

**AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. BRONISŁAWA CZECHA
W KRAKOWIE**



WYDZIAŁ WYCHOWANIA FIZYCZNEGO I SPORTU

mgr Joanna Zaryczny

studia doktoranckie
AWF Kraków

**CHARAKTERYSTYKA PROCESU
UTRZYMANIA RÓWNOWAGI POSTURALNEJ
DZIECI W WIEKU 7-10 LAT**

promotor:

dr hab. Dariusz Tchórzewski, prof. AWF

promotor pomocniczy:

dr Przemysław Bujas

Kraków 2023

SPIS TREŚCI

1. WPROWADZENIE	4
1.1 Równowaga oraz stabilność postawy stojącej.....	4
1.2. Rozwój kontroli posturalnej dziecka	5
1.3. Relacje pomiędzy poziomem stabilności a cechami somatycznymi	8
1.4. Asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych.....	11
2. PROBLEMATYKA BADAWCZA	13
2.1. Uzasadnienie wyboru tematu.....	13
2.2. Cel badań	14
2.3. Pytania i hipotezy badawcze	14
3. MATERIAŁY I METODY BADAŃ.....	16
3.1 Charakterystyka badanych.....	16
3.2. Aparatura badawcza	17
3.3. Przebieg badań.....	21
3.4. Metody i narzędzia analizy statystycznej	21
4. WYNIKI	23
4.1.Podstawowe miary statystyczne analizowanych zmiennych	23
4.2. Zmiany wskaźników stabilności ciała a wiek metrykalny dzieci.....	23
4.2.1. Wpływ wieku na poziom stabilności posturalnej na stałym podłożu.....	24
4.2.2. Wpływ wieku na poziom równowagi na podłożu niestabilnym	30
4.3.Relacje wybranych wskaźników somatycznych z poziomem stabilności badanych dzieci	34
4.3.1.Zmienność poziomu stabilności w warunkach statycznych uwarunkowana wartościami wybranych wskaźników budowy ciała.....	36
4.3.2.Zmienność poziomu stabilności w warunkach dynamicznych uwarunkowana wartościami wybranych wskaźników budowy ciała.....	47
4.4.Asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych.....	54
4.4.1. Asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych w warunkach statycznych	55
4.4.2.Asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych w warunkach dynamicznych.....	61
5. DYSKUSJA	64
5.1 Zmiany wskaźników stabilności ciała a wiek metrykalny dzieci.....	64
5.2.Relacje wybranych wskaźników somatycznych z poziomem stabilności badanych dzieci	67
5.3.Dominacja kończyn dolnych a asymetria funkcji podporowej w utrzymywaniu równowagi	70
6. WNIOSKI.....	75
PIŚMIENNICTWO	76
STRESZCZENIE	82
SUMMARY	86
SPIS TABEL I RYCIN	90
ANEKS.....	93

WYKAZ SKRÓTÓW

ogólne:

BMI (*body mass index*) — wskaźnik wagowo-wzrostowy;
COG (*center of gravity*) — środek ciężkości;
COM (*center of mass*) — środek masy;
COP (*center of pressure*) — środek nacisku;

KD — kończyzna dominująca;
KN — kończyzna niedominująca;
WM — wskaźnik Manouvrier'a.

statystyczne:

N — wielkość próby;
 n, n_{obs} — próbka populacji;
 \bar{x} — średnia;
 SD — odchylenie standardowe;
 M — mediana;
 IQR — rozstęp ćwiartkowy;
Min i *Maks.* — najniższa i najwyższa wartość rozkładu;
Sk. — skośność;
Kurt. — kurtoza;
 p — wartość p testu;
 $\chi^2_{Kruskal-Wallis}$ — statystyka testu sumy rang Kruskala-Wallisa;
 W — statystyka testu Shapiro-Wilka;

df — stopnie swobody;
 $95\%CI$ — przedział ufności 95%;
 SE — błąd standardowy;
 t — statystyka t -testu;
 $r, \hat{r}_{pearson}$ — współczynnik korelacji Pearsona;
 $Pr(>|t|)$ — wartość p testu t .
 β — współczynnik regresji;
 R^2 — współczynnik determinacji;
 R^2_{adj} — współczynnik determinacji skorygowany;
 $\hat{r}_{biserial}^{rank}$ — współczynnik korelacji dwupunktowej oparty na rangach;
 $\epsilon^2_{ordinal}$ — współczynnik powiązania rang epsilon do kwadratu.

platforma stabilograficzna dwupłytowa:

MA — średni zakres COP (w mm);
MAAP — średni zakres COP w płaszczyźnie strzałkowej (w mm);
MAML — średni zakres COP w płaszczyźnie czołowej (w mm);
MF — średnia częstotliwość przemieszczeń COP (w Hz);
MV — średnia prędkość przemieszczeń COP (w mm/s);
MVAP — średnia prędkość przemieszczeń COP w płaszczyźnie strzałkowej (w mm);
MVML — średnia prędkość przemieszczeń COP w płaszczyźnie strzałkowej (w mm);
SA — pole powierzchni zakreślone przez COP na podłożu (w mm²);
SP — długość statokinezyjogramu zakreślonego przez COP (w mm);
SPAP — długość ścieżki zakreślonej przez COP w płaszczyźnie strzałkowej (w mm);
SPML — długość ścieżki zakreślonej przez COP w płaszczyźnie czołowej (w mm).

platforma balansowa:

IS — indeks stabilności;
PC — powierzchnia całkowita (w °s);
PW — powierzchnia wyjścia (w °s).

1. WPROWADZENIE

1.1 Równowaga oraz stabilność postawy stojącej

Człowiek w procesie antropogenezy, osiągając spionizowaną postawę i zyskując przez to lepsze warunki do przemieszczania się, utracił stabilizację ciała, ponieważ około 70% jego masy znalazło się na 2/3 jego wysokości, co wymusiło stan równowagi chwiejnej (Bober i Zawadzki 2006). Jest ona zachowana wyłącznie dzięki mechanizmom sterującym. Utrzymywanie postawy stojącej jest efektem bardzo wyspecjalizowanej koordynacji nerwowo-mięśniowej i zależy od możliwości wewnętrznej regulacji, czynników zewnętrznych oraz wzajemnej interakcji między nimi. Jest do tego niezbędna współpraca narządu wzroku, układu wertykalnego i somatosensorycznego, działających pod nadzorem ośrodkowego i obwodowego układu nerwowego (Iwasaki i Yamasoba 2015).

Utrzymanie lub przywrócenie równowagi posturalnej podczas oddziaływania czynników destabilizujących to kontrola stabilności postawy. Jej zaburzenia mogą wynikać z działania bodźców zewnętrznych, własnej aktywności ruchowej bądź patologii w złożonym układzie równowagi. Stabilność definiowana jest jako umiejętność organizmu do odzyskania konkretnej pozycji w przestrzeni po zaprzestaniu oddziaływania bodźca destabilizującego (Błaszczuk 2004).

W mechanizmie kontroli równowagi informacje są nadmiarowe. Nadmiarowość ta ma fundamentalne znaczenie przy ograniczaniu sygnałów z jednego z wejść sensorycznych, np. przy staniu na niestabilnej powierzchni lub w ciemności. W obu przypadkach OUN polega jedynie na dwóch rodzajach informacji, w pierwszym wypadku na przedsionkowych i wizualnych, a w drugim na przedsionkowych i somatosensorycznych (Błaszczuk 2004).

Proces utrzymywania równowagi jest uzależniony w dużym stopniu od stabilności powierzchni podparcia (Golema 2003). Równowaga człowieka w pozycji stojącej jest warunkowana relacją położenia punktu przyłożenia siły wypadkowej reakcji podłoża (COP) oraz rzutu środka ciężkości (COM) na powierzchnię podstawy (COG). Pozycje obu tych punktów uzależnione są od położenia poszczególnych segmentów ciała względem pionowego układu odniesienia.

Podczas swobodnego stania ciało odchyła się od pionu, co nazywane jest kołysaniem postawy lub wychwianiem COP (Winter 1995; Sobera 2010). Zjawisko to uważane jest za wskaźnik sprawności układu kontroli równowagi (Rogers i wsp. 2001).

W staniu swobodnym człowiek utrzymując równowagę realizuje dwa zadania. Pierwsze sprowadza się do utworzenia odpowiedniej wielkości ramienia pary sił (siły ciężkości i reakcji

podłoża) jako wartości sterującej. Drugie, do ustabilizowania sylwetki poprzez jej usztywnienie, polegające na zredukowaniu stopni swobody w głównych stawach. W tej sytuacji człowiek zmierza do upodobnienia swojego ciała do bryły sztywnej (Winter 1995; Golema 2003; Kuczyński 2003). Przy wychwianiach przednio-tylnych (*A/P anterior-posterior*) obie kończyny dolne wykonują zgodne, fazowo zsynchronizowane ruchy korekcyjne. W zależności od siły zakłócenia ruchy te ogniskują się w obrębie stawów skokowych (strategia stawu skokowego) lub biodrowych (strategia stawu biodrowego). Natomiast podczas wychwian bocznych (*M/L medio-lateral*) mechanizm utrzymania równowagi przebiega inaczej. Ruchy korygujące wykonywane są w równoległoboku utworzonym przez powierzchnię podstawy, miednicę i obie kończyny dolne. Wykonywane są więc one jednocześnie w obu stawach biodrowych i skokowych, wobec czego kontrolę nad przemieszczeniami COM w płaszczyźnie czołowej sprawuje mechanizm obciążania/odciążania kończyn dolnych w wyniku pracy przywodzicieli i odwodzicieli stawu biodrowego (Winter 1995; Winter i wsp. 1996; Gage i wsp. 2004).

Przy stałej powierzchni podparcia zakres przemieszczeń COP i COM jest niewielki. Przy niestabilnej (np. na platformie balansowej) zdecydowanie się zwiększa. Balansując, człowiek nie przemieszcza swojego COG tak samo, jak na podłożu stabilnym, tylko punkt styku platformy z podłożem pod własny COG. Zatem stabilność na platformie balansowej utrzymywana jest dzięki poziomym przesunięciom punktu podparcia oraz przesunięciem COG (Ivanenko i wsp. 1997).

Do obiektywnych metod oceny równowagi zalicza się posturografię, w której analizie poddawane jest przemieszczanie COP w płaszczyznach czołowej i strzałkowej. Standardowe miary COP, tj. zakres, zmienność, średnia prędkość i średni promień pozwalają ocenić stabilność pozycji stojącej. Wyższe wartości mogą świadczyć o gorszej stabilności, natomiast niższe o lepszej równowadze (Golema 2002; Duarte i Freitas 2010).

Poziom stabilności w warunkach dynamicznych najczęściej określa się przy wykorzystaniu stałych lub ruchomych platform, często dodatkowo pokrytych materiałem stwarzającym niestabilne podłoże (różnego rodzaju gąbki lub pianki) lub na jedno- lub wieloosiowych platformach ruchomych (balansowych) (Palmieri i wsp. 2002; Emery i wsp. 2005; Bressel i wsp. 2007).

1.2. Rozwój kontroli posturalnej dziecka

Niemowlęta uczące się wstawać mają zdezorganizowane reakcje nerwowo-mięśniowe, przy wysokim poziomie tonicznej aktywności mięśni oddziałujących na staw skokowy (Woollacott

i Sveistrup 1992). W porównaniu z dorosłymi wykazują zwiększone oscylacje wokół powierzchni podparcia i opóźnienie w odzyskaniu równowagi, ze względu na duże amplitudy i opóźnienie reakcji mięśniowej (Shumway-Cook i Woollacott 1985). Prędkość, promień i zakres przemieszczeń COM zmniejsza się wraz z dojrzewaniem układu nerwowo-mięśniowego, osiągając pełną funkcjonalność w późnym dzieciństwie, w wieku 10-15 lat (Sheldon 1963; Forssberg i Nashner 1982; Shumway Cook i Woollacott 1985; Riach i Hayes 1987; Sakaguchi i wsp. 1994). W ontogenezie zmienia się morfologia ciała. Proporcje wielkości głowy do całego ciała są większe u dzieci niż dorosłych, przez co COM dziecka znajduje się na wysokości 12. kręgu piersiowego, a u dorosłych na poziomie od 5. kręgu lędźwiowego do 1. kręgu krzyżowego. Wymusza to wytworzenie większej siły mięśniowej, zdolnej skompensować siłę bezwładności, generowaną przez większą masę głowy. Model odwróconego wahadła wykazał, że krótsze wahadła naturalnie kołyszą się szybciej niż dłuższe, co może wyjaśniać większą częstotliwość wychwiał u niższych dzieci (Riach i Hayes 1987; Forssberg i Nashner 1982).

W procesie rozwoju, ze względu na zmiany strukturalne w łuku podszwowy stopy, zmienia się położenie COP. U małych dzieci jest on umiejscowiony bardziej ku tyłowi, wzdłuż przednio-tylnej osi stopy i wraz z dorastaniem przesuwa się ku przodowi (Usui i wsp. 1995). Dojrzewa też ośrodkowy i obwodowy układ nerwowy, co poprawia integrację sygnałów z trzech wejść sensorycznych (Shumway-Cook i Woollacott 1985; Fourdriat i wsp. 1993). Przed trzecim rokiem życia dzieci kontrolując postawę polegają głównie na informacjach wzrokowych i przedsionkowych (Fourdriat i wsp. 1993). Wiek 4-6 lat charakteryzuje się u nich dużą zmiennością reakcji nerwowo-mięśniowych, leżących u podstaw przemieszczeń COM, zarówno w warunkach niezakłóconych jak i w interakcji z otoczeniem (Shumway-Cook i Woollacott 1985; Rinaldi i wsp. 2009; Verbecque 2016). W siódmym roku życia organizm ludzki staje się na tyle dojrzały pod względem morfologicznym, aby podjąć wyższe czynności psychofizyczne (Malinowski 2004). U dzieci w wieku 7 lat synergistyczna organizacja postawy oraz procesy przedsionkowe osiągają poziom właściwy dorosłym (Riach i Starkes 1993). Szybki przyrost długości kończyn skutkuje obniżeniem położenia COM, a mocniejsze mięśnie brzucha przekształcają sylwetkę 7-letniego dziecka w zbliżoną do postawy osoby dorosłej (Kasperczyk 2000, 2004).

W zależności od wieku wyróżnia się kilka strategii utrzymywania równowagi. Specyficznym dla małych dzieci sposobem orientacji ciała w przestrzeni jest położenie kończyn górnych w stosunku do podłoża. W wieku 2-6 lat dzieci postrzegają tułów, kończyny górne oraz głowę jako całość i dostosowują przemieszczenia całego segmentu głowa-tułów-

kończyny górne do aktualnej potrzeby utrzymywania równowagi, wykonując ruch głównie w stawach biodrowych (strategia tułowia). Utrzymując pozycję stojącą na platformie ruchomej dwuletnie dzieci przejawiają pasywne, spowolnione reakcje posturalne, istotnie różniące się od obserwowanych u dzieci starszych i dorosłych. Ich kontrolę równowagi znacznie upośledza niedojrzałość odruchu mięśni na rozciąganie oraz nadmierne napięcie zginaczy kończyn dolnych. Do szóstego roku życia dzieci nie osiągają poziomu kontroli równowagi osób dorosłych (Berger i wsp. 1995). Do podobnego wniosku doszły Brenière i Bril (1998), które podkreśliły istotne w tym okresie znaczenie koordynacji napięć mięśni kończyn dolnych dla zachowania równowagi w pozycji stojącej. W wieku 7-10 lat dzieci posługują się strategią stabilizacji głowy w przestrzeni (strategia egzocentryczna) a ruchy kończyn górnych odnoszą do kierunku działania siły grawitacji, nie do położenia tułowia (Assaiante i Amblard 1993, 1995, Assaiante 1998; Roncesvalles i wsp. 2005).

Wiek 7-9 lat jest dla dzieci okresem kluczowym w kształtowaniu się wewnętrznego schematu ruchowego oraz całkowitej kontroli pionowej pozycji ciała. Podczas czynności lokomocyjnych i stania obserwuje się zmianę ze strategii tułowia na strategię stabilizacji głowy. Dzieci zaczynają poruszać poszczególnymi częściami ciała bardziej niezależnie od usytuowania tułowia niż w młodszych latach. Obserwuje się zstępujący kierunek orientacji położenia poszczególnych części ciała, od głowy do stóp. Potwierdzają to badania Dos Santos Cardoso i wsp. (2018), którzy stwierdzili, że w wieku 9 lat układy wzrokowy, proprioceptywny oraz przedsionkowy osiągają dojrzałość funkcjonalną. Według Assaiante i wsp. (2005) rozwój równowagi u dzieci polega głównie na formułowaniu zestawu różnych strategii posturalnych, a następnie uczeniu się wybierania najbardziej pożądanej dla utrzymywania równowagi lub wykonania zadania ruchowego. Peterson i wsp. (2006) stwierdzili, że dopiero w wieku 12 lat dzieci osiągają sprawność wykorzystania w kontroli postawy z bodźców wzrokowych i przedsionkowych, czyli pełną dojrzałość procesu utrzymywania równowagi. Również Steindl i wsp. (2006), przeprowadzający badania równowagi w taki sam jak Peterson i wsp. sposób podali, że dzieci w wieku 3-4 lat okazują dojrzałość funkcji wykorzystania bodźców proprioceptywnych do kontroli równowagi ciała, ale już odbieranie bodźców wzrokowych i przedsionkowych w celu kontroli postawy następuje w pełni dopiero u 15-16-latków (Wilczyński i Ślężyński 2016).

Odnosząc się do badań biomechanicznych, określających rozwój stabilności posturalnej w ontogenezie, warto wspomnieć badania Watanabe (1979), który dokonał w tym zakresie szerokiej analizy porównawczej. Przeprowadził on badania goniometryczne w grupie ponad 2000 dzieci w wieku od 4 do 12 lat oraz dorosłych, rejestrując w warunkach zakłócenia ruchy

zgięcia w stawach kończyn dolnych. Zakłócenie polegało na tym, że podstawa, na której stał badany przesuwiała się na odległość 10 cm z szybkością 36 cm/s. Na podstawie uzyskanych wyników Watanabe stwierdził, że zdolność zachowania równowagi kształtuje się wraz z wiekiem. Jego zdaniem 12-letnie dzieci mają już w pełni wykształconą zdolność kontrolowania pozycji stojącej. Riach i Hayes (1987) w celu określenia zmian zakresu przemieszczeń COP przebadali 76 zdrowych dzieci w wieku 10-14 lat. Stwierdzili liniową zależność zmniejszania się wartości wskaźników stabilności posturalnej wraz z wiekiem kalendarzowym. Ich wyniki potwierdziły pogląd Watanabe (1979), że u dzieci zdolność utrzymywania równowagi poprawia się wraz z wiekiem. Podobne badania z udziałem większej liczby dzieci w wieku od 3 do 11 lat (576 chłopców i 612 dziewczynek) przeprowadzili Usui i wsp. (1995). Analiza przemieszczeń COP wykazała znaczną poprawę stabilności posturalnej w wieku od trzech do pięciu lat i dalszą, ale mniej dynamiczną w kolejnych przedziałach wieku kalendarzowego.

1.3. Relacje pomiędzy poziomem stabilności a cechami somatycznymi

Utrzymywanie przez człowieka równowagi w pozycji stojącej zależy od jego uwarunkowań biomechanicznych i neurofizjologicznych. Z tymi pierwszymi nieodłącznie powiązane są cechy somatyczne, których podstawowymi wymiarami są odległości pomiędzy osiami stawów oraz proporcje długości segmentów ciała wyrażone w stosunku do jego wysokości, stanowiące dobre przybliżenie modelu całego ciała (Winter 2009).

Liczni autorzy zwracają uwagę na proporcje wagowo-wzrostowe dzieci (Allard i wsp. 2001; Chiari i wsp. 2002; Kejonen i wsp. 2003), u których znaczącym czynnikiem w utrzymaniu równowagi jest zakres wykorzystania powierzchni podparcia. Istotną rolę w tym procesie odgrywa wysokość i masa ciała oraz wielkość stóp (Farenc i wsp. 2003; Hue i wsp. 2007; Mignardot i wsp. 2010). U dzieci granica stabilności przy świadomych wychwianiach jest mniejsza niż u dorosłych (Mochizuki i wsp. 2006).

Karlsson i Frykberg (2000) uważają, że badanie zmian sił nacisku na podłoże może zawierać informacje o zdolności systemu kontroli posturalnej do tłumienia zakłóceń równowagi. Badania równowagi u otyłych chłopców wskazują na wpływ wielkości sił pionowych na stabilność pozycji stojącej (McGraw i wsp. 2000). W czasie swobodnego stania symetryczne lub asymetryczne obciążenie kończyn dolnych u małych dzieci może być wyznacznikiem prawidłowego rozwoju, jak też odchyłeń od normy (Sobera 2010).

