …….

Formularz świadomej zgody na udział w badaniu

Ja niżej podpisany/a wyrażam zgodę na udział mojego dziecka …… w badaniach naukowych obejmujących ocenę równowagi oraz chodu u dzieci i młodzieży z rozpoznaną skoliozą. Oświadczam, iż zapoznano mnie ze wszystkimi aspektami badania, a także o możliwości wycofania się z niego w każdej chwili bez podania przyczyny. Zgadzam się na wykorzystanie wyników w celach naukowych bez ubiegania się o korzyści finansowe.

Wyrażam zgodę na wykorzystanie (przechowywanie, przetwarzanie, i analizowanie) danych osobowych o charakterze medycznym mojego dziecka uzyskanych w trakcie badania. Zostałem/łam poinformowany/a, że do zgromadzonych danych dostęp będzie miał wyłącznie personel biorący udział w badaniu natomiast analiza i prezentacja uzyskanych wyników badań przygotowana zostanie w sposób zapewniający anonimowość uczestnikom badania.

…… ……. ……

Podpis uczestnika badania Podpis opiekuna Podpis lekarza

Załącznik 2. Kwestionariusz dotyczący wywiadu skoliozy i chorób towarzyszących

DATA:

DANE UCZESTNIKA BADANIA:

Imię i Nazwisko:.....Data urodzenia: ……

KWESTIONARIUSZ WYWIADU (wypełnia pacjent/ opiekun, jeśli dotyczy):

Badanie nr 1/ 2/ 3 (gdzie: 1- w dniu rozpoczęcia terapii gorsetem Chêneau,
2- ok.1 miesiąc od rozpoczęcia terapii gorsetem Chêneau,
3- ok.6 miesięcy od rozpoczęcia terapii gorsetem Chêneau)

Płeć: K / M

Wiek dziecka w momencie rozpoznania skoliozy:.....

Wcześniejsze leczenie skoliozy gorsetem ortopedycznym typu Chêneau: TAK/ NIE

Schorzenia neurologiczne (niedowład, pląsawica, zaburzenia równowagi): TAK/ NIE, jeśli TAK, to jakie: .....

Urazy lub wady rozwojowe narządu ruchu (kręgosłupa, kończyn dolnych):TAK/ NIE, jeśli TAK, to jakie: .....

.Zabiegi operacyjne w obrębie narządu ruchu: TAK/ NIE, jeśli TAK, to jakie:.....

…….....

Schorzenia laryngologiczne, problemy z błędnikiem, częste infekcje ucha: TAK/ NIE, jeśli TAK, to jakie: .....

Załącznik 3. Kwestionariusz dotyczący intensywności indywidualnej kinezyterapii i długości noszenia gorsetu w ciągu doby

DATA:

DANE UCZESTNIKA BADANIA:

Imię i Nazwisko:.....Data urodzenia: ……

KARTA BADANIA KLINICZNEGO (wypełnia pacjent/ opiekun, jeśli dotyczy):

Badanie nr 1/ 2/ 3 (gdzie: 1-w dniu rozpoczęcia terapii gorsetem Chêneau,
2- ok.1 miesiąc od rozpoczęcia terapii gorsetem Chenau,
3- ok.6 miesięcy od rozpoczęcia terapii gorsetem)

Ilość godzin noszenia gorsetu w ciągu doby (średnio w ciągu ostatniego miesiąca):

a) mniej niż 8h/dobę b) 8-12h c) 13-19h d) 20-22h e) 23h

Ilość godzin ćwiczeń korekcyjnych dla skolioz idiopatycznych średnio w ciągu tygodnia: a) wcale b) mniej niż 30 minut c) 30-120 minut d) 120-240 minut e) 4h lub więcej