Początkowo w badaniach wpływu cech somatycznych na poziom stabilności posturalnej brano pod uwagę jedynie wysokość i masę ciała, traktując je jako dwie niezależne zmienne. W badaniach na platformie stabilograficznej wykazywano ich znaczące skorelowanie z polem

powierzchni przemieszczeń COP. Stwierdzono, że zmniejszanie się wysokości i masy ciała wpływa na poprawę stabilności, dowodząc tym samym, że cechy te mogą być ważnym jej wyznacznikiem (Berger i wsp. 1992; Hue i wsp. 2007; Teasdale i wsp. 2007; Anker i wsp. 2008; Błaszczuk i wsp. 2009). W badaniach uwzględniano również wielkość stopy (Kavounoudias i wsp. 2001; Chiari i wsp. 2002, Hemant 2020). Równocześnie zwrócono uwagę, że tak wysokość, jak i masa ciała są ze sobą silnie skorelowane, opublikowano więc wiele prac na temat wzajemnych zależności stabilności posturalnej i wspólnego wyznacznika wysokości i masy ciała w postaci wskaźnika BMI (Maciaszek i wsp. 2006). W tych publikacjach dużo miejsca poświęcono analizie relacji między obniżaniem się poziomu stabilności badanych wraz ze wzrostem u nich wartości BMI (Greve i wsp. 2007; Mignardot i wsp. 2010; Martino i wsp. 2014; Osmani i Driton 2014; Merder-Coşkun i wsp. 2017; Bataweel i wsp. 2020; Turoń-Skrzypińska i wsp. 2020). Kolejne badania utwierdzały naukowców w przekonaniu, że pojedyncze cechy somatyczne nie są wystarczające do określenia ich wpływu na stabilność posturalną. Całościowym odzwierciedleniem cech budowy ciała okazał się somatotyp, określany przy pomocy pomiaru cech somatycznych na podstawie propozycji, jaką wysunęli Carter i Heath (1990). Allard i wsp. (2001) usiłowali ustalić wpływ somatotypu na stabilność badając na platformie stabilograficznej dziewczęta w zbliżonym wieku (14 lat), o podobnej wysokości i masie, po wcześniejszym zakwalifikowaniu ich – za pomocą przeważającego u nich komponentu budowy ciała – do jednej z trzech grup: endomorficznej, mezomorficznej i ektomorficznej. Uzyskane wyniki wskazywały, że dziewczęta o budowie endomorficznej charakteryzowały się o 72% mniejszym polem powierzchni przemieszczeń COP od dziewcząt ektomorficznych. Autorzy przypisali te różnice stosunkowo niskiej masie mięśni, wysokiemu stosunkowi wysokości do masy ciała oraz wyższemu niż u endomorficzek położeniu COM, co dowiodło związku somatotypu ze stabilnością posturalną. Rozbieżne wyniki w pozycji jednonóż otrzymali Lee i Lin (2007), którzy wykazali z kolei wyższy poziom stabilności u mezomorfików niż endo- i ektomorfików. Zdaniem autorów wyższy poziom stabilności u mezomorfików mógł wynikać ze stosunkowo większej u tych osób proporcji mięśni w porównaniu do pozostałych. Także w tym przypadku badacze akcentowali fakt, że płeć i somatotyp rzeczywiście wpływają na stabilność postawy. Do podobnych wniosków doszli Guzmán-Muñoz i wsp. (2019) badając 158 dzieci w wieku 6-9 lat pod kątem stabilności w warunkach statycznych i dynamicznych. Dzieci o budowie endomorficznej uzyskiwały słabsze wyniki podczas testów posturograficznych. Oprócz związku stabilności z cechami somatycznymi, badacze doszukują się również korelacji między jej poziomem a mobilnością w stawach i poziomem gibkości. W badaniach prowadzonych w Arabii Saudyjskiej oprócz BMI

wzięto pod uwagę gibkość mm. łydki oraz ruchomość klatki piersiowej. Dzieci otyłe uzyskiwały gorsze wyniki w testach stabilności, równocześnie posiadając mniejszą gibkość mm. łydki od ich szczuplejszych rówieśników. Nie stwierdzono natomiast związku pomiędzy ruchomością mm. klatki piersiowej, a BMI (Bataweel i wsp. 2020). Również Marta i wsp. (2020) badając 10-11-letnie dzieci z portugalskich szkół podstawowych doszli do wniosku, iż ektomorfizm, wysokość i masa ciała mają wpływ na stabilność posturalną.

Większość przytoczonych przykładów wzajemnych relacji cech somatycznych i poziomu stabilności badanych dotyczyło warunków stabilnego podłoża. Rozpatrywać je jednak należy w dwóch sytuacjach. W warunkach stabilnego podłoża większa masa przy mniejszej wysokości ciała, a co za tym idzie, niżej położonym środku ciężkości sprzyja utrzymaniu stabilnej postawy, natomiast wyższe BMI może znacząco wpływać na utrzymywanie równowagi w warunkach dynamicznych, gdyż badany chcąc utrzymać stabilną postawę musi wykonać większy wysiłek, spowodowany większą siłą bezwładności (Błaszczuk 2004, Tchórzewski 2013).

Relacje pomiędzy cechami somatycznymi a stabilnością wydają się być oczywiste. Wymiary długościowe oraz szerokościowe ciała, masywność układu szkieletowego, umięśnienie, otluszczenie ciała — wszystkie wpływają na lokalizację jego środka ciężkości (COM) (Winter 2009). Uznaje się, że rozbieżności w charakterystyce ciała mają wpływ na indywidualne granice stabilności postawy. Zmienność ta może mieć wpływ na wybór strategii posturalnych wykorzystywanych przez ludzi w celu utrzymania równowagi (Kejonen i wsp. 2003). Nie jest jednak oczywiste w jakim stopniu cechy somatyczne oddziałują na stabilność. Liczne dotychczasowe badania skupiały się na wpływie na nią wysokości i masy (Chiari i wsp. 2002; Greve i wsp. 2007; Anker i wsp. 2008; Błaszczuk i wsp. 2009; Mignardot i wsp. 2010; Bryant i wsp. 2014; Ukachukwu i Wisdom 2016; Fatma 2018, Bataweel i wsp. 2020) lub w szerszym ujęciu — somatotypu (Allard i wsp. 2001; Lee i Lin 2007, Guzmán-Muñoz i wsp. 2019). W czasie stania swobodnego badacze zaobserwowali silną liniową zależność między wielkością utraty masy ciała a poprawą kontroli równowagi, co dowodzi, że masa może być istotnym wyznacznikiem stabilności postawy (Teasdale i wsp. 2007). Według nich jest to warunkowane udziałem mechanoreceptorów stóp i czucia skórniego w kontroli równowagi (Kavounoudias i wsp. 2001) i zmianami położenia COM, prowadzącymi do korygujących zmian wartości momentu obrotowego w stawie skokowym (Hue i wsp. 2007). Również warunki w jakich równowaga jest utrzymywana są istotne. Kejonen i wsp. (2003) zauważyli występowanie mniejszej liczby zależności między ruchami ciała i cechami somatycznymi przy oczach

zamkniętych, natomiast Alonso i wsp. (2015) twierdzą, że skład ciała ma większy wpływ na wychylenia rzutu środka ciężkości u mężczyzn niż u kobiet.

1.4. Asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych

Asymetria w budowie i funkcjonowaniu organizmu człowieka jest zjawiskiem normalnym, a doskonała symetria w układzie biologicznym nie występuje. Od najmłodszych lat życia można zauważyć naturalne preferencje częstszego używania jednej strony ciała, co później determinuje lateralizację człowieka. Zarówno w odniesieniu do ręczności, jak i nożności u człowieka w większości zadań wykonywanych kończynami górnymi i dolnymi występuje asymetria funkcjonalna (Gabbard 1997). Istnieje możliwość, że powstanie nawyk obciążania jednej kończyny dolnej, a tym samym odciążania drugiej. (Bruyneel i wsp. 2008, 2009).

W populacji częściej można spotkać osoby określające się jako obunożne, niż oburęczne. Zjawisko to jest powszechniejsze u dzieci. Wraz z wiekiem łatwiej jest określić dominującą kończynę dolną, co Gabbard i Iteya (1996) tłumaczą prawdopodobnym wpływem środowiska zewnętrznego. W swoich badaniach nad oceną ręczności i nożności Kalaycıoğlu i wsp. (2008) zwracają uwagę na trudność w określeniu, która kończyna jest dominującą.

Asymetria funkcjonalna kończyn dolnych w ich funkcji podporowej była przedmiotem badań wielu autorów, ale uzyskane wyniki wydają się być sprzeczne (Paillard 2017, Paillard i Noe 2020). Podczas stania swobodnego nie stwierdza się różnic w poziomie równowagi, niezależnie od dominującej kończyny. Preferencja kończyny dolnej może częściowo zależeć od kontekstu zadania i nie jest związana wyłącznie z pochodzeniem neurorozwojowym (Hart i Gabbard 1997). Brak różnic w poziomie równowagi pomiędzy kończynami w warunkach statycznych i dynamicznych, niezależnie od płci badanych, sugerują badania Cug i wsp. (2014). Do podobnych wniosków doszli Alonso i wsp. (2011), badając 40 zdrowych mężczyzn podczas stania jednonóż na kończynie dominującej i niedominującej. W stanie swobodnym jednonóż większy odsetek badanych stosuje strategię stawu skokowego wykonując zadanie na kończynie niedominującej (Hoffman i wsp. 1998; Clifford i wsp. 2010).

Obszerne badania dotyczące m. in. lateralizacji w funkcji podporowej kończyn dolnych w stanie obunóż przeprowadziła Sobera (2010). Przebadano 272 zdrowych dzieci w wieku 2-7 lat. Najmłodsze (2 i 3 latki) nie wykazywały wyraźnej asymetrii, natomiast u dzieci w wieku 5-7 lat uwidacznia się przewaga kończyny niedominującej. Stwierdzono mniejsze przemieszczenia COP lewej kończyny, a większą aktywność korekcyjną prawej. Zdaniem autorki przyczyną większego zakresu przemieszczeń COP prawej kończyny może być jej dominacja czynnościowa. Prawa kończyna jest w gotowości do wykonania ruchu, podczas gdy

lewa stabilizuje ciało w pozycji stojącej. Stwierdzone przy stabilizacji postawy korelacje pomiędzy częstotliwościami COP kończyn dominującej i niedominującej we wszystkich grupach wiekowych wskazują na wzajemne wspieranie się obu kończyn. Badani w większości obciążali je symetrycznie, z niewielką tendencją do większego nacisku na kończynę niedominującą.

2. PROBLEMATYKA BADAWCZA

2.1. Uzasadnienie wyboru tematu

W literaturze przedmiotu można znaleźć niewiele prac dotyczących rozwoju równowagi posturalnej dzieci we wczesnym wieku szkolnym, obejmujących stabilność na odmiennych rodzajach podłoża i uwzględniających przy tym budowę somatyczną badanych (Watanabe 1979; Riach i Hayes 1987; Usui i wsp. 1995). W tym zakresie badania populacyjne, obejmujące założony w pracy przedział wieku 7-10 lat, przeprowadził ponad 40 lat temu Watanabe (1979). Po nim podobne badania zrealizowali Riach i Hayes (1987) oraz Usui i wsp. (1995). W Polsce takie prace w warunkach stabilnego podłoża prowadziła Sobera (2010), ale obejmowały one zakres wieku od 2-7 lat.

W swoich ustaleniach autorzy są zgodni, że kontrola posturalna dzieci zmienia się wraz z rozwojem u nich ośrodkowego i obwodowego układu nerwowego, dlatego też dopiero od siódmego roku życia zaczynają one stosować strategie posturalne zbliżone do tych obserwowanych u dorosłych. Nie bez znaczenia w tym procesie są zmiany w ich budowie somatycznej. Stwierdzono, że ze względu na większą bezwładność ciała, dzieci o wyższych wartościach BMI gorzej radzą sobie ze strategią stawu biodrowego i uzyskują mniej korzystne wyniki w testach na podłożu niestabilnym (Błaszczuk 2004, Tchórzewski 2013), natomiast na stabilnym różnice w wartościach przemieszczeń COP u dzieci o prawidłowej masie oraz otyłych są mniejsze. Asymetria w funkcji podporowej kończyn dolnych na podłożu stabilnym zdaniem większości autorów objawia się nieznacznie większym obciążaniem kończyny niedominującej oraz większą częstotliwością ruchów korekcyjnych dominującej (Önell 2000, Malinowski 2004, Sobera 2010). Na podłożu niestabilnym różnice pomiędzy nimi są większe, ze względu na precyzję zadania ruchowego (Hart i Gabbard 1997).

Po osiągnięciu przez dziecko wieku siedmiu lat organizm ludzki staje się na tyle dojrzały pod względem morfologicznym, aby podjąć wyższe czynności psychofizyczne. Synergistyczna organizacja postawy oraz procesy przedsionkowe osiągają poziom właściwy dla dorosłych (Riach i Starkes 1993). Szybki przyrost długości kończyn skutkuje obniżeniem położenia COM, a mocniejsze mięśnie brzucha przekształcają sylwetkę 7-latka w zbliżoną do postawy osoby dorosłej (Kasperczyk 2000, 2004). Przyjęty w niniejszej pracy wiek 7-10 lat jest dla dzieci okresem kluczowym w kształtowaniu się wewnętrznego schematu ruchowego oraz całkowitej kontroli pionowej pozycji ciała. Podczas czynności lokomocyjnych i stania obserwuje się wtedy zmianę ze strategii tułowia na strategię stabilizacji głowy. Dzieci

zaczynają poruszać poszczególnymi częściami ciała bardziej niezależnie od usytuowania tułowia niż w młodszych latach. Obserwuje się zstępujący kierunek orientacji położenia poszczególnych części ciała, od głowy do stóp.

Przeprowadzone na potrzeby niniejszej pracy badania populacyjne ponad 1200 zakopiańskich dzieci w wieku 7-10 lat miały za zadanie scharakteryzowanie ich stabilności posturalnej w warunkach stałego i ruchomego podłoża z uwzględnieniem czynnika wagowo-wzrostowego (BMI) i proporcji budowy ciała (wskaźnik Manouvrier'a) oraz asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych.

2.2. Cel badań

Celem pracy jest scharakteryzowanie procesu utrzymywania równowagi posturalnej zdrowych dzieci w wieku 7-10 lat w warunkach stabilnego (*force platform*) i niestabilnego podłoża (*seesaw*) w pozycji obunóż, w aspekcie budowy somatycznej oraz asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych.

Analiza zmian w procesie kształtowania równowagi posturalnej oraz określenie jego uwarunkowań u zdrowych dzieci może stanowić punkt wyjścia do ustalenia norm rozwojowych stabilności w warunkach statycznych i dynamicznych dla wieku 7-10 lat. Wyniki badań całej populacji dzieci zakopiańskich mogą w przyszłości być cenną bazą danych referencyjnych dla podobnych opracowań.

2.3. Pytania i hipotezy badawcze

W związku z realizacją założonego celu pracy postawiono pytania i sformułowano hipotezy badawcze.

1. *Jak zmienia się poziom stabilności badanych dzieci w przedziale wieku 7-10 lat oraz jak kształtują się relacje pomiędzy jej miarami w warunkach statycznych i dynamicznych a wiekiem kalendarzowym?*

Hipoteza

Przejawem doskonalenia się stabilności w pozycji stojącej będzie zmniejszanie się wychwian ciała w kolejnych przedziałach wiekowych. Wraz z dojrzewaniem układu nerwowego i związaną z tym procesem poprawą integracji sensorycznej układu równowagi relacje poszczególnych miar równowagi z wiekiem metrykalnym będą coraz silniejsze.

2. *W jakim stopniu wybrane wskaźniki antropologiczne są powiązane z poziomem stabilności badanych dzieci?*

Hipoteza

Poziom stabilności badanych, tak w warunkach statycznych, jak i dynamicznych będzie wzrastał wraz ze zmniejszaniem się u nich proporcji wagowo-wzrostowych.

3. *Czy podczas utrzymywania równowagi w pozycji stojącej wystąpi wśród badanych asymetria funkcjonalna kończyn dolnych w ich funkcji podporowej?*

Hipoteza

U dzieci w wieku od 7 do 10 lat asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych przebiega w kierunku niedominującej kończyny dolnej, jednak podczas utrzymywania równowagi w warunkach stabilnego podłoża obie kończyny dolne przyjmują funkcję podporową, dlatego asymetria funkcjonalna w tym przypadku nie wystąpi. Przy świadomym sterowaniu wychyleniami platformy balansowej kończyny dolne przyjmują naprzemiennie funkcję stabilizacyjną i w tym wypadku asymetria wystąpi, preferując kończynę niedominującą.

3. MATERIAŁY I METODY BADAŃ

3.1 Charakterystyka badanych

Przeprowadzenie badań na potrzeby niniejszej pracy było możliwe w oparciu o porozumienie zawarte pomiędzy AWF w Krakowie a UM Zakopane z 01.09.2014 r., którego celem było m.in. monitorowanie kształtowania zdolności motorycznych u młodzieży z zakopiańskich szkół podstawowych. Badaniami objęto całość dzieci i młodzieży uczęszczającej do zakopiańskich szkół podstawowych w wieku od 7 do 10 lat. Stanowiło to łącznie 1230 osób (579 dziewcząt i 651 chłopców). Badania przeprowadzono dwukrotnie (dwa kolejne roczniki), w latach 2018 i 2019. Liczebności w poszczególnych kategoriach wieku kalendarzowego przedstawiono w tabeli 1. Podstawowe charakterystyki somatyczne badanych wraz z odniesieniem ich do norm ogólnopolskich (Dobosz 2012) zamieszczono w tabeli 2.

Tab.1. Liczebność oraz średnia i odchylenie standardowe wieku badanej młodzieży, uczniów zakopiańskich szkół podstawowych, z uwzględnieniem płci.

kategoria wiekowa	dziewczęta (K)			chłopcy (M)			n (K+M)
	liczebność	wiek badanych		liczebność	wiek badanych		
	N	\bar{x}	SD	n	\bar{x}	SD	
7	156	7,17	0,20	167	7,14	0,20	323
8	161	8,05	0,29	194	8,03	0,27	355
9	114	8,92	0,29	150	8,94	0,27	264
10	148	9,95	0,23	140	9,94	0,21	288
łącznie liczebność	579			651			1230

Tab.2. Charakterystyka statystyczna podstawowych cech somatycznych i odpowiednie normy ogólnopolskie.

kategoria wiekowa	wysokość ciała [cm]			masa ciała [kg]			BMI		
	\bar{x}	SD	norma ogólnopolska	\bar{x}	SD	norma ogólnopolska	\bar{x}	SD	norma ogólnopolska
dziewczęta									
7	123,7	6,27	123,2	24,6	5,5	24,0	15,9	2,4	15,9
8	128,2	5,85	129,0	27,2	6,1	27,0	16,4	3,1	16,4
9	132,4	6,26	134,7	29,7	6,2	30,5	16,9	2,6	16,9
10	140,4	7,25	141,0	35,4	9,8	34,5	17,7	3,6	17,4
chłopcy									
7	124,3	5,23	124,9	25,3	5,2	24,6	16,3	2,6	16,0
8	129,9	5,70	130,2	27,7	5,2	28,1	16,3	2,1	16,7
9	134,8	5,66	135,2	31,3	6,6	31,9	17,1	2,8	17,3
10	142,0	6,68	140,8	36,4	9,1	35,4	17,6	3,6	17,8

Młodzież zakopiańska pod względem podstawowych cech somatycznych nie odbiega od populacji ogólnopolskiej. Dziewczęta są nieznacznie niższe od średnich wartości wysokości ciała rówieśniczek i zbliżone pod względem masy. Wzajemne relacje wysokości i masy ciała

obu porównywanych populacji są prawie jednakowe. Również wysokość i masa ciała młodych Zakopiańczyków, jak i powiązany z nimi wskaźnik BMI, nie różnią się od wartości tych cech w populacji ogólnopolskiej.

Badani zostali poddani weryfikacji pod kątem określenia u nich kierunku lateralizacji kończyn dolnych. Ocena nożności została przeprowadzona przy wykorzystaniu odpowiedzi na standardowe pytanie(a): *którą nogą kopiesz stojącą piłkę?*; *którą nogę wykorzystal(a)byś do wyrównania piasku na plaży?*; czy też *gdy chcesz wejść na krzesło, którą nogę stawiasz na nim najpierw?* (Elias i wsp. 1998).

3.2. Aparatura badawcza

Do pomiarów cech somatycznych wykorzystano standardowy zestaw antropometryczny produkcji szwajcarskiej firmy Sieber Hegner Machines S.A. Masa ciała wraz z jej komponentami została zmierzona za pomocą wagi TANITA BF300.

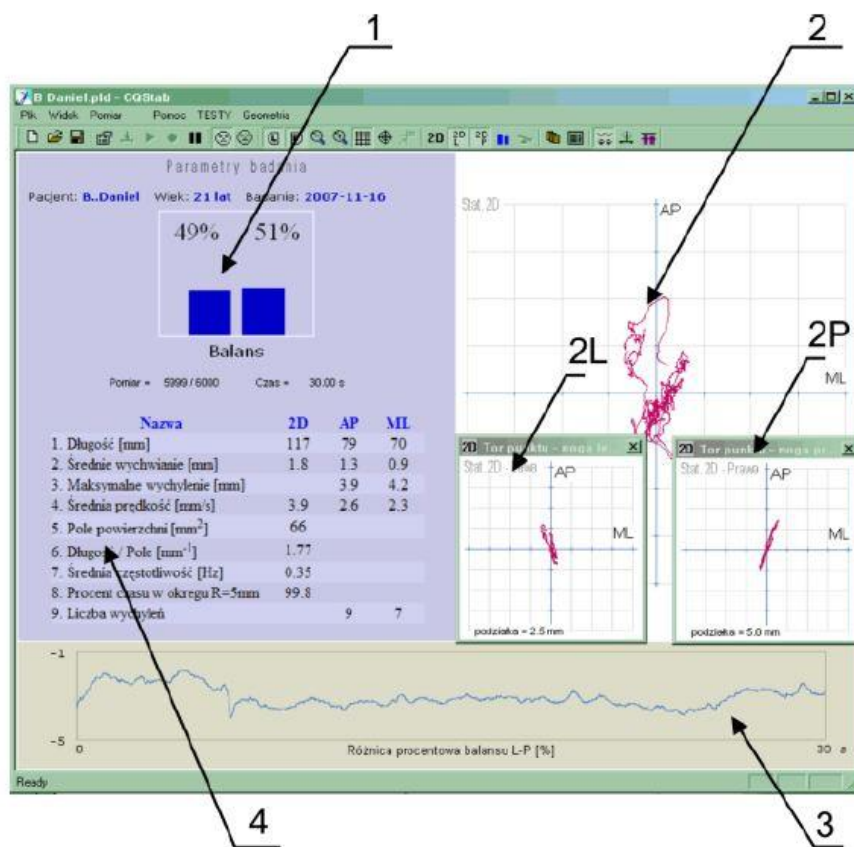
Pomiar równowagi w warunkach stałego podłoża przeprowadzono na stabilograficznej platformie dwupłytywowej CQ Elektronik o wymiarach: długość 280(640), szerokość 350, wysokość 50 mm i ciężarze ok.10 kg. Stanowisko pomiarowe składało się z dwóch połączonych platform zarządzanych programem komputerowym CQ-StabUSB (ryc.1).



Ryc.1. Dwupłytywa platforma stabilograficzna firmy CQ Elektronik.

Platformy stabilograficzne są typowymi urządzeniami służącymi do pomiaru sił kontaktowych działających między osobami badanymi a podłożem. Urządzenia te umożliwiają pomiar wartości i punktu przyłożenia wypadkowej sił kontaktowych do podłoża (COP) z uwzględnieniem składowych poziomych i pionowych tych sił oraz momentów skrętnych wokół poszczególnych osi. Jako urządzenia pomiarowe wykorzystuje się umieszczone wewnątrz platform przetworniki tensometryczne, które przekształcają nacisk na sygnał napięciowy, który

następnie jest podawany przez przetwornik A/C na komputer prowadzący rejestrację sygnału. Wyniki badania przedstawiane są w postaci statokinezyjogramów i stabilogramów (ryc.2).



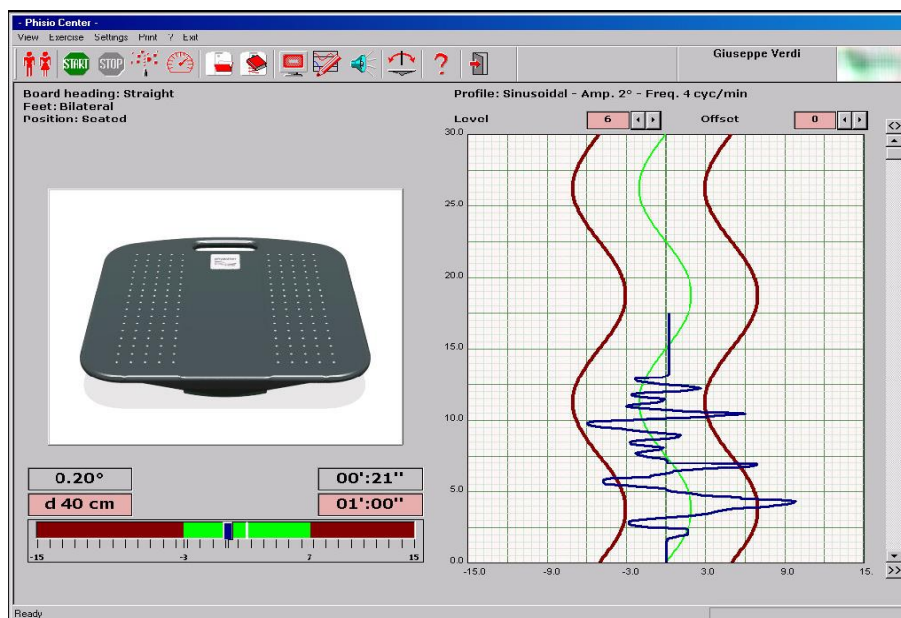
Ryc.2. Przykład zapisu przebiegu próby na dwupłytywowej platformie stabilograficznej firmy CQ Elektronic:
 1. dystrybucja masy ciała na lewą i prawą kończynę dolną. 2. statokinezyjogram. 3. stabilogram.
 4. wyniki pomiaru.

Statokinezyjogram jest zapisem przemieszczeń COP w układzie współrzędnych, w którym oś X odnosi się do wychwian bocznymi (ML), a oś Y przednio-tylnymi (AP). Stabilogram przedstawia zmiany położenia COP w funkcji czasu. Oprogramowanie urządzenia, w efekcie operacji statystycznych, dostarcza następujących zmiennych:

- SP – długość ścieżki COP (w mm);
- MA – zakres COP (w mm);
- MV – średnia prędkość przemieszczeń COP (w mm/s)
- SA – pole powierzchni zakreślonej przez COP (w mm²);
- MF – średnia częstotliwość przemieszczeń COP (w Hz);

Do określenia poziomu równowagi na podłożu niestabilnym wykorzystano platformę balansową (stabilometr) Libra włoskiej firmy EasyTech o wymiarach: długość 430 mm; szerokość 420 mm; wysokość 65 mm i o ciężarze 2,5 kg. Stanowisko pomiarowe składało się z dwóch elementów: platformy z interfejsem USB, zarządzanej programem komputerowym Easytech 2.2-001-2.0 oraz zestawu komputerowego (ryc.3).

Stabilometr w trakcie próby pozwala na dokonanie pomiaru w jednej osi, przy kątowym zakresie balansu po 15° w każdą stronę i maksymalnym błędzie pomiarowym do $0,1^\circ$ wychylenia platformy. Układem pomiarowym urządzenia jest potencjometr, z którego sygnały elektryczne są przetwarzane przez kartę analogowo-cyfrową.

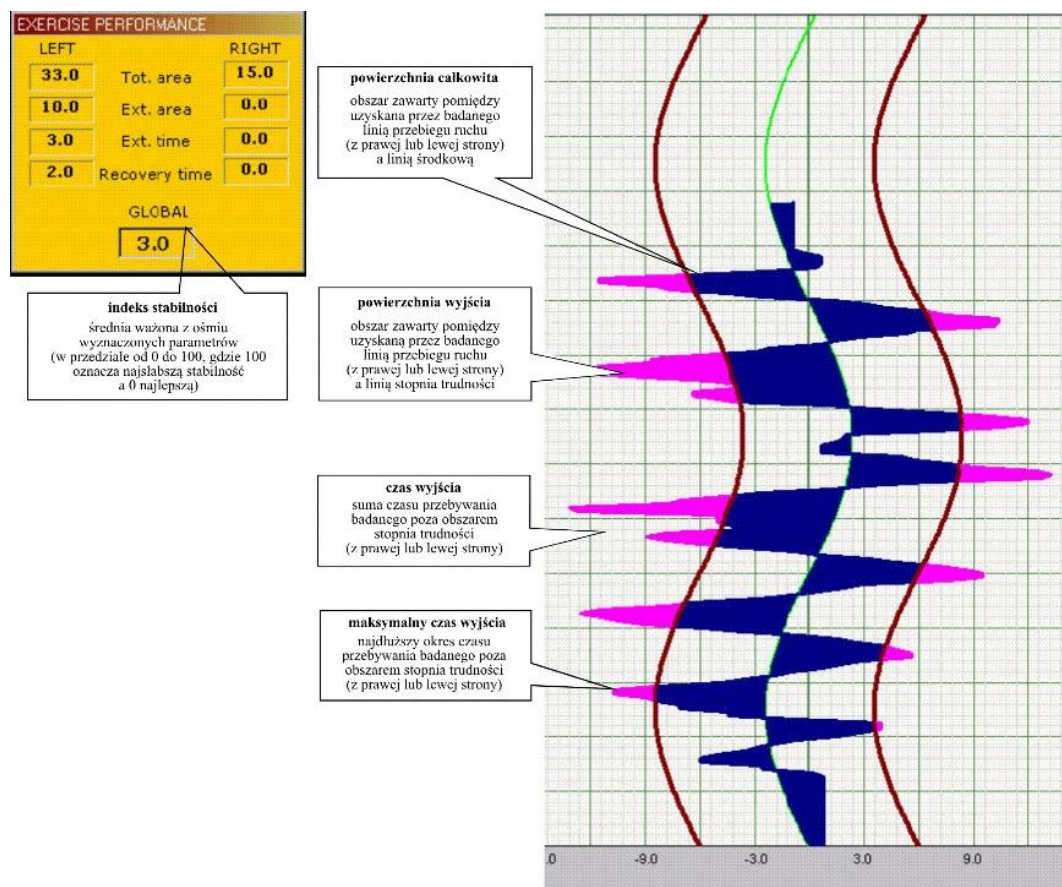


Ryc.3. Przykład zapisu zadania równoważnego na platformie balansowej Libra.

Urządzenie umożliwia zastosowanie jednego z czterech rodzajów torów wzorcowych przebiegu próby: linii prostej, sinusoidy, fali kwadratowej i trójkątnej. Operator ma możliwość ustawienia amplitudy i częstotliwości emitowanych na ekranie linii oraz zastosowania odpowiedniego stopnia trudności, odpowiadającego kątowemu odchyleniu od przyjętego toru. Zakres stopnia trudności wizualizowany jest na ekranie monitora w postaci dwóch rozmieszczonych po obu stronach wzorca równoległych czerwonych linii. W badaniach wykorzystano sinusoidę o amplitudzie 5° i częstotliwości 10 cykl/min. Zastosowano krzywiznę balansu $r=40$ cm i szósty stopień trudności (odchylenie od linii wzorcowej o 5° w każdą stronę). Parametry te ustalono opierając się na wcześniejszych badaniach przeprowadzonych na platformie Libra (Tchórzewski i Szczygieł 2008; Tchórzewski 2013).

Oprogramowanie przetwarza uzyskane z platformy dane określające kątową zmianę jej położenia w czasie i na ich podstawie wyznacza cztery miary stabilności. Wyznaczone parametry (miary) to: powierzchnia całkowita (PC) – obliczona jako pole powierzchni zawarte pomiędzy uzyskanym przez badanego liniowym zapisem zmian wychylenia platformy a wzorcową sinusoidą. Parametr ten jest głównym wyznacznikiem stabilności, niezależnym od ustawionego stopnia trudności testu. Jego wartość wyliczona jest jako całka funkcji wychylenia

platformy ($^{\circ}$) od linii wzorcowej po czasie (s), powierzchnia wyjścia (PW) – obszar zawarty pomiędzy uzyskaną przez badanego linią przebiegu ruchu a linią ustalonego stopnia trudności. Parametr ten charakteryzuje precyzję balansowania. Jego niska wartość świadczy o oscylacji zmian położenia platformy w niewielkim zakresie od przyjętego toru ruchu, czas wyjścia (CW) – obliczany jest jako suma czasu przebywania badanego poza obszarem ustalonego stopnia trudności. Miara ta określa precyzję balansowania w wymiarze czasowym, maksymalny czas wyjścia (MCW) – określony jest jako najdłuższy pojedynczy okres przebywania badanego poza obszarem przyjętego stopnia trudności. Jest fragmentem czasu wyjścia, który charakteryzuje zdolność do szybkiego odzyskania stabilności po jej utracie, rozumianego jako powrót do wewnętrznego obszaru stopnia trudności. Na podstawie wymienionych parametrów oprogramowanie dokonuje ogólnej oceny poziomu stabilności, wyznaczając tzw. indeks stabilności (IS), który przyjmuje wartości w przedziale od 0 do 100. Wartość 0 oznacza najwyższy poziom stabilności, zaś 100 najniższy. Graficzną interpretację parametrów stabilności wyznaczanych przez oprogramowanie platformy balansowej Libra przedstawiono na ryc. 4.



Ryc.4. Graficzna interpretacja poszczególnych parametrów stabilności uzyskanych na platformie Libra.

3.3. Przebieg badań

Budowa ciała została określona na podstawie pomiarów cech somatycznych, opisujących: wymiary długości i szerokości ciała, masywność układu szkieletowego, rozwój umięśnienia, masę i otluszczenie ciała (Gołąb i Chrzanowska 2007). Dla potrzeb niniejszej pracy obliczono wskaźnik BMI oraz wskaźnik Manouvrier'a.

Pomiar równowagi ciała dokonany został przy zastosowaniu dwupłytowej platformy stabilograficznej firmy CQ Electronic oraz platformy balansowej LIBRA. Pierwsze z narzędzi posłużyło do oceny statycznej a drugie do dynamicznej stabilności ciała.

Na platformie dwupłytowej zadaniem badanego było stanie swobodne (pozycja wyprostowana, wzrok skierowany na punkt fiksacyjny umieszczony na wysokości oczu, kończyny górne luźno zwieszane wzdłuż tułowia). Badany stał na urządzeniu bez obuwia, w pozycji obunóż, przy stopach ustawionych równolegle na szerokość bioder. Każda ze stóp spoczywała na oddzielnej płycie stabilografu. W czasie testu badany utrzymywał pozycję nieruchomą. Pomiar właściwy trwał 30 s.

Badanie na platformie balansowej LIBRA, ze względu na wiek badanych (trudności w precyzyjnym ustawieniu osi stawu skokowego względem osi obrotu platformy podczas całego badania), przeprowadzono tylko w płaszczyźnie czołowej. Było ono poprzedzone rozgrzewką, będącą fragmentem finalnej próby (30 s). Pomiar właściwy trwał jedną minutę. Zadaniem badanego było takie operowanie platformą, poprzez odpowiedni nacisk stopami, aby kreślona przez nią na ekranie komputerowym sinusoida jak najlepiej odzwierciedlała wzorcową (pokrywała się z nią).

Na przeprowadzenie każdej z serii badań UM Zakopane uzyskiwał pisemną zgodę rodziców. Wszystkie pomiary były realizowane przez zespół pracowników i studentów AWF Kraków.

3.4. Metody i narzędzia analizy statystycznej

Obliczenia przeprowadzono za pośrednictwem środowiska do obliczeń statystycznych R v.4.1.1 (IDE RStudio v. 1.4.1717) oraz programu Statistica 13. Za poziom istotności testów statystycznych w niniejszej analizie uznano $\alpha \leq 0,05$.

Dla zmiennych na skali przedziałowej opis badanego zbioru i wyciągnięcie podstawowych wniosków i uogólnień na temat prób przeprowadzono za pomocą zgrupowanych statystyk opisowych. Dodatkowo przeprowadzono badanie normalności rozkładu zmiennych w oparciu o test Shapiro-Wilka z uwzględnieniem statystyki testu W wraz ze wskazaniem istotności p .

Miary powiązania dwóch zmiennych na skali ilorazowej bądź przedziałowej oszacowano na pomocą współczynnika korelacji Pearsona r , $\hat{r}_{Pearson}$.

Wpływ badanych czynników na zmienną zależną na skali ilorazowej bądź przedziałowej zbadano w oparciu o jedno/wieloczynnikowe modele regresji liniowej.

W przypadku zmiennych niezależnych, o rozkładzie normalnym z liczbą niezależnych grup powyżej dwóch, do zbadania istotności różnic użyto jednoczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) Welcha. Wartość powiązania pomiędzy zmiennymi obliczono za pomocą \hat{w}_p^2 . W przypadku dwóch grup niezależnych zastosowano test t -Welcha z obliczeniem rozmiaru efektu g Hedgesa.

W przypadku zmiennych niezależnych, o rozkładzie odmiennym od normalnego z liczbą niezależnych grup powyżej dwóch, do zbadania istotności różnic użyto jednoczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) w oparciu o test sumy rang Kruskala-Wallisa. Wartość powiązania pomiędzy zmiennymi obliczono za pomocą współczynnika rang epsilon do kwadratu $\hat{\epsilon}_{ordinal}^2$. W przypadku dwóch grup niezależnych zastosowano test U Manna-Whitney'a obliczeniem korelacji dwupunktowej opartej na rangach $\hat{r}_{biserial}^{rank}$.

Istotność różnic pomiędzy wynikami poszczególnych miar stabilności w warunkach stałego podłoża dla każdej z badanych kategorii wiekowych obliczono w oparciu o test Kruskala-Wallisa, dla różnic statystycznie istotnych wykonano test post hoc dla porównań wielokrotnych.

Istotność różnic analizowanych zmiennych pomiędzy kończyną dominującą (KD) i niedominującą (KN) dla osób prawonożnych i lewnożnych sprawdzono za pomocą testu kolejności par Wilcoxon.

4. WYNIKI

4.1. Podstawowe miary statystyczne analizowanych zmiennych

Podstawowe statystyki opisowe zmiennych określających poziom zdolności zachowania równowagi na podłożu stabilnym i niestabilnym dla całości badanej grupy przedstawiono w tabeli 3. Były to: średnia (\bar{x}), odchylenie standardowe (SD), mediana (M), rozstęp ćwiartkowy (IQR), skośność (Sk.), kurtoza (Kurt.) oraz wyniki testu normalności ich rozkładu — Shapiro-Wilka (W) w oparciu o które, do dalszej analizy wykorzystano adekwatne testy statystyczne.

Tab.3. Statystyki opisowe analizowanych zmiennych wraz z wynikami testu normalności (n=1230)

<i>zmienna</i>	\bar{x}	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>IQR</i>	<i>Sk.</i>	<i>Kurt.</i>	<i>W</i>	<i>p</i>
podłoże stabilne								
SP [mm]	547,1	225,7	509,5	177,3	4,4	32,6	0.69	<0.001
MA [mm]	4,1	3,3	3,2	2,2	6,4	75,8	0.58	<0.001
MV [mm/s]	18,2	7,5	17,0	5,9	4,4	32,6	0.69	<0.001
SA [mm ²]	959,7	2320,3	528,5	520,3	13,5	251,2	0.23	<0.001
MF [Hz]	0,9	0,3	0,8	0,4	0,8	0,9	0.96	<0.001
podłoże niestabilne								
IS	21,2	7,9	19,5	10,2	1,0	1,1	0.94	<0.001
PC [°s]	313,7	96,8	292,9	122,2	1,1	1,4	0.93	<0.001
PW [°s]	105,2	72,6	86,3	87,0	1,4	2,4	0.89	<0.001

SP – długość ścieżki COP; MA – średni zakres COP; MV – średnia prędkość przemieszczeń COP; SA – pole powierzchni zakreślone przez COP; MF – średnia częstotliwość przemieszczeń COP; IS – indeks stabilności; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

Wyniki testu Shapiro-Wilka wykazały brak rozkładu normalnego we wszystkich zmiennych, jednak w oparciu o przyjętą metodologię rozkłady o bezwzględnej wartości skośności poniżej 2 oraz kurtozie poniżej 7 uznano za normalne (Curran i wsp. 1996, Fabrigar i wsp. 1999; Wegener i Fabrigar 2000; Bandalos 2018). Były to zmienne: IS oraz MF. Dla nich było możliwe zastosowanie testów parametrycznych. Analiza pozostałych zmiennych została dokonana w oparciu o testy nieparametryczne.

Ze względu na liczne publikacje wskazujące na brak istotnego zróżnicowania płciowego w poziomie zdolności zachowania równowagi, w analizie wykorzystano łącznie wyniki dziewcząt i chłopców (Riach i Hayes 1987, Lebedowska i Syczewska 2000, Nolan i wsp. 2005, Peterson i wsp. 2006, Sobera 2010, Libardoni i wsp. 2018, Latorre-Román i wsp. 2021).

4.2. Zmiany wskaźników stabilności ciała a wiek metrykalny dzieci

Celem analizy była weryfikacja hipotezy badawczej twierdzącej, że przejawem doskonalenia się stabilności ciała w pozycji stojącej u zdrowych dzieci jest zmniejszanie się wychwiał ciała wraz z przyrostem wieku metrykalnego. Aby zweryfikować to założenie

przeprowadzono analizę regresji wskaźników stabilności w warunkach statycznych oraz dynamicznych w funkcji wieku badanych.

W badaniu na platformie dwupłytowej wzięto pod uwagę zmienne: długość ścieżki COP (SP [mm]), średni zakres COP (MA [mm]), średnią prędkość przemieszczania COP (MV [mm/s]), pole powierzchni zakreślane przez COP (SA [mm²]) oraz średnią częstotliwość COP (MF [Hz]). Na platformie balansowej były to: indeks stabilności (IS), powierzchnia całkowita (PC [°s]) oraz powierzchnia wyjścia (PW [°s]). Wyniki przedstawiono w formie wykresów punktowych wraz z linią dopasowania oraz marginalnymi densigramami. U góry każdego z nich podano wartości testu t-Studenta, współczynnika korelacji Pearsona i przedziału ufności.

4.2.1. Wpływ wieku na poziom stabilności posturalnej na stałym podłożu

Analizowany przedział wieku kalendarzowego badanych od 7-10 lat charakteryzował się istotnymi zmianami wartości prawie wszystkich miar stabilograficznych. Zakładając za innymi autorami, że zmniejszanie się: drogi (SP), zakresu (MA), prędkości (MV) i pola powierzchni zakreślonego przez COP (SA) jest wyznacznikiem poprawy stabilności, można przyjąć, że w ciągu trzech lat równowaga posturalna badanych dzieci uległa znaczącej poprawie. W wartościach relatywnych, w największym stopniu zmniejszeniu uległo pole powierzchni COP (71%), istotnie skróciła się też jego droga (37%) oraz zmniejszył zakres (41%) i prędkość (37%). Na prawie stałym poziomie pozostała jedynie częstotliwość wychwiał.

Istotność różnic pomiędzy wynikami poszczególnych miar stabilności w warunkach stałego podłoża dla każdej z badanych kategorii wiekowych obliczono w oparciu o test Kruskala-Wallisa i przedstawiono w tabeli 4.

Tab.4. Wyniki istotności różnic poszczególnych miar równowagi w warunkach statycznych pomiędzy kolejnymi rocznikami badanych dzieci.

zmienna	wiek								p
	7 lat (n=323)		8 lat (n=355)		9 lat (n=264)		10 lat (n=288)		
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
SP [mm]	*659,5	289,9	*579,2	221,8	*517,3	163,5	*417,5	88,9	**0,0000
MA [mm]	*5,1	4,1	4,2	3,7	3,8	2,4	*3,0	1,4	**0,0000
MV [mm/s]	*22,0	9,7	*19,3	7,4	*17,2	5,4	*13,9	3,0	**0,0000
SA [mm ²]	*1474,2	2864,0	*1063,1	3088,4	*814,6	1367,6	*425,8	264,8	**0,0000
MF [Hz]	0,8	0,3	0,9	0,3	0,8	0,3	0,9	0,4	0,4583

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

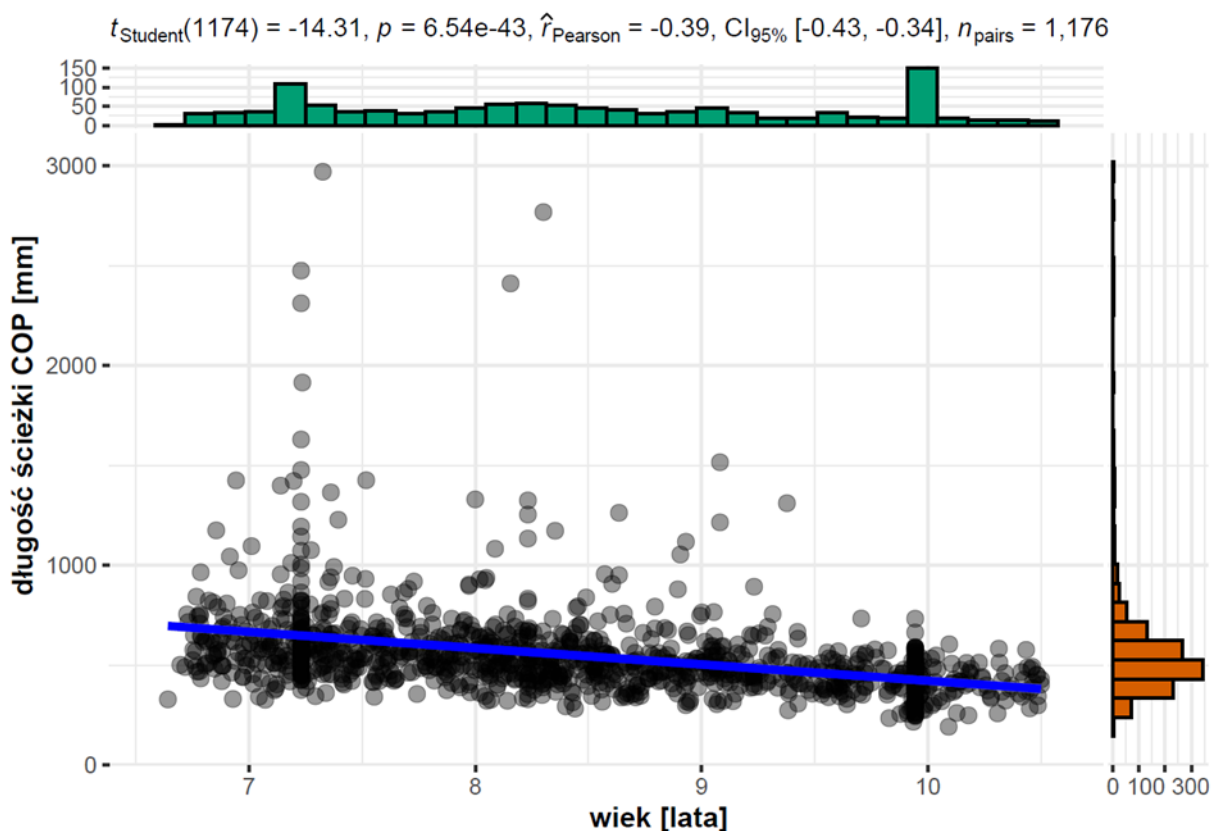
* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

SP – długość ścieżki COP; MA – średni zakres COP; MV – średnia prędkość przemieszczeń COP;

SA – pole powierzchni zakreślane przez COP; MF – średnia częstotliwość przemieszczeń COP;

Droga przemieszczeń COP

Naukowcy są zgodni, że postawę stojącą osoby o obniżonej stabilności cechuje znacznie większy zakres wychwiał (Lebiedowska i Syczewska 2000, Błaszczuk 2004, Mazur-Rylska 2017). Niższemu poziomowi kontroli posturalnej towarzyszy zwiększony zakres mimowolnych przemieszczeń środka ciężkości (COG) spowodowany najczęściej dysfunkcją lub zakłóceniem pracy jednego z trzech wejść sensorycznych kontrolujących postawę stojącą. Do najczęściej analizowanych i najbardziej wartościowych parametrów opisujących przemieszczanie się COP należy długość jego drogi (*path length*). Droga jaką przebywa środek ciężkości (COG) w czasie testu, zależy od czasu rejestracji oraz od szybkości ruchu w czasie próby. Zazwyczaj upośledzenie kontroli równowagi przejawia się jej wydłużeniem.



Ryc.5. Zależność pomiędzy wiekiem a długością ścieżki COP (SP).
Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu.

Analiza korelacji pomiędzy wiekiem badanych a długością ścieżki COP (SP) wykazała istotną ujemną zależność o umiarkowanej sile ($r=-0.39, p < 0.001$) oraz liniowym przebiegu (ryc. 5). Wpływ czynnika wieku na SP określono w oparciu o jednoczynnikową regresję liniową, której wyniki przedstawiono w tabeli 5. Wykazano, że przyrost wieku o jeden rok powodował skrócenie ścieżki o 81.64 mm.

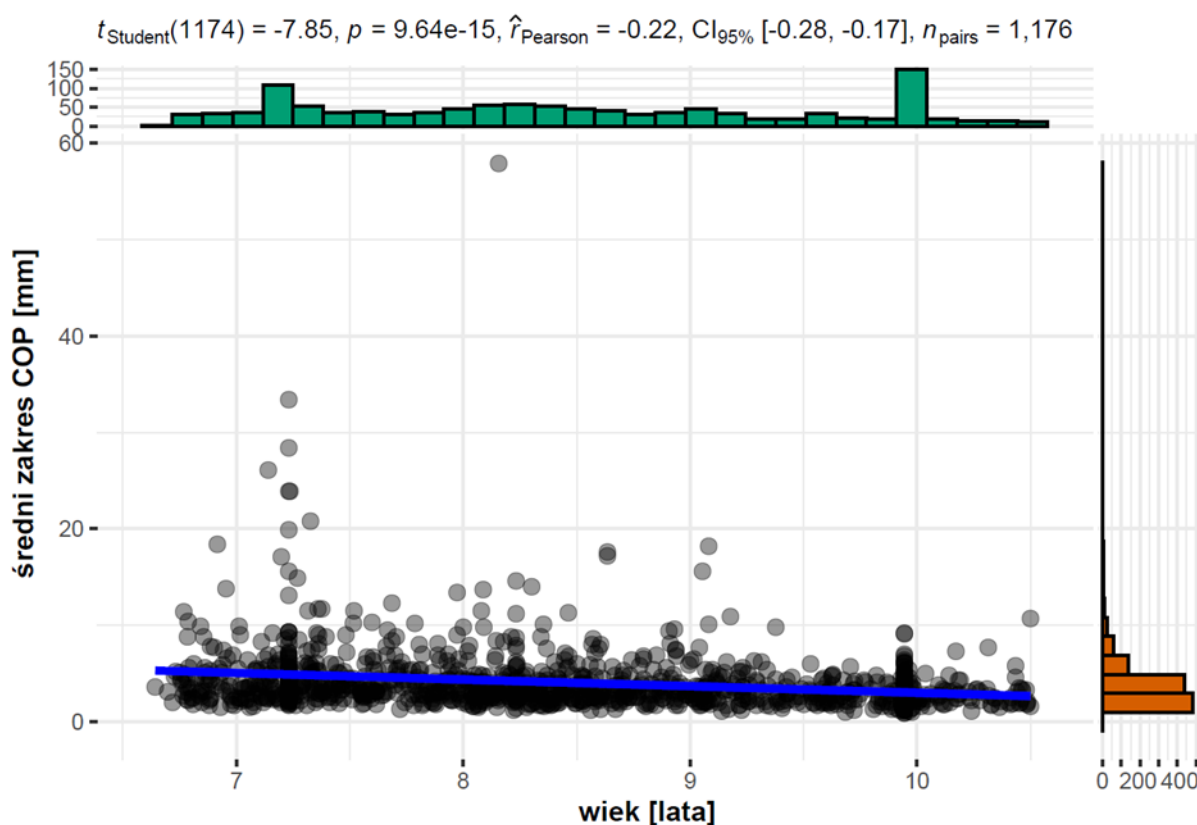
$$SP = 1248.78 - 81.64 * \text{wiek}$$

Tab.5. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na długości ścieżki COP (SP) (n=1176).

	β	CI 95%	$Pr(> t)$
(stała)	1248.78	1143.18 – 1334.39	<0.001
wiek	-81.64	-92.84 – -70.45	<0.001
$R^2/R^2_{adj} = 0.15/0.15$			

Zakres przemieszczeń COP

Zakres wychwiał (*sway range*) jest jedną z podstawowych zmiennych stosowanych do oceny posturogramu. Dostarcza on informacji o granicach stabilności ciała, czyli o możliwościach maksymalnego jego wychylenia w kierunkach bocznym i przednio-tylnym. Zakres definiowany jest jako różnica pomiędzy skrajnymi odchyleniami COG w poszczególnych kierunkach. Anatomiczną granicę stabilności ciała wyznacza obrys zewnętrznych krawędzi stóp, ale faktyczny obszar stabilności jest znacznie mniejszy. W normalnych warunkach człowiek nigdy nie wychyla ciała w takim zakresie, żeby osiągnąć granice obszaru stabilności, gdyż to grozi upadkiem. U małych dzieci zakres przemieszczeń COP może zbliżać się do granic maksymalnego wychylenia ciała ze względu na niewielkie odczucia zagrożenia utratą równowagi.



Ryc.6. Zależność pomiędzy wiekiem a średnim zakresem COP (MA). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu.

Analiza korelacji pomiędzy wiekiem a średnim zakresem COP (MA) wykazała istotną ujemną zależność o małej sile ($r=-0.22, p<0.001$). Odnotowano też liniową zależność pomiędzy badanymi czynnikami (ryc. 6). Wpływ wieku na MA obliczono w oparciu o jednoczynnikową regresję liniową, której wyniki przedstawiono w tabeli 6. Wykazano, że w każdym z kolejnych przedziałów wieku kalendarzowego MA zmniejszał się o 0.68 mm.

$$MA = 9.85 - 0.68 * \text{wiek}$$

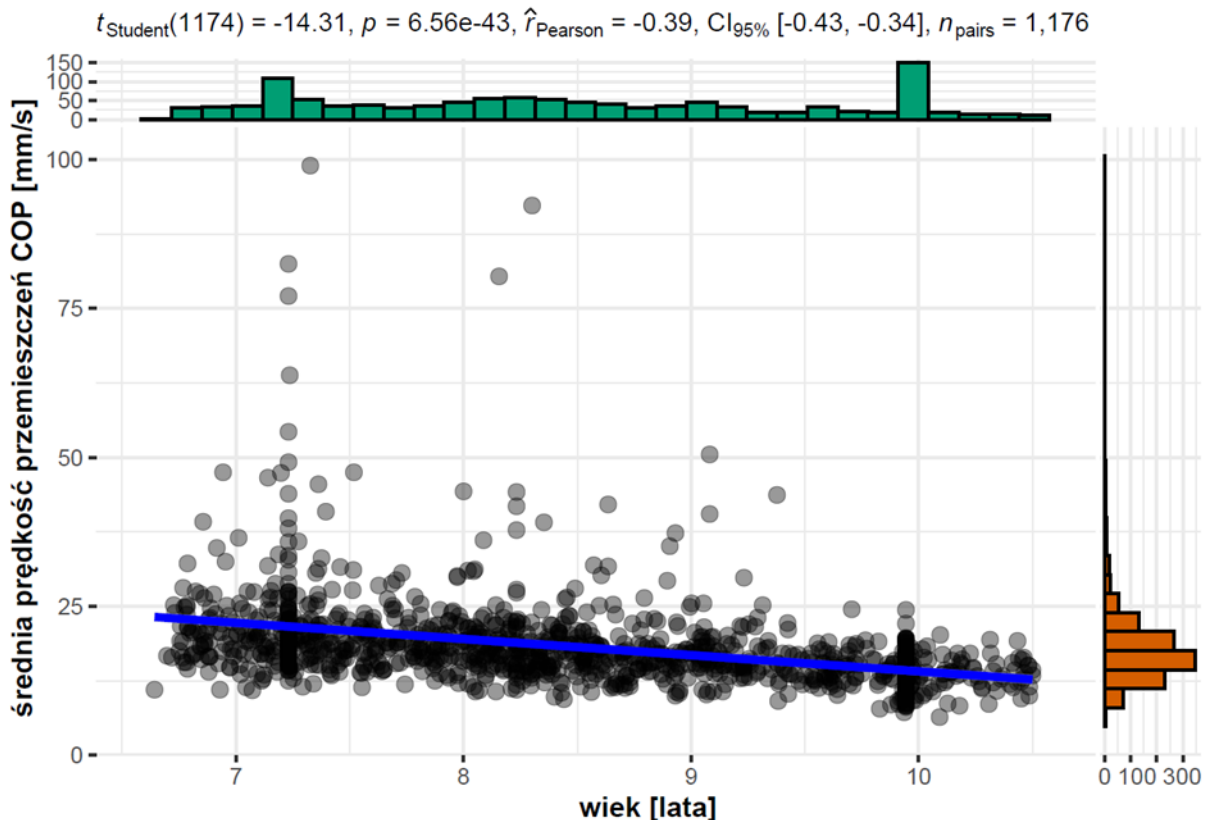
Tab.6. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na średni zakres COP (MA) (n=1229).

	β	CI 95%	$Pr(> t)$
(stała)	9.85	8.39 – 11.31	<0.001
wiek	-0.68	-0.86 – -0.51	<0.001

$R^2/R^2_{adj} = 0.05/0.05$

Prędkość przemieszczeń COP

Szybkość przemieszczeń COP (MV) zawiera informacje o dynamice zmian położenia punktu nacisku stóp w różnych kierunkach ruchu. Średnia prędkość przemieszczeń COP jest stosunkiem długości ścieżki (SP) przemieszczeń COP we wszystkich kierunkach do czasu trwania pomiaru. Prędkość COP wskazuje na szybkość zmian położenia tego punktu, co odzwierciedla sprawność uruchamiania reakcji posturalnych podczas stania.



Ryc.7. Zależność pomiędzy wiekiem a średnią prędkością przemieszczeń COP (MV). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu.

Analiza relacji pomiędzy wiekiem a średnią prędkością przemieszczeń COP wykazała istotną ujemną zależność o umiarkowanej sile, $r=-0.30$, $p<0.001$ (ryc. 7). Podobnie jak w przypadku SP i MA, charakteryzowała się ona liniowością przebiegu. Wpływ czynnika wieku na średnią prędkość przemieszczeń COP (MV) obliczono w oparciu o jednoczynnikową regresję liniową, której wyniki przedstawiono w tabeli 7. Wykazała ona, że przyrost wieku o jeden rok istotnie wpływał na spowalnianie średnich przemieszczeń COP o 2.72 mm/s.

$$MV = 41.29 - 2.72 * \text{wiek}$$

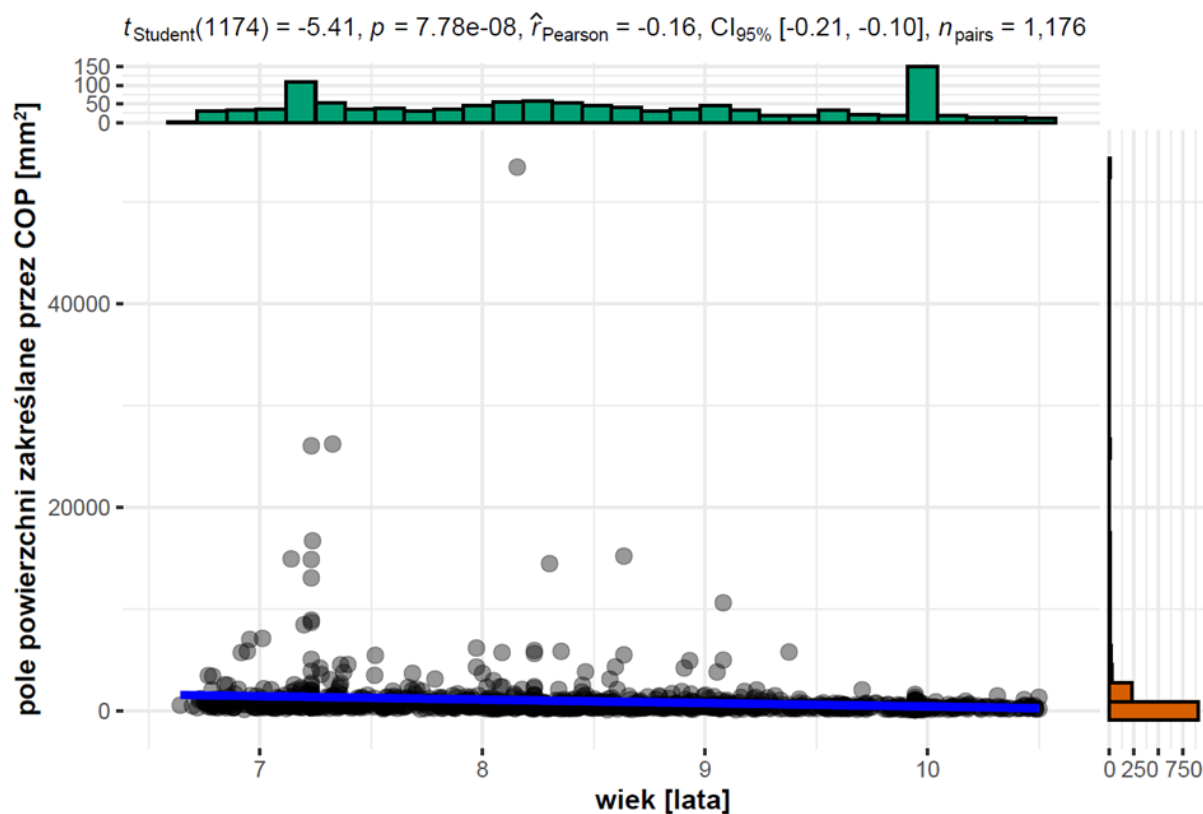
Tab.7. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na prędkość przemieszczeń COP (MV) (n=1176).

	B	CI 95%	Pr(> t)
(stała)	41.29	38.11 – 44.48	<0.001
wiek	-2.72	-2.72 – -2.35	<0.001

Adnotacja: $R^2/R^2_{adj} = 0.15/0.15$

Pole powierzchni zakreślane przez COP

Ta miara stabilności określa pole powierzchni wyznaczone przez przemieszczający się punkt COP na powierzchni podstawy. Jest ona całkowitą powierzchnią jaką podczas próby zajmuje zapis oscylacji punktu nacisku obu stóp na podłoże we wszystkich kierunkach.



Ryc.8. Zależność pomiędzy wiekiem a polem powierzchni zakreślonym przez COP (SA). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu.

Analiza korelacji pomiędzy wiekiem a polem powierzchni zakreślanej przez COP (SA) wykazała istotną ujemną zależność o małej sile, $r = -0.16$, $p < 0.001$ (ryc. 8). Odnotowano również liniowość zależności pomiędzy badanymi zmiennymi. Wobec uzyskania istotnych wyników analizy korelacji, w oparciu o jednoczynnikową regresję liniową obliczono wpływ wieku na SA. Wyniki analizy przedstawiono w tabeli 8. Stwierdzono, że każdy kolejny przedział roku kalendarzowego powodował istotne zmniejszenie pola powierzchni zakreślanej przez COP (SA) o 339.55 mm^2 .

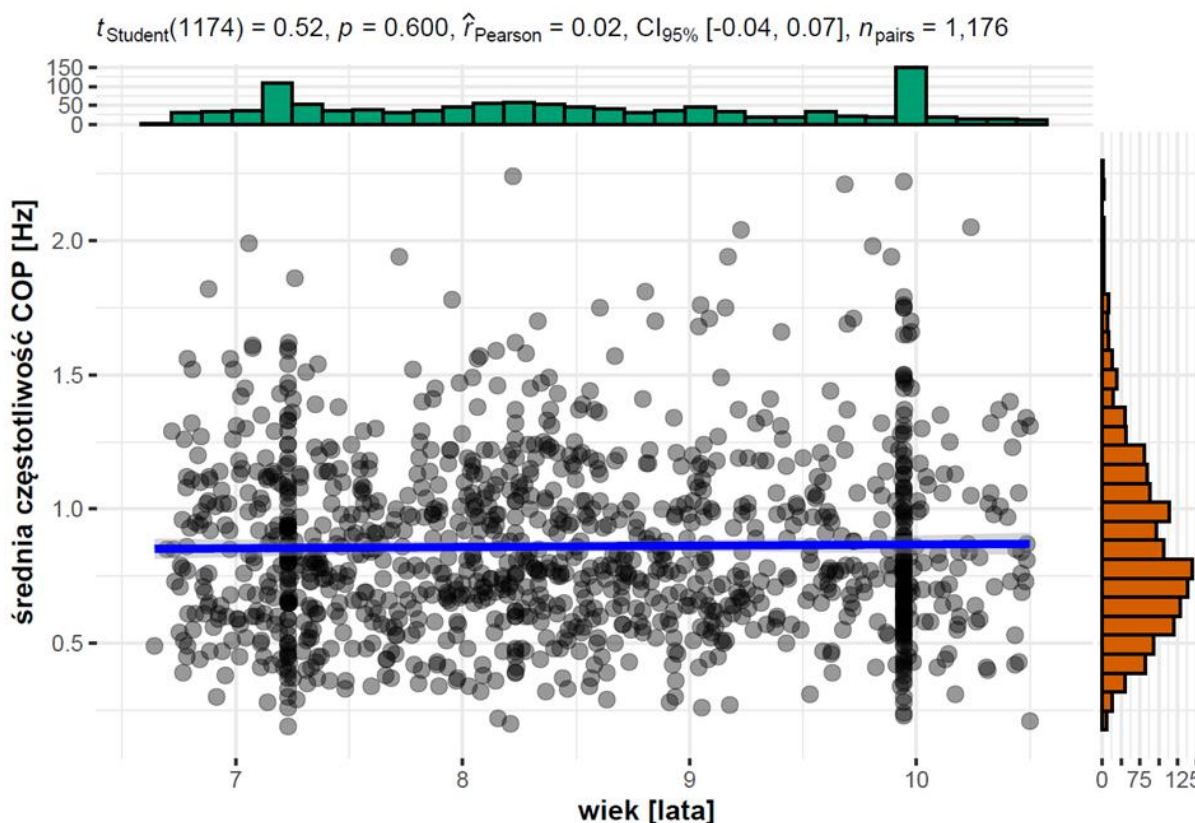
$$SA = 3836.41 - 339.55 * \text{wiek}$$

Tab.8. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na wielkość pola powierzchni zakreślonego przez COP (SA) (n=1176).

	B	CI 95%	Pr(> t)
(stała)	3836.41	2784.26 – 4888.57	<0.001
wiek	-339.55	-462.78 – -216.33	<0.001

$R^2/R^2_{adj} = 0.15/0.15$

Średnia częstotliwość oscylacji COP



Ryc.9. Zależność pomiędzy wiekiem a średnią częstotliwością oscylacji COP (MF). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu.

Częstotliwość korekcyjnych przemieszczeń punktu nacisku stóp na podłoże wokół estymowanego przebiegu ogólnego środka masy ciała (COM) jest pośrednio

odzwierciedleniem sprawności działania przewodzenia nerwowo-mięśniowego u człowieka podczas utrzymywania równowagi w pozycji stojącej (Kuczyński 2003). Korekcyjne zmiany COP są odpowiedzią na wychylenia ciała i oscylują częściej i w większym zakresie niż zmiana położenia rzutu COM na powierzchnię podstawy stóp. Warunek ten musi być zawsze spełniony, aby możliwe stało się utrzymanie równowagi w pionowej pozycji ciała.

Wyniki korelacji pomiędzy wiekiem a średnią częstotliwością przemieszczeń COP (MF) nie potwierdziły występowania istotnej relacji pomiędzy tymi zmiennymi, $r=0.02$, $p=0.600$ (ryc. 9).

*

Analiza zmian poziomu stabilności posturalnej wraz z wiekiem badanych dzieci wykazała, że w warunkach stabilnego podłoża, podczas stania swobodnego, prawie wszystkie zarejestrowane na platformie dwupłytkowej parametry wskazywały na istotną jej poprawę. Zależności takiej nie odnotowano jedynie w zakresie częstotliwości wychwiał (MF). Najsilniejsze, ujemne relacje pomiędzy wiekiem a wynikami stabilności stwierdzono w odniesieniu do długości ścieżki (SP: $r=-0.39$, $p < 0.001$), prędkości przemieszczeń COP (MV: $r=-0.30$, $p < 0.001$) oraz ich zakresu ($r=-0.22$, $p < 0.001$). Istotne zależności, ale o niewielkiej sile powiązania stwierdzono również pomiędzy wiekiem a polem powierzchni przemieszczeń COP (SA: $r=-0.16$, $p < 0.001$). We wszystkich przypadkach relacje pomiędzy wiekiem kalendarzowym badanych a uzyskanymi przez nich wynikami na platformie stabilograficznej miały charakter liniowy, wskazując na stałą, proporcjonalną poprawę stabilności podczas stania swobodnego na stałym podłożu.

4.2.2. Wpływ wieku na poziom równowagi na podłożu niestabilnym

Podobnie jak w przypadku stabilnego podłoża również w warunkach dynamicznych odnotowano istotną poprawę miar stabilności w przeciągu okresu badawczego, jednak te pozytywne zmiany dotyczyły głównie przedziału 7-8 lat (tab.9). Pomędzy wiekiem 9-10 lat wartości miar platformy balansowej pozostawały zbliżone, a różnice pomiędzy nimi statystycznie nieistotne. W ujęciu relatywnym, w całym badanym przedziale wieku największej poprawie uległa precyzja balansowania (PW – 56%), dalej ogólna ocena próby (IS – 37%) i różnica powierzchni pomiędzy linią wzorcową a wykonaniem (PC – 31%).

Istotność różnic pomiędzy wynikami poszczególnych miar stabilności w warunkach niestabilnego podłoża dla każdej z badanych kategorii wiekowych obliczono w oparciu o test Kruskala-Wallisa a jego wyniki przedstawiono w tabeli 9.

Tab.9. Wyniki istotności różnic poszczególnych miar równowagi w warunkach dynamicznych pomiędzy kolejnymi rocznikami badanych dzieci.

zmienna	wiek								p
	7 lat (n=323)		8 lat (n=355)		9 lat (n=264)		10 lat (n=288)		
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
IS	*27,2	8,3	*21,3	7,3	17,8	5,9	17,2	5,1	**0,0000
PC [°s]	*387,1	103,4	*315,3	89,3	273,4	71,0	266,0	61,6	**0,0000
PW [°s]	*160,0	82,4	*105,7	66,4	75,7	50,0	70,0	42,3	**0,0000

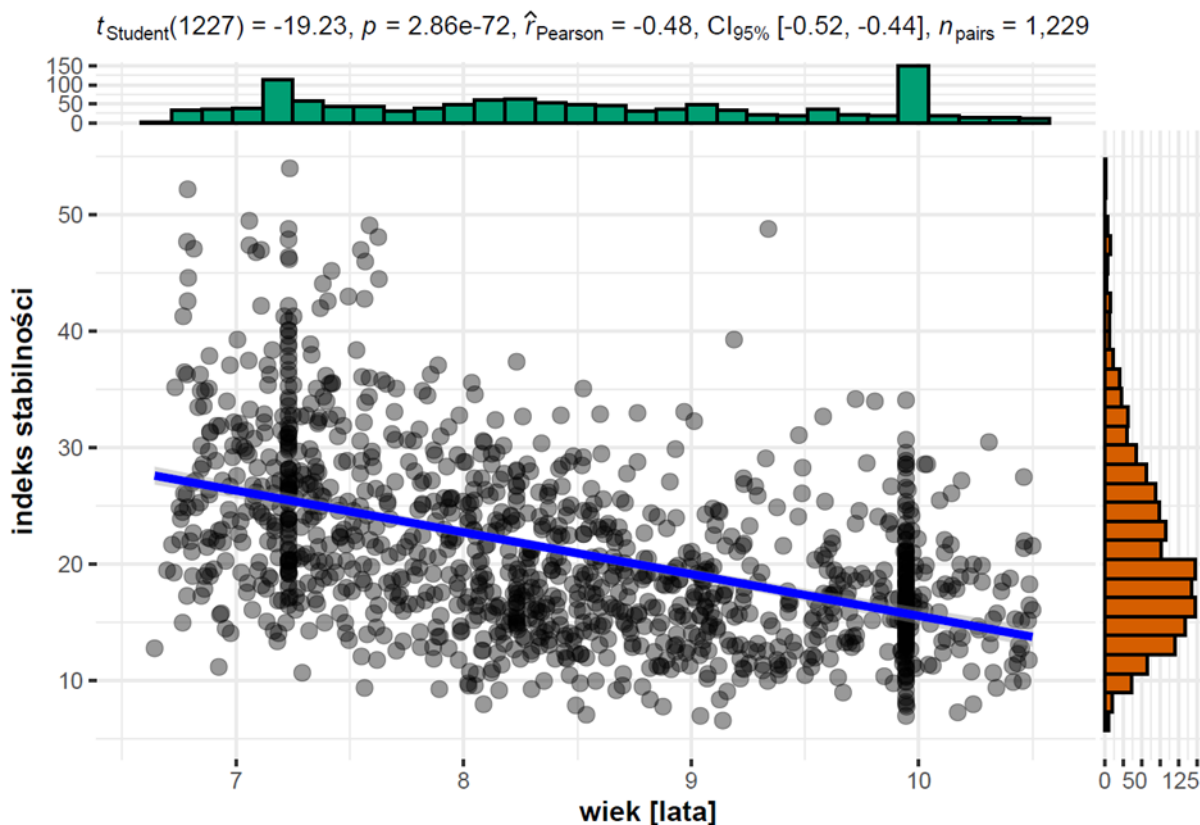
** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

IS – indeks stabilności; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

Indeks stabilności

Indeks stabilności jest ogólną oceną poziomu równowagi na platformie balansowej Libra. Oprogramowanie urządzenia wyznacza go na podstawie średniej ważonej czterech parametrów: powierzchni całkowitej, powierzchni wyjścia, czasu wyjścia i maksymalnego czasu wyjścia. Indeks przyjmuje wartości w przedziale od 0 do 100; gdzie 0 oznacza najwyższy poziom stabilności, a 100 najniższy.



Ryc. 10. Zależność pomiędzy wiekiem a wartością indeksu stabilności (IS).
Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu.

Analiza korelacyjna pomiędzy wiekiem a indeksem stabilności (IS) wykazała istotną ujemną zależność o umiarkowanej sile ($r=-0.48, p<0.001$) i liniowym przebiegu związku (ryc. 10).

Jednoczynnikowa regresja liniowa potwierdziła istotny wpływ wieku na ogólny wynik balansowania. Wykazano, że w każdym kolejnym jego przedziale IS obniżał się o 3.59 punktu.

$$IS = 51.45 - 3.59 * \text{wiek}$$

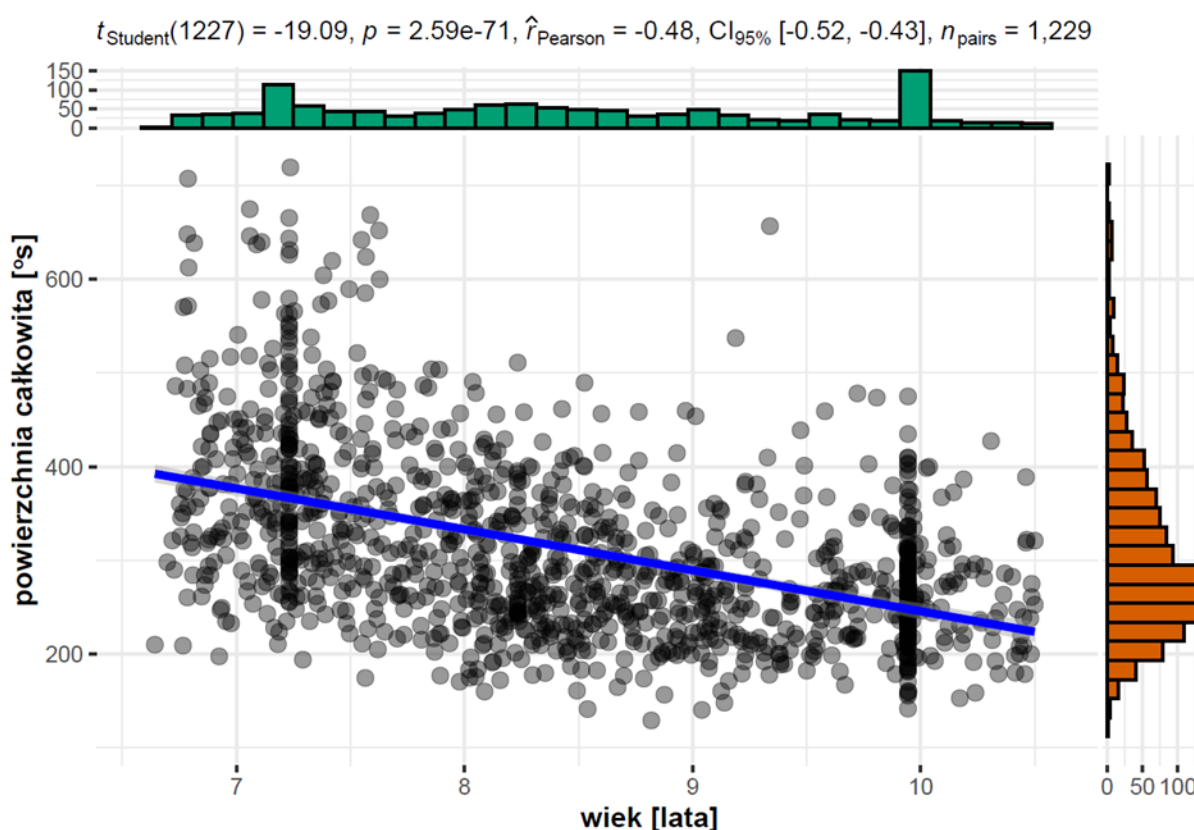
Tab.10. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na indeks stabilności (IS) (n=1229).

	<i>B</i>	<i>CI 95%</i>	<i>Pr(> t)</i>
(stała)	51.45	48.33 – 54.56	<0.001
wiek	-3.59	-3.95 – -3.22	<0.001

$R^2/R^2_{adj} = 0.23/0.23$

Powierzchnia całkowita

Parametr ten jest głównym wyznacznikiem poziomu stabilności na platformie balansowej, niezależnym od przyjętego stopnia trudności testu. Określa pole powierzchni zawarte pomiędzy linią wzorcową a rzeczywistym torem ruchu. Jego mniejsza wartość świadczy o wyższym poziomie stabilności.



Ryc.11. Zależność pomiędzy wiekiem a powierzchnią całkowitą (PC).
Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu.

Powiązania pomiędzy wiekiem badanych a zakreślona przez nich podczas realizacji zadania równoważnego powierzchnią całkowitą (PC) okazały się istotne, a ich siła umiarkowana ($r=-$

0.48, $p < 0.001$) (ryc. 11). Odnotowane zależności miały charakter liniowy. Analiza jednoczynnikowej regresji liniowej wykazała istotny wpływ wieku na PC. Każdy kolejny rok życia badanych dzieci skutkowało obniżeniem się wartości PC o 43.69°s.

$$PC = 682.67 - 43.69 * \text{wiek}$$

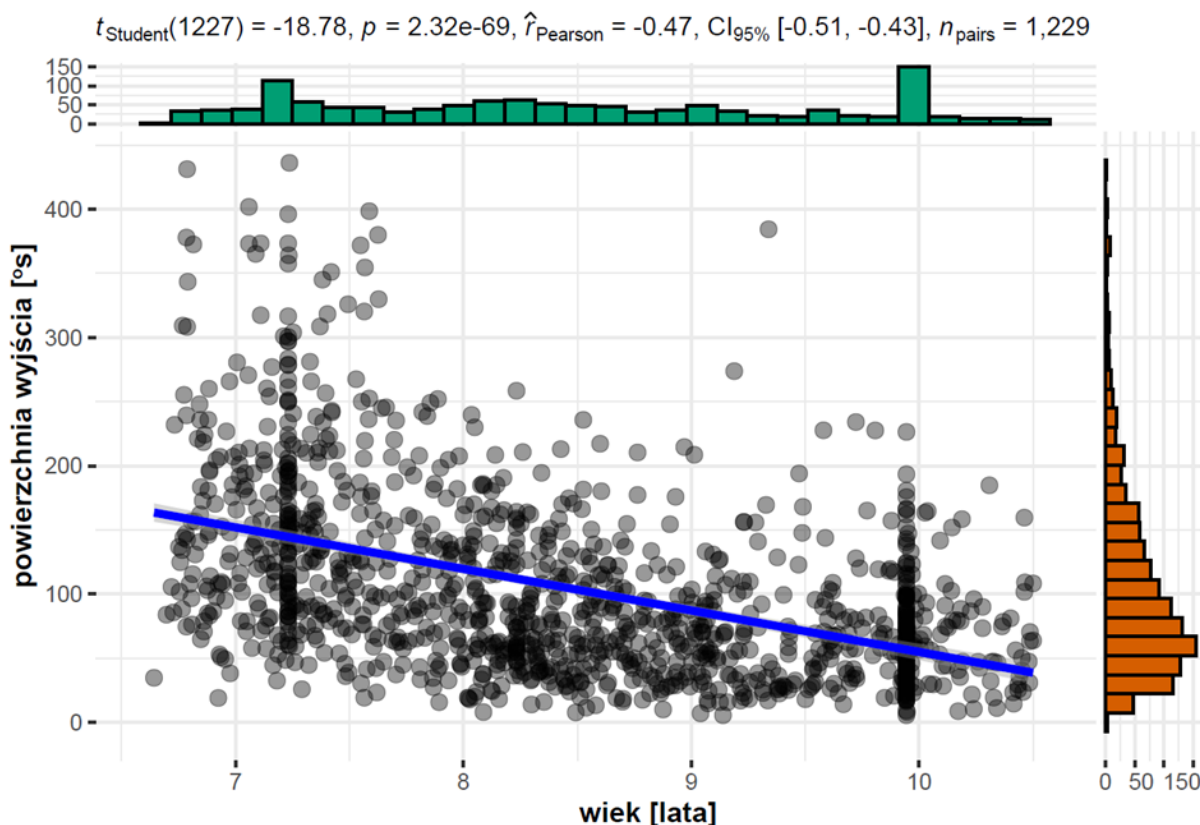
Tab.11. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na powierzchnię całkowitą (PC) (n=1229).

	<i>B</i>	<i>CI 95%</i>	<i>Pr(> t)</i>
(stała)	682.67	644.44 – 720.89	<0.001
wiek	-43.69	-48.18 – -39.20	<0.001

$R^2/R^2_{adj} = 0.23/0.23$

Powierzchnia wyjścia

Ostatnim z analizowanych parametrów platformy balansowej była powierzchnia wyjścia (PW). Określa on zakres w jakim badany przekracza założony przez operatora stopień trudności testu i charakteryzuje precyzję balansowania. Jego niska wartość świadczy o niewielkim zakresie wychyleń platformy od przyjętego wzorca (w bieżących badaniach nieprzekraczających 5° w każdą stronę).



Ryc.12. Zależność pomiędzy wiekiem a powierzchnią wyjścia (PW).
Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu.

Siła związku pomiędzy wiekiem a powierzchnią wyjścia była analogiczna jak w przypadku PC i wyniosła $r=-0.48$, $p<0.001$ (ryc. 12). Jej przebieg był również liniowy. Jednoczynnikowa regresja liniowa wykazała, że wzrost wieku o jeden rok powodował poprawę precyzji balansowania o 32.36° s (tab.12).

$$PW = 378.50 - 32.36 * \text{wiek}$$

Tab.12. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na powierzchnię wyjścia (PW) (n=1229).

	<i>B</i>	<i>CI 95%</i>	<i>Pr(> t)</i>
(stała)	378.50	379.73 – 407.28	<0.001
wiek	-32.36	-37.74 – -28.98	<0.001
<i>R²/R²_{adj} = 0.22/0.22</i>			

*

Zadanie badanego na platformie balansowej polegało, nie jak na stabilograficznej na nieruchomym utrzymaniu sylwetki podczas stania swobodnego, ale na świadomej utracie równowagi i jej odzyskiwaniu w wyniku realizacji zadania równoważnego, polegającego na dopasowaniu wychwiań ciała do zadanego przez komputer sinusoidalnego toru. Przeprowadzona analiza ujawniła silne i istotne statystycznie relacje pomiędzy badanymi miarami stabilności a wiekiem metrykalnym badanych. Okazały się one silniejsze niż w przypadku stania swobodnego na stabilnym podłożu. Pomimo różnej procedury wyznaczania analizowanych parametrów platformy Libra (IS, PC i PW), siła ich związku z wiekiem badanych była jednakowa i wyniosła $r=-0.48$, $p<0.001$. Siła stwierdzonych relacji, jak i liniowy ich przebieg, wskazuje u badanych dzieci na proporcjonalną poprawę zdolności utrzymania równowagi na podłożu niestabilnym w kolejnych przedziałach wieku.

4.3. Relacje wybranych wskaźników somatycznych z poziomem stabilności badanych dzieci

Wymiary długościowe oraz szerokościowe ciała, masywność układu szkieletowego, umięśnienie, otłuszczenie — wszystkie te zmienne wpływają na umiejscowienie środka ciężkości (COM) (Winter 2009). Jego położenie ma znaczenie dla określenia zakresu granic stabilności, jak też wpływa na wybór strategii posturalnych (Kejonen i wsp. 2003). Ważne jest jak wysoko nad powierzchnią podparcia umiejscowiony jest COM oraz jaką masą badany na nią oddziałuje. W niniejszych badaniach jako predyktory budowy somatycznej, mogące mieć największe znaczenie dla powiązań budowy somatycznej z poziomem stabilności, wybrano wskaźniki Manouvrier'a (WM) oraz BMI.

Dla określenia długości kończyny dolnej powszechnie zalecany jest pomiar wysokości spojenia łonowego (*symphyzion*, *sy*), jednak ze względu na jego umiejscowienie może on narażać na trudności w wyznaczeniu, zwłaszcza u dzieci. Z praktycznego punktu widzenia najlepsza jest ocena długości kończyny dolnej jako różnicy między wysokością ciała i wysokością siedzeniową (*bh-sh*). Wielkość *bh-sh* różni się wprawdzie znacznie od wysokości *sy*, ale dobrze oddaje proporcje ciała. Relacje wysokości siedzeniowej do wysokości ciała (wskaźnik Manouvrier'a) są często stosowane jako miara proporcji długościowej, a zatem jako miara względnej długości kończyn dolnych (Bogin i Varela-Silva 2010; Stupnicki i Głogowska 2019). Wykorzystaną w analizach klasyfikację wskaźnika Manouvrier'a w skali ciągłej i porządkowej przedstawiono w tabeli 13.

Tab.13. Klasyfikacja wskaźnika Manouvrier'a w skali ciągłej i porządkowej.

klasyfikacja	wskaźnik Manouvrier'a (WM) na skali ciągłej	wskaźnik Manouvrier'a na skali porządkowej
hyperbrachyskelus	$WM < 75.0$	skrajnie niski
brachyskelus	$75.0 \leq WM < 79.9$	bardzo niski
subbrachyskelus	$80.0 \leq WM < 84.9$	niski
mesatyskelus	$85.0 \leq WM < 89.9$	średni
submakroskelus	$90.0 \leq WM < 94.9$	wysoki
makroskelus	$95.0 \leq WM < 99.9$	bardzo wysoki
hypermakroskelus	$WM \geq 100.0$	skrajnie wysoki

Na podłożu stabilnym większa masa przy mniejszej wysokości ciała i związane z tym niższe umiejscowienie COM sprzyja utrzymaniu stabilnej postawy (Błaszczuk 2004, Tchórzewski 2013). W warunkach dynamicznych wyższe BMI może znacząco wpływać na utrzymywanie równowagi, gdyż badany chcąc utrzymać stabilną postawę zwiększa swój zakres ruchów korekcyjnych oraz musi pokonać związaną z tym większą siłę bezwładności (Błaszczuk 2004, Tchórzewski 2013). Klasyfikację wskaźnika BMI dla dzieci w badanym przedziale wieku (7-10 lat) w skali ciągłej i porządkowej przedstawiono w tabeli 14.

Tab.14. Klasyfikacja wskaźnika wagowo-wzrostowego BMI dla dzieci w skali ciągłej i porządkowej.

wskaźnik BMI na skali ciągłej	wskaźnik BMI na skali porządkowej
$< 14,00$	niski
$14,00 \leq BMI < 17,00$	przeciętny
$17,00 \leq BMI < 19,00$	wysoki
$BMI \geq 19,00$	bardzo wysoki

Poziom zróżnicowania poszczególnych grup wskaźnika Manouvrier'a i BMI w relacji do

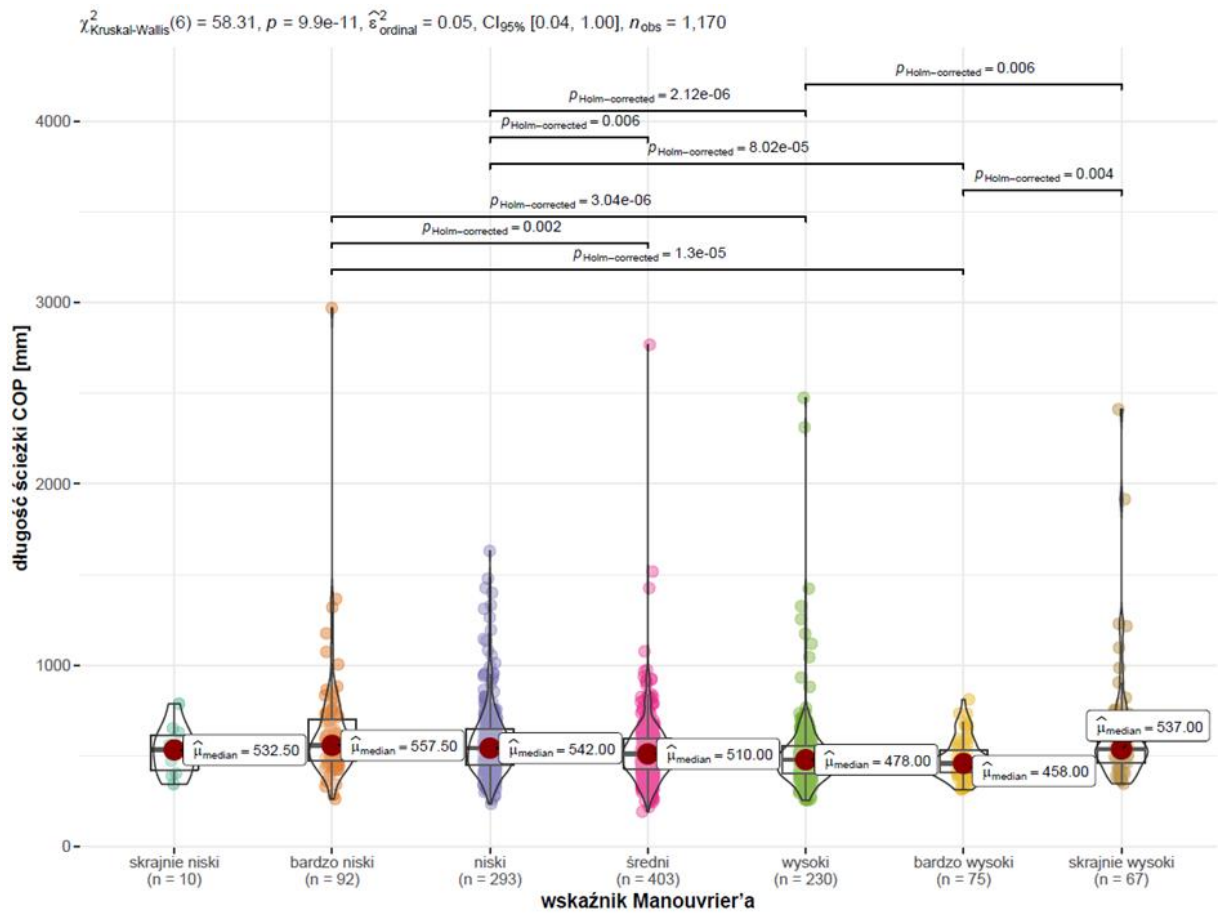
miar poziomu stabilności w warunkach statycznych i dynamicznych przedstawiono w formie wykresów skrzypcowych. Zdecydowano o ich wykorzystaniu ze względu na dużą liczbę przypadków. Każde „skrzypce” przedstawiają wyodrębnioną grupę a ich kształt stanowi oszacowanie gęstości zmiennej. Im więcej występuje punktów danych w określonym zakresie, tym skrzypce w tym miejscu są większe. Tym samym ich kształt jest estymatorem jądrowym gęstości (*KDE, kernel density estimation*). Czerwona kropka na środku wykresu zmiennej wyznacza wartość mediany, a zakreślone wokół niej pudełko reprezentuje zakres międzykwartylowy. Przez środek pudełka przebiega pozioma czarna linia odpowiadająca średniej. Przechodząca przez punkt mediany pionowa czarna linia (wąsy) reprezentuje górne i dolne wartości danych. Wykres wizualizuje gęstość oraz rozkład zmiennej dla wszystkich grup jednocześnie, co stanowi połączenie wykresu pudełkowego i gęstości. W celu zobrazowania istotności różnic pomiędzy poszczególnymi grupami u góry wykresu zaznaczono to klamrami z obliczonym poziomem p . Ponadto w nagłówku wykresu zamieszczono wynik testu sumy rang Kruskala-Wallisa lub F Welcha, współczynnik powiązania rang epsilon oraz przedział ufności.

4.3.1. Zmienność poziomu stabilności w warunkach statycznych uwarunkowana wartościami wybranych wskaźników budowy ciała

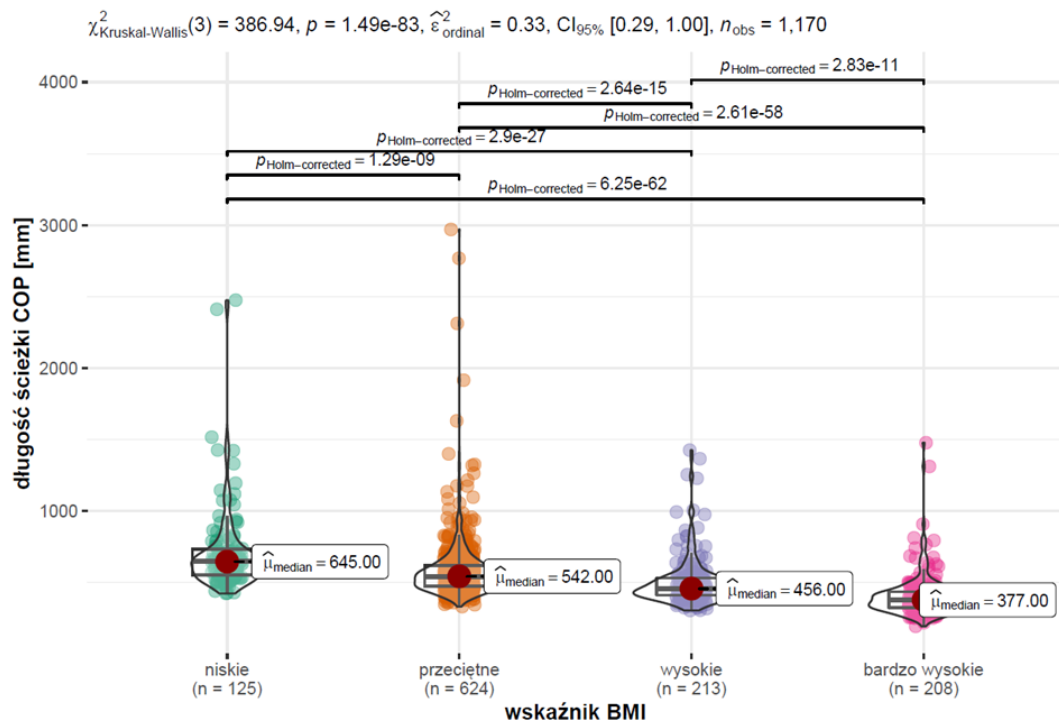
Droga przemieszczeń COP

Przeprowadzona analiza wykazała duże i istotne statystycznie zróżnicowanie długości ścieżki (SP) w relacji do długości kończyn dolnych (ryc.13). Najwyższym poziomem stabilności charakteryzowały się osoby o długich i bardzo długich kończynach w stosunku do tułowia. Niekorzystne wyniki stwierdzono u grup o skrajnie krótkich i długich kończynach. W pozostałych zróżnicowanie przebiegało proporcjonalnie i SP ulegała skracaniu w kolejnych grupach skali porządkowej, począwszy od osób o bardzo krótkich do o bardzo długich kończynach. Relatywna różnica między ich medianami wyniosła 18%.

Istotne dla przemieszczeń COP okazały się proporcje wagowo-wzrostowe. Długość ścieżki skracala się wraz ze wzrostem wartości BMI. Najniższym poziomem stabilności odznaczały się osoby o niskim BMI, a najkorzystniejsze wyniki uzyskały osoby o bardzo wysokiej jego wartości. Pomiedzy skrajnymi grupami czynnika BMI relatywne różnice sięgnęły niemal 42 % (ryc.14).



Ryc.13. Istotność różnic średnich miar rozkładów długości ścieżki COP (SP) według grup na skali Manouvrier'a.



Ryc.14. Istotność różnic średnich miar rozkładów długości ścieżki COP (SP) według grup BMI.

Wyniki dopasowania dwuczynnikowego modelu regresji z długością ścieżki COP jako zmienną zależną oraz cechami somatycznymi w postaci predyktorów BMI i wskaźnika Manouvier'a przedstawiono w tabeli 15. Istotne dla opisanego modelu okazały się tylko trzy zakresy BMI, od przeciętnego do bardzo wysokiego, co wskazuje, że na wartość SP podczas stania swobodnego u badanych dzieci istotny wpływ ma masa ciała, która wraz z jej przyrostem korzystnie wpływa na stabilność.

Tab.15. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na długość ścieżki (SP) (n=1170).

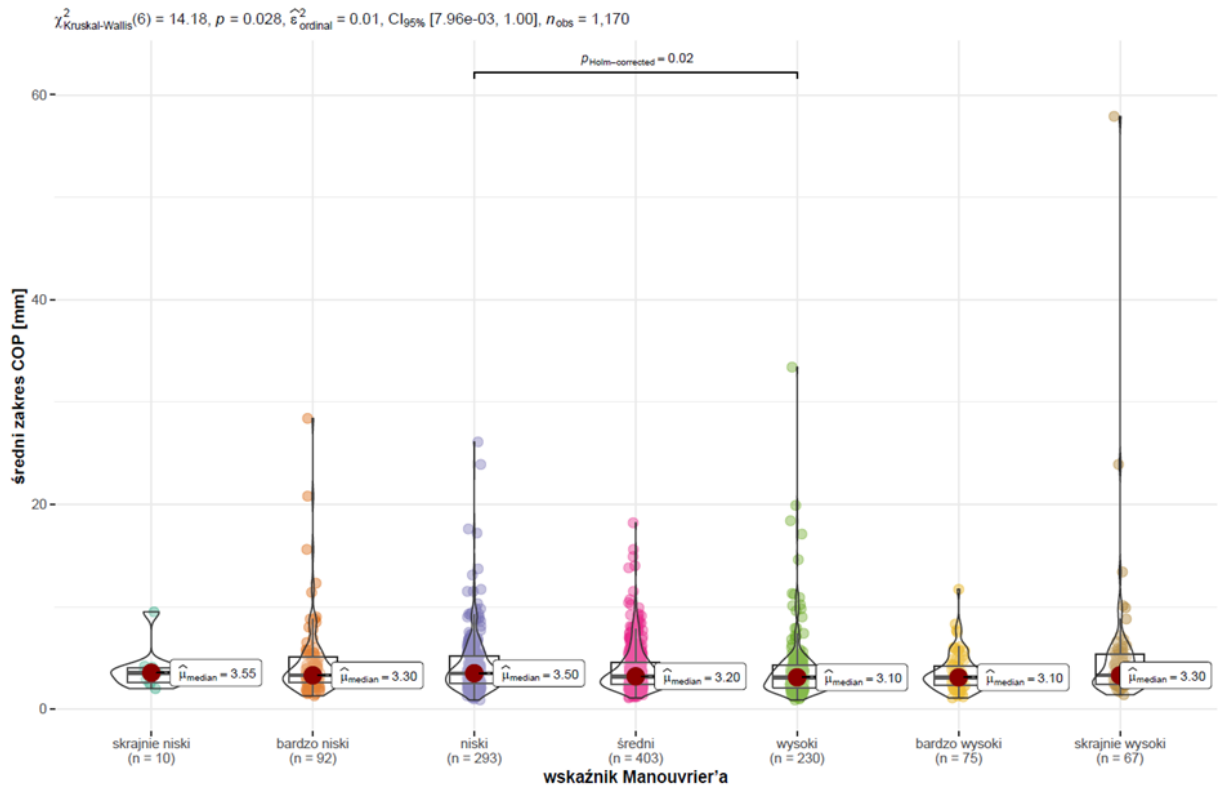
	β	CI 95%	$Pr(> t)$
(Stała)	773.73	640.95 – 906.52	<0.001
Skala BMI [przeciętny]	-136.60	-176.04 – -97.16	<0.001
Skala BMI [wysoki]	-219.80	-265.18 – -174.41	<0.001
Skala BMI [bardzo wysoki]	-316.98	-362.55 – -271.42	<0.001
Skala Manouvier'a [bardzo niski]	33.35	-100.60 – 167.31	0.625
Skala Manouvier'a [niski]	-21.11	-150.47 – 108.25	0.749
Skala Manouvier'a [średni]	-80.64	-209.46 – 48.18	0.220
Skala Manouvier'a [wysoki]	-95.50	-225.59 – 34.58	0.150
Skala Manouvier'a [bardzo wysoki]	-126.10	-261.61 – 9.41	0.068
Skala Manouvier'a [skrajnie wysoki]	9.67	-126.77 – 146.11	0.889

Adnotacja: $R^2/R^2_{adj} = 0.188/0.182$

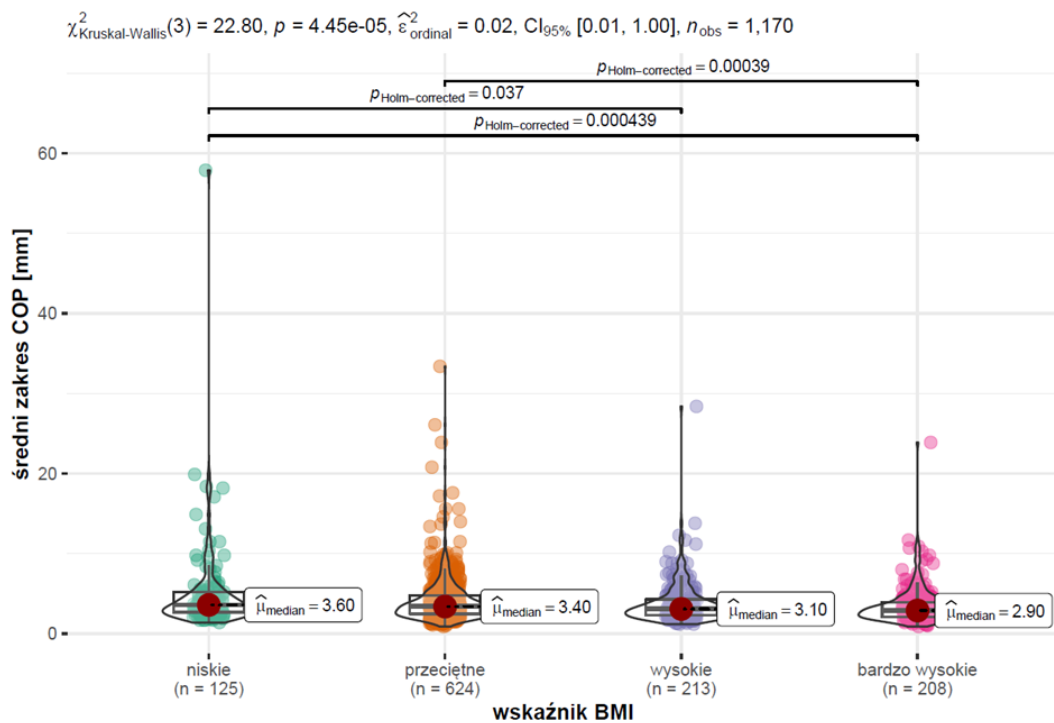
Średni zakres COP

Zakres przemieszczeń COP (MA) nie różnicował tak badanej grupy pod względem proporcji kończynowo-tułowiowych (WM) jak SP. Istotne różnice odnotowano jedynie pomiędzy osobami o krótkich i długich kończynach. W wartościach relatywnych wyniosła ona ok. 11%. Najniższe średnie wartości MA uzyskały osoby o bardzo wysokim lub wysokim WM. Najwyższe odnotowano u osób ze skrajnie niską oraz z niską wartością wskaźnika (ryc.15).

Analogiczna analiza relacji MA z BMI wskazała na istotne zróżnicowanie prawie wszystkich wyszczególnionych grup wskaźnika oprócz dwóch środkowych (ryc.16). Mediany poszczególnych przedziałów BMI wskazały na zmniejszanie się zakresu wychyleń wraz ze wzrostem relacji wagowo-wzrostowych. Najniższe wartości odnotowano w grupie o bardzo wysokim, najwyższe – o niskim BMI. Relatywna różnica MA pomiędzy medianami tych skrajnych grup wyniosła ponad 19%.



Ryc.15. Istotność różnic średnich miar rozkładów zakresu COP (MA) według grup na skali Manouvrier'a.



Ryc.16. Istotność różnic średnich miar rozkładów zakresu COP (MA) według grup BMI.

Wyniki dopasowania dwuczynnikowego modelu regresji z MA jako zmienną zależną oraz wskaźnikami antropometrycznymi w postaci predyktorów przedstawiono w tabeli 16. Podobnie jak w przypadku drogi COP, istotne w modelu okazały się tylko przeciętny, wysoki i bardzo wysoki zakres BMI. Nie wykazano natomiast wpływu na stabilność proporcji długości kończyn dolnych do tułowia.

Tab.16. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvrier'a i BMI zakres COP (MA) (n=1170).

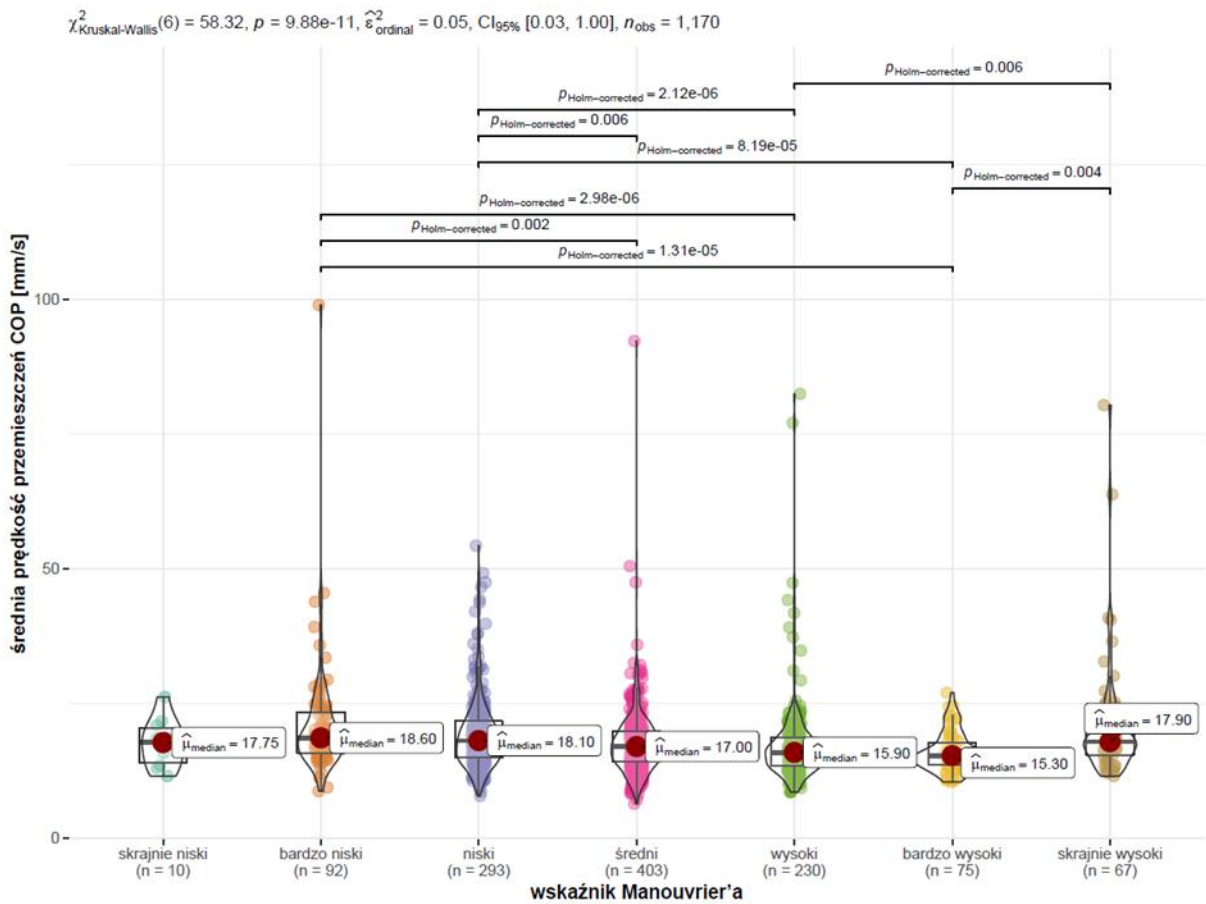
	β	CI 95%	Pr(> t)
(Stała)	5.25	3.15 – 7.35	< 0.001
Skala BMI [przeciętny]	-1.04	-1.66 – -1.41	0.001
Skala BMI [wysoki]	-1.31	-2.03 – -0.60	< 0.001
Skala BMI [bardzo wysoki]	-1.66	-1.69 – 2.55	< 0.001
Skala Manouvrier'a [bardzo niski]	0.43	-1.93 – 2.16	0.690
Skala Manouvrier'a [niski]	0.11	-2.36 – 1.71	0.914
Skala Manouvrier'a [średni]	-0.33	-2.44 – 1.68	0.754
Skala Manouvrier'a [wysoki]	-0.38	-2.76 – 1.53	0.717
Skala Manouvrier'a [bardzo wysoki]	-0.62	-1.21 – 3.11	0.571
Skala Manouvrier'a [skrajnie wysoki]	0.95	-126.77 – 146.11	0.389

Adnotacja: $R^2/R^2_{adj} = 0.031/0.023$

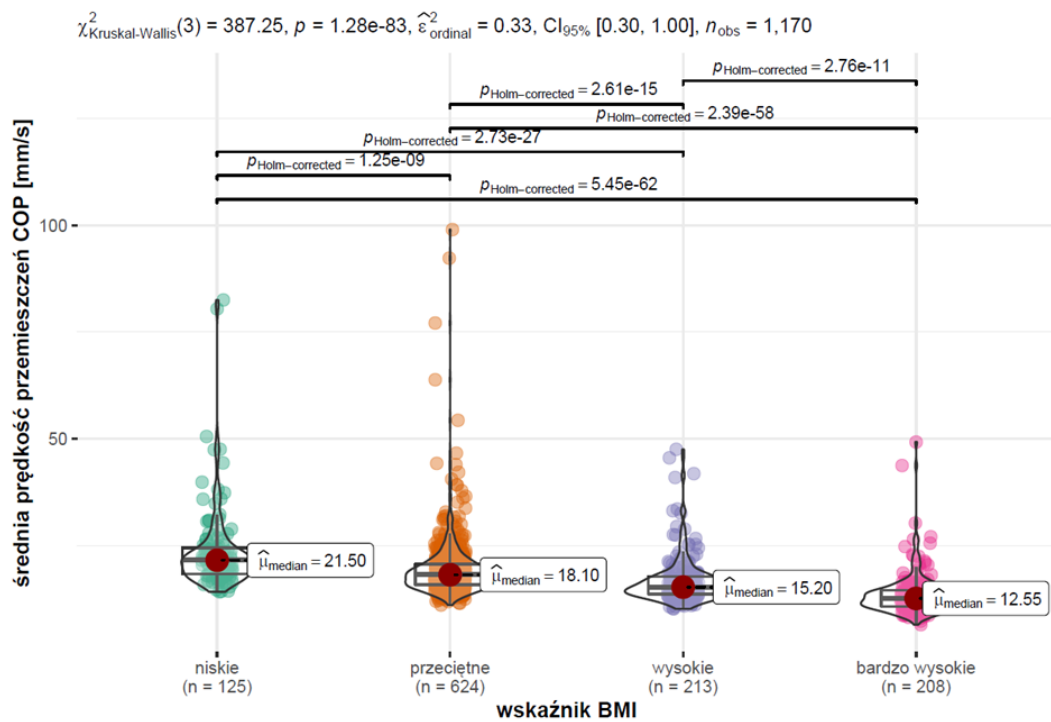
Średnia prędkość COP

Prędkość przemieszczeń COP (MV) zmieniała się w zależności od długości kończyn dolnych badanych dzieci. Stwierdzono istotne zróżnicowanie pomiędzy poszczególnymi grupami na skali WM z wyłączeniem osób o skrajnie krótkich kończynach. Wykazano, że szybkość przemieszczeń COP malała wraz ze zwiększaniem się wartości MW, czyli wraz z zwiększaniem się długości kończyn dolnych a skracaniem tułowia. Odstępstwem od tej reguły były wyniki osób o skrajnie długich kończynach (ryc. 17). Najwyższą prędkość przemieszczeń COP (MV) odnotowano u osób z bardzo niskim, a najniższą z bardzo wysokim WM. Relatywna różnica pomiędzy medianami MW osób o bardzo krótkich i bardzo długich kończynach wyniosła ok. 18%.

Podobnie jak w przypadku relacji kończynowo-tułowiowej (WM) na szybkość (MV) przemieszczania się COP istotny wpływ miały również relacje wagowo-wzrostowe (BMI). Wszystkie z czterech wyszczególnionych grup wskaźnika BMI okazały się istotnie różnić w zakresie MV. Zmiany te miały charakter proporcjonalny. Największą szybkością przemieszczania COP charakteryzowały się osoby o najniższym BMI, a najmniejszą o najwyższym (ryc.18).



Ryc.17. Istotność różnic średnich miar rozkładów prędkości przemieszczeń COP (MV) według grup na skali Manouvier'a.



Ryc.18. Istotność różnic średnich miar rozkładów prędkości przemieszczeń COP (MV) według grup BMI.

Dowodzi to, że w warunkach stania swobodnego, u badanych dzieci prędkość przemieszczania się COP stopniowo maleje wraz z relatywnym zwiększaniem się ich masy ciała. Różnica pomiędzy medianami dwóch skrajnych przedziałów o najwyższej i najniższej wartości BMI wyniosła prawie 42%.

Wyniki dopasowania dwuczynnikowego modelu regresji ze średnią prędkością przemieszczeń COP (MV) jako zmienną zależną oraz wskaźnikami antropometrycznymi w postaci predyktorów przedstawiono w tabeli 17. Średnia prędkość przemieszczeń COP w czasie próby stania swobodnego okazała się być istotnie powiązana jedynie ze wskaźnikiem BMI z wyjątkiem grupy o relatywnie najmniejszej masie ciała. Nie wykazano natomiast wpływu na stabilność proporcji długości kończyn dolnych do tułowia.

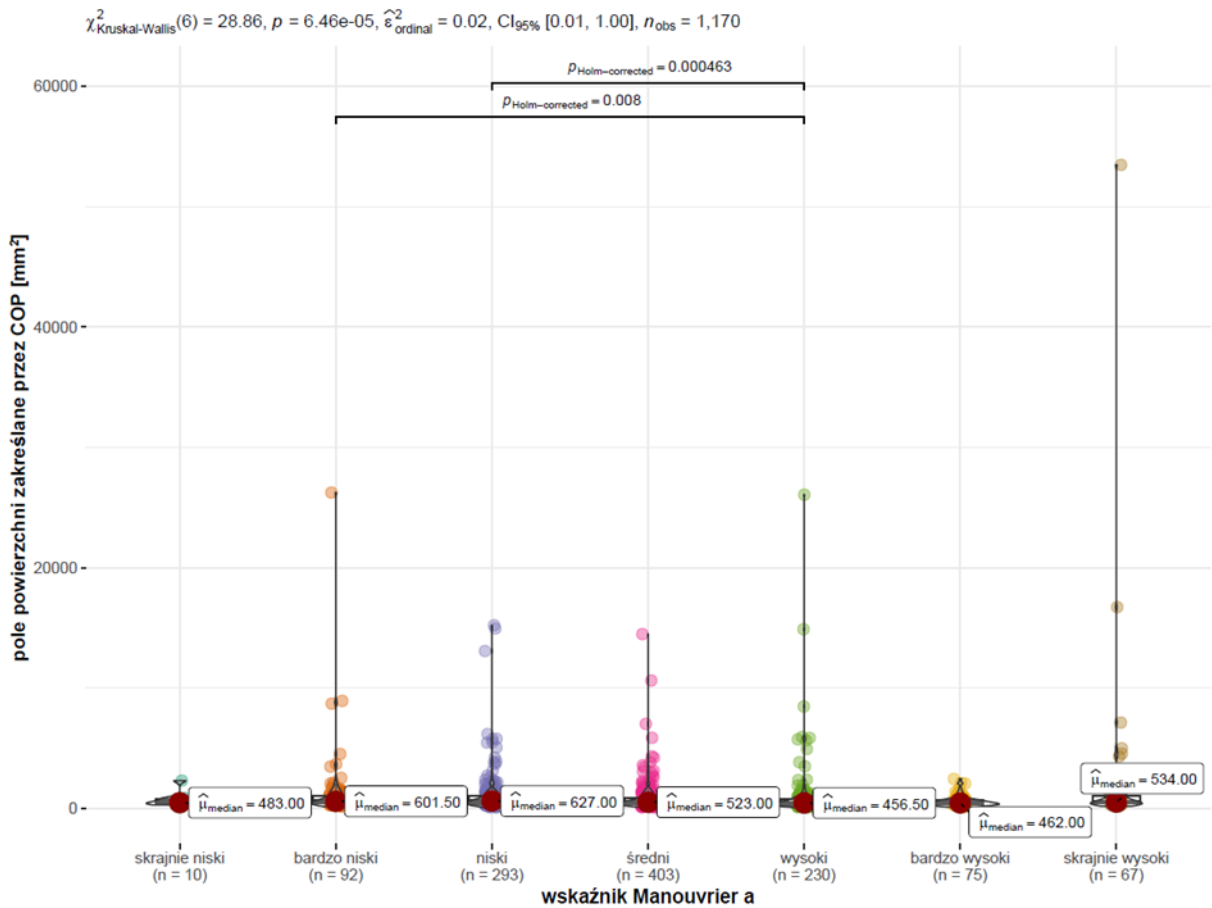
Tab.17. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na prędkości przemieszczeń COP (MV) (n=1170).

	β	CI 95%	Pr(> t)
(Stała)	25.80	21.37 – 30.22	<0.001
Skala BMI [przeciętny]	-4.56	-5.87 – -3.24	<0.001
Skala BMI [wysoki]	-7.33	-8.84 – -5.82	<0.001
Skala BMI [bardzo wysoki]	-10.57	-12.09 – -9.05	<0.001
Skala Manouvier'a [bardzo niski]	1.11	-3.35 – 5.58	0.626
Skala Manouvier'a [niski]	-0.71	-5.02 – 3.61	0.748
Skala Manouvier'a [średni]	-2.69	-6.99 – 1.60	0.219
Skala Manouvier'a [wysoki]	-3.19	-7.52 – 1.15	0.149
Skala Manouvier'a [bardzo wysoki]	-4.20	-8.72 – 0.31	0.068
Skala Manouvier'a [skrajnie wysoki]	0.32	-4.23 – 4.87	0.891

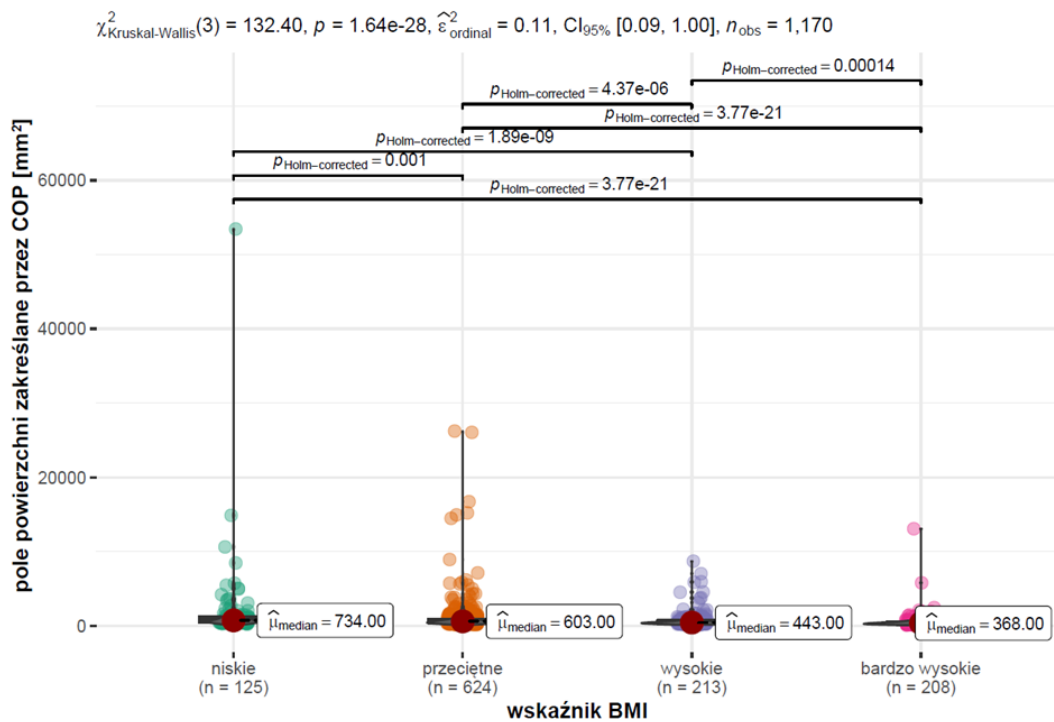
Adnotacja: $R^2/R^2_{adj} = 0.188/0.182$

Pole powierzchni określane przez COP

O ile czynniki somatyczne istotnie wpływały za długość ścieżki COP (SP), to określona nią powierzchnia nie uwidoczniła dużego zróżnicowania pomiędzy wyodrębnionymi grupami wskaźnika Manouvier'a. Istotne różnice stwierdzono jedynie pomiędzy osobami o długich i krótkich oraz bardzo krótkich kończynach dolnych. Relatywne różnice pomiędzy nimi wyniosły odpowiednio 27 i 24%. W obu przypadkach pole powierzchni COP zmniejszało się wraz ze wzrostem wartości WM, czyli ta miara stabilności poprawiała się wraz z długością kończyn dolnych (ryc.19).



Ryc.19. Istotności różnic średnich miar rozkładów wielkości pola powierzchni zakreślonego przez COP według grup na skali Manouvier'a.



Ryc.20. Istotność różnic średnich miar rozkładów pola powierzchni zakreślonego przez COP (SA) według grup BMI.

W odróżnieniu od relacji kończynowo-tułowiowej, relacje wagowo-wzrostowe okazały się istotnie różnicować zakreślone przez badanych pole powierzchni COP we wszystkich wyodrębnionych przedziałach (ryc.20). Powierzchnia ta malała wraz ze wzrostem masy dzieci. Stwierdzone relacje były proporcjonalne. Relatywna różnica pomiędzy medianami osób o niskim i bardzo wysokim BMI była duża, bo wyniosła prawie 50%.

Wyniki dopasowania dwuczynnikowego modelu regresji z polem powierzchni COP (SA) jako zmienną zależną oraz wskaźnikami antropometrycznymi w postaci predyktorów przedstawiono w tabeli 18. Przeprowadzona analiza wykazała, że istotne w modelu okazały się jedynie zmienne relacji wagowo-wzrostowych przy największym udziale grupy o najwyższej wartości BMI. Współczynniki kierunkowe β we wszystkich tych przypadkach miały znak ujemny, co świadczy o poprawie stabilności wraz ze zwiększaniem się masy badanych dzieci. Podobnie jak przy wcześniejszych analizach parametrów platformy stabilograficznej nie odnotowano w dwuczynnikowym modelu regresji statystycznie istotnego wpływu pole powierzchni COP proporcji kończynowo-tułowiowej.

Tab.18. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na pole powierzchni zakreślane przez COP (SA) (n=1170).

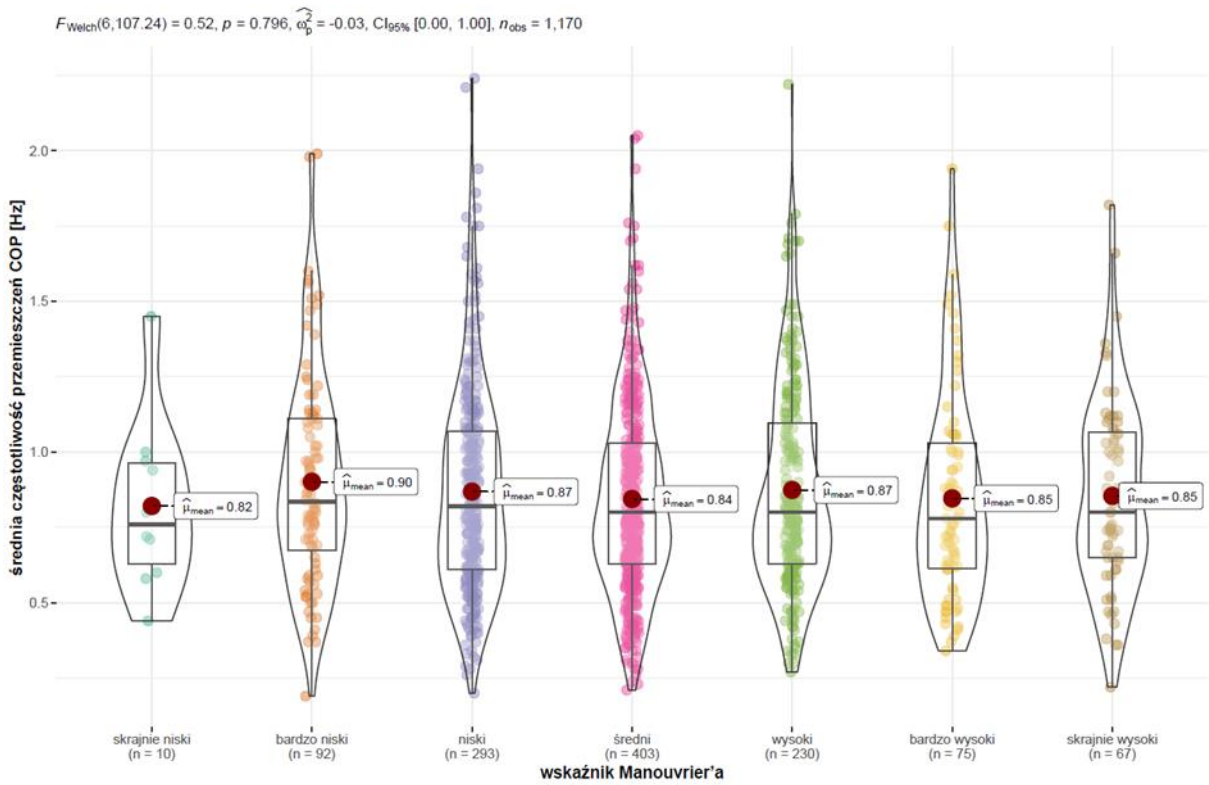
	β	CI 95%	Pr(> t)
(Stała)	1774.01	285.31 – 3262.71	0.020
Skala BMI [przeciętny]	-774.19	-1216.34 – -332.03	0.001
Skala BMI [wysoki]	-1011.94	-1520.74 – -503.14	<0.001
Skala BMI [bardzo wysoki]	-1232.53	-1743.36 – -721.70	<0.001
Skala Manouvier'a [bardzo niski]	395.80	-1106.03 – 1897.62	0.605
Skala Manouvier'a [niski]	74.05	-1376.26 – 1524.36	0.920
Skala Manouvier'a [średni]	-185.48	-1629.75 – 1258.78	0.801
Skala Manouvier'a [wysoki]	-81.13	-1539.58 – 1377.31	0.913
Skala Manouvier'a [bardzo wysoki]	-354.32	-1873.55 – 1164.90	0.647
Skala Manouvier'a [skrajnie wysoki]	1003.69	-526.0 – 2533.37	0.198

Adnotacja: $R^2/R^2_{adj} = 0.037/0.029$

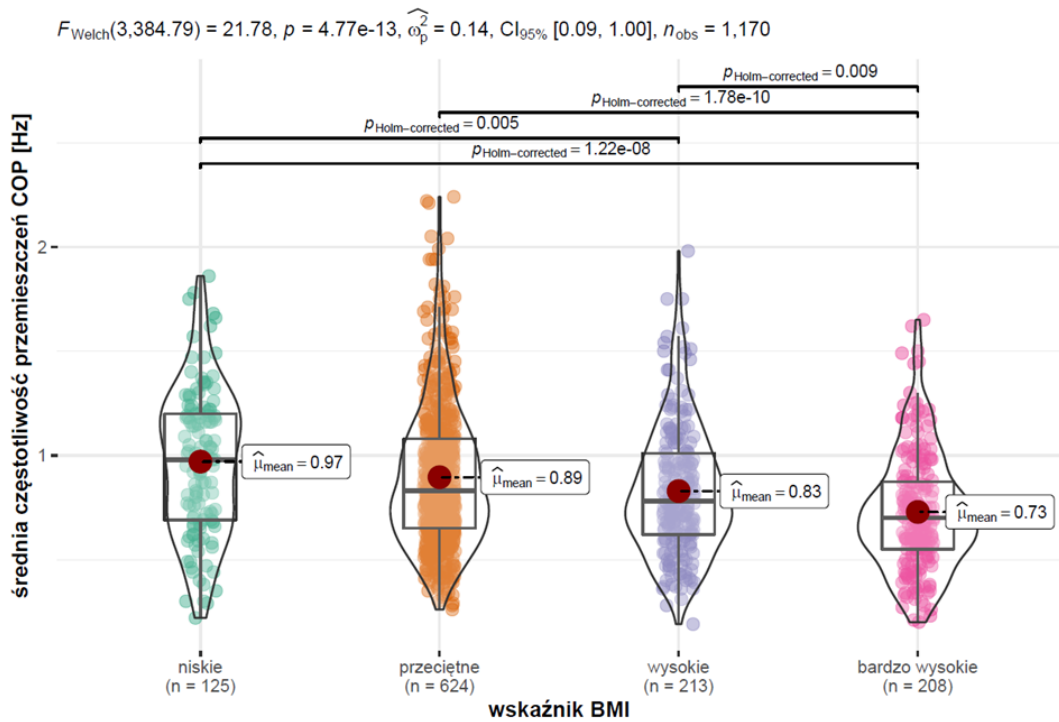
Średnia częstotliwość oscylacji COP

Ostatnią z analizowanych miar stabilności na platformie stabilograficznej była częstotliwość (MF) korekcyjnych przemieszczeń COP wokół estymowanego przebiegu COM. Zmienna ta okazała się całkowicie odporna na zmiany proporcji długości kończyn dolnych w stosunku do tułowia (WM). Nie stwierdzono żadnej statystycznie istotnej różnicy pomiędzy wyodrębnionymi siedmioma grupami współczynnika Manouvier'a. Ich mediany MF

kształtowały się ma zbliżonym poziomie w zakresie od 0,82 do 0,90 Hz (ryc.21).



Ryc.21. Istotność różnic średnich miar rozkładów częstotliwości oscylacji COP (MF) według grup na skali Manouvrier'a.



Ryc.22. Istotność różnic średnich miar rozkładów częstotliwości oscylacji COP (MF) według grup BMI.

Częstotliwość oscylacji COP okazała się wrażliwa na zmiany proporcji wagowo-wzrostowych. Wykazano istotne zróżnicowanie pomiędzy wszystkimi czterema wyodrębnionymi grupami wskaźnika BMI. Stwierdzone relacje były proporcjonalne, wskazując na zmniejszanie się częstotliwości oscylacji COP wraz ze wzrostem wartości BMI. Relatywna różnica pomiędzy osobami ze skrajnych grup, o najniższym i najwyższym BMI, wyniosła prawie 25% (ryc. 22).

Wyniki dopasowania dwuczynnikowego modelu regresji z częstotliwością (MF) korekcyjnych przemieszczeń COP jako zmienną zależną oraz wskaźnikami antropometrycznymi w postaci predyktorów przedstawiono w tabeli 19. Przeprowadzona analiza wykazała, że istotne w modelu okazały się jedynie zmienne relacji wagowo-wzrostowych przy największym udziale grupy o najwyższej wartości BMI. Współczynniki kierunkowe β we wszystkich tych przypadkach miały znak ujemny, co świadczy o poprawie stabilności wraz ze zwiększaniem się masy badanych dzieci. W dwuczynnikowym modelu regresji nie odnotowano statystycznie istotnej zależności pomiędzy częstotliwością i proporcją kończynowo-tułowiową badanych.

Tab.19. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvrier'a i BMI na częstotliwość oscylacji COP (MF) (n=1170).

	β	CI 95%	Pr(> t)
(Stała)	1.00	0.79 – 1.21	<0.001
Skala BMI [przeciętny]	-0.08	-0.14 – -0.02	0.013
Skala BMI [wysoki]	-0.15	-0.22 – -0.07	<0.001
Skala BMI [bardzo wysoki]	-0.25	-0.32 – -0.17	<0.001
Skala Manouvrier'a [bardzo niski]	0.02	-0.19 – 0.24	0.828
Skala Manouvrier'a [niski]	-0.01	-0.22 – 0.19	0.909
Skala Manouvrier'a [średni]	-0.04	-0.25 – 0.16	0.699
Skala Manouvrier'a [wysoki]	-0.02	-0.22 – 0.19	0.871
Skala Manouvrier'a [bardzo wysoki]	-0.04	-0.26 – 0.18	0.721
Skala Manouvrier'a [skrajnie wysoki]	-0.04	-0.25 – 0.18	0.752

Adnotacja: $R^2/R^2_{adj} = 0.050/0.043$

*

Przeprowadzona analiza, dotycząca uwarunkowań poziomu stabilności na stałym podłożu w zależności od budowy somatycznej badanych, wykazała duże zróżnicowanie wyodrębnionych grup w odniesieniu do wyników poszczególnych parametrów uzyskanych na platformie stabilograficznej. Prawie we wszystkich przypadkach stwierdzone różnice międzygrupowe wskazywały na poprawę poziomu stabilności wraz ze wzrostem wartości

analizowanych wskaźników antropologicznych. W grupach wskaźnika Manouvier'a wyjątkiem od tej reguły była częstotliwość oscylacji COP. W pozostałych przypadkach uzyskane wyniki sugerują systematyczne zmniejszanie się wartości poszczególnych parametrów COP wraz ze zwiększaniem się proporcji długości tułowia do kończyn dolnych na korzyść tych ostatnich. W wartościach relatywnych największe tego typu zróżnicowanie stwierdzono w odniesieniu do pola powierzchni (27%), drogi oraz szybkości COP (18%). Mniejsze dotyczyło zakresu przemieszczeń (11%).

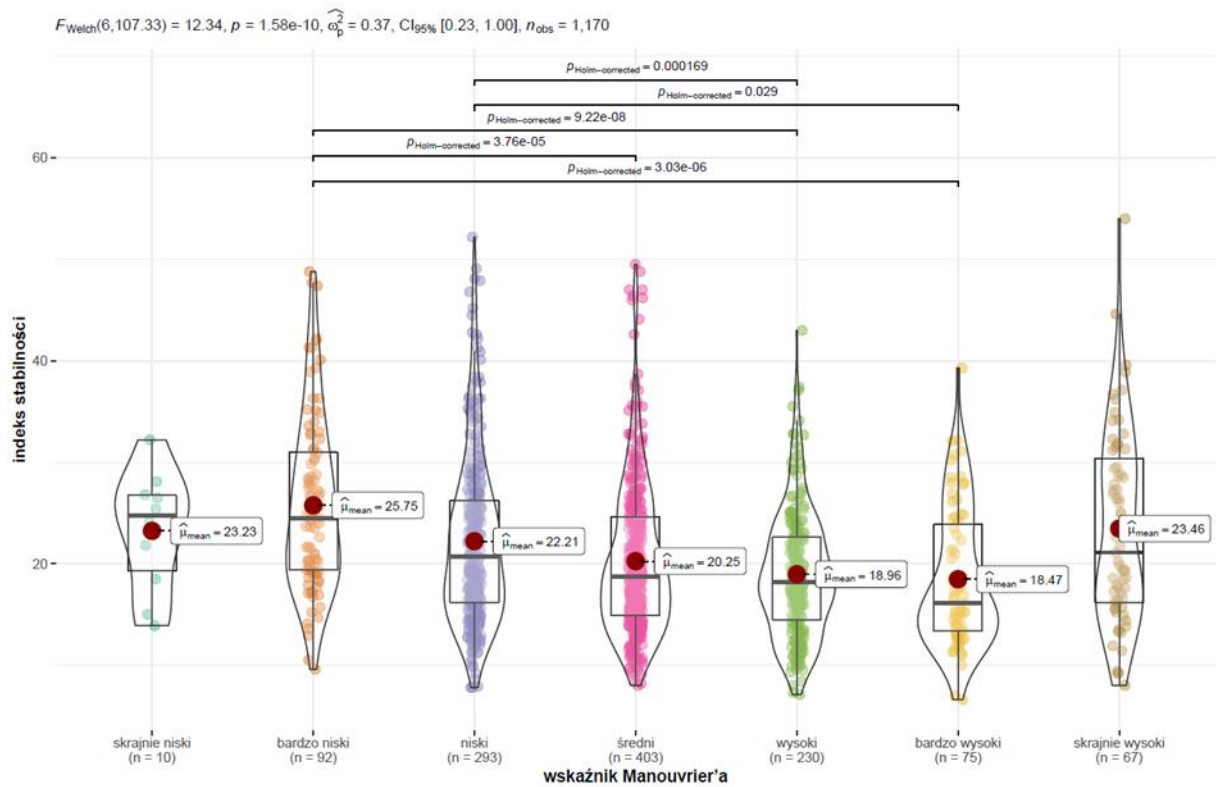
Znacznie większe zróżnicowanie odnotowano w relacjach parametrów COP i wskaźnika wagowo-wzrostowego BMI. Ich istotność potwierdzono dla wszystkich miar uzyskanych podczas badania na platformie. W każdym kolejnym przedziale wartości BMI stwierdzono poprawę stabilności w zakresie rozpatrywanego parametru COP. Sugeruje to, że stabilność w warunkach statycznych ulega poprawie wraz ze wzrostem wartości BMI, czyli masą badanego. Najbardziej wrażliwe na zmianę wartości BMI okazały się powierzchnia COP (50%) oraz jego droga i prędkość (42%). W mniejszym stopniu częstotliwość (25%) oraz zakres (19%).

Dwuczynnikowe modele regresji parametrów COP jako zmiennych zależnych oraz cech somatycznych w postaci predyktorów wskaźników BMI i Manouvier'a potwierdziły wcześniejsze obserwacje o większym wpływie na poziom stabilności w warunkach statycznych masy ciała badanych niż długości kończyn dolnych. Wskazują one na istotną poprawę równowagi wraz ze wzrostem masy oraz w mniejszym zakresie z relatywnym wydłużaniem się długości kończyn dolnych badanych dzieci.

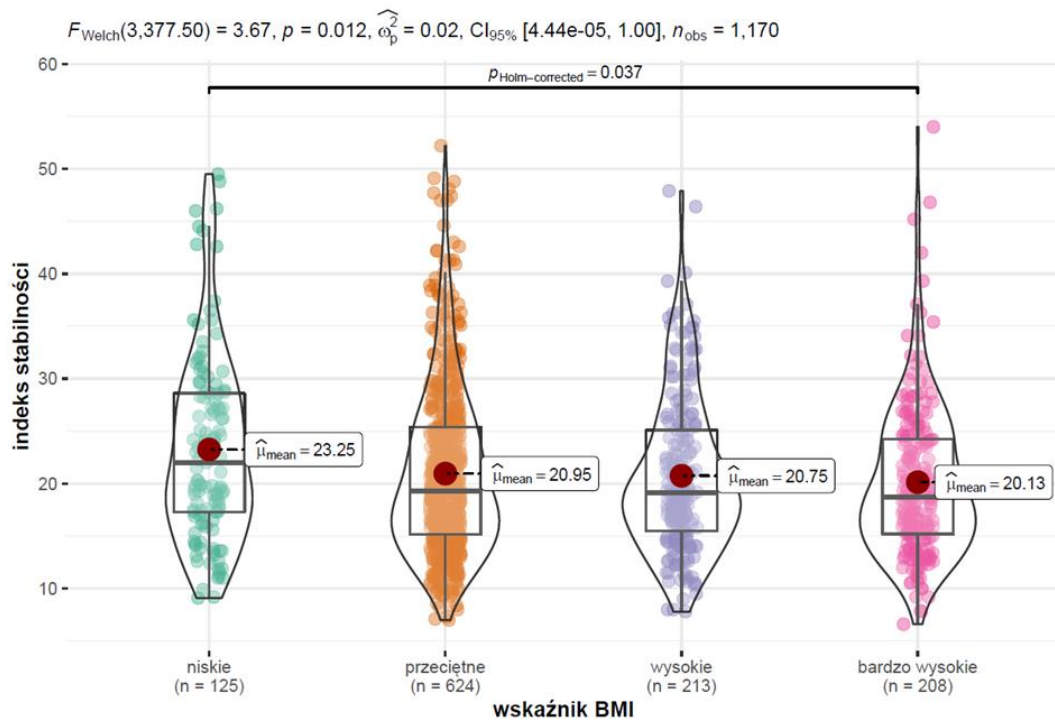
4.3.2. Zmienność poziomu stabilności w warunkach dynamicznych uwarunkowana wartościami wybranych wskaźników budowy ciała

Indeks stabilności

Ogólna ocena sprawności balansowania na platformie Libra, wyrażona indeksem stabilności (IS), okazała się różnicować poszczególne grupy wyłonione na podstawie wartości wskaźnika Manouvier'a (WM). Istotnych różnic pomiędzy nimi nie stwierdzono jedynie dla wartości brzegowych, tj. u osób o skrajnie długich i krótkich kończynach (ryc.23). W pozostałych grupach wartość IS proporcjonalnie malała, począwszy od dzieci o kończynach bardzo krótkich a na bardzo długich kończąc. Uzyskane wyniki wskazują, że zadanie równoważne, polegające na utrzymaniu założonego toru ruchu w kształcie sinusoidy, lepiej wykonywały osoby o relatywnie coraz dłuższych kończynach dolnych. Różnica pomiędzy medianami grup o niskich i wysokich wartościach WM wyniosły ponad 28%.



Ryc.23. Istotność różnic średnich miar rozkładów indeksu stabilności (IS) według grup na skali Manouvier'a.



Ryc.24. Istotność różnic średnich miar rozkładów indeksu stabilności (IS) według grup BMI.

W odróżnieniu od wyników stania swobodnego w warunkach statycznych, istotne różnice poziomu IS, uwarunkowanego wartościami wskaźnika BMI, stwierdzono jedynie pomiędzy grupami skrajnymi (ryc.24). Nie stwierdzono natomiast różnic pomiędzy najliczniejszymi grupami o przeciętnych i wysokich wartościach wskaźnika. Nie mniej uzyskane dane wskazują na obniżanie się IS wraz ze wzrostem wartości BMI. Różnica pomiędzy medianami grup skrajnych wyniosła ok. 13%.

Wyniki dopasowania dwuczynnikowego modelu regresji z indeksem stabilności (IS) jako zmienną zależną oraz wskaźnikami Manouvrier'a i BMI w postaci predyktorów przedstawiono w tabeli 20. W modelu statystycznie istotne okazały się wyniki grup BMI — od wartości przeciętnych do bardzo wysokich oraz Manourvier'a, charakterystycznych dla osób o relatywnie długich i bardzo długich kończynach dolnych. Ujemna wartość współczynnika β wskazuje, że lepiej z zadaniem równowaznym radziły sobie osoby o długich kończynach i wyższej masie ciała.

Tab.20. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvrier'a i BMI na indeks stabilności (IS) (n=1170).

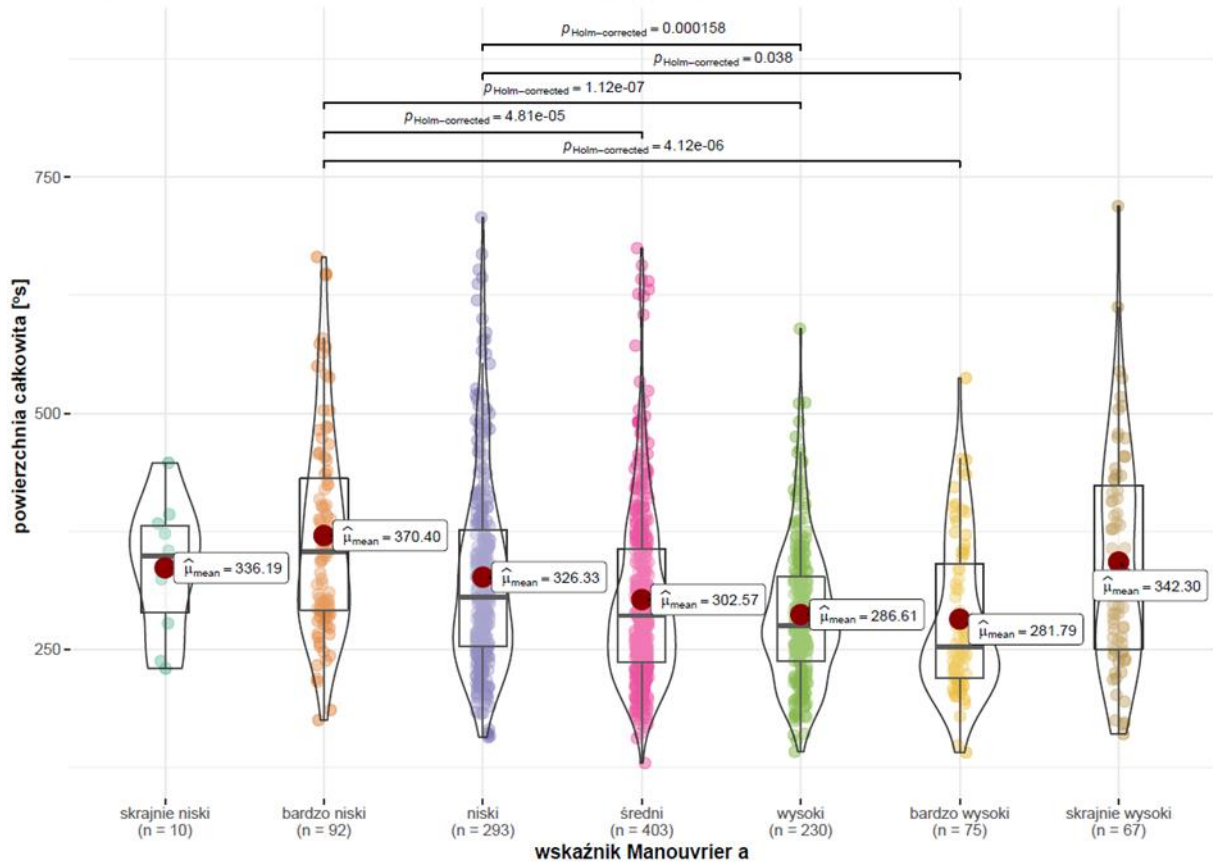
	β	CI 95%	$Pr(> t)$
(Stała)	26.36	21.43 – 31.32	< 0.001
Skala BMI [przeciętne]	-2.61	-4.07 – -1.14	0.001
Skala BMI [wysokie]	-2.93	-4.61 – -1.24	0.001
Skala BMI [bardzo wysokie]	-3.56	-5.26 – -1.87	< 0.001
Skala Manouvrier'a [bardzo niski]	2.10	-2.89 – 7.09	0.409
Skala Manouvrier'a [niski]	-1.57	-6.39 – 3.24	0.522
Skala Manouvrier'a [średni]	-3.63	-8.43 – 1.16	0.137
Skala Manouvrier'a [wysoki]	-4.89	-9.73 – -0.05	0.048
Skala Manouvrier'a [bardzo wysoki]	-5.34	-10.38 – -0.29	0.038
Skala Manouvrier'a [skrajnie wysoki]	-0.38	-5.46 – 4.70	0.882

Adnotacja: $R^2/R^2_{adj} = 0.078/0.071$

Powierzchnia całkowita

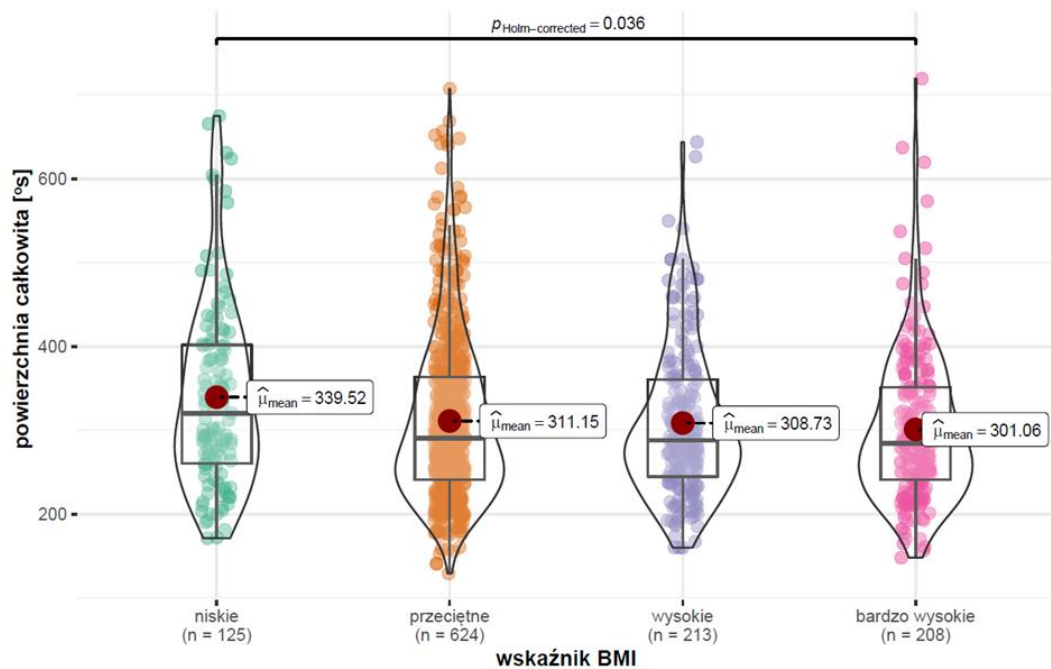
Powierzchnia całkowita (PC), czyli pole powierzchni zawarte pomiędzy rzeczywistym a zadany tor ruchu, jest podstawowym parametrem oceny balansowania na platformie Libra. Stanowi też główną składową IS, skąd też uzyskane wyniki zróżnicowania jej wartości w poszczególnych grupach wskaźników BMI i WM są do indeksu zbliżone.

$F_{\text{Welch}}(6,107.43) = 12.24, p = 1.86e-10, \hat{\omega}_p^2 = 0.37, \text{CI}_{95\%} [0.23, 1.00], n_{\text{obs}} = 1,170$



Ryc.25. Istotność różnic średnich miar rozkładów powierzchni całkowitej (PC) według grup na skali Manouvrier'a.

$F_{\text{Welch}}(3,377.42) = 3.68, p = 0.012, \hat{\omega}_p^2 = 0.02, \text{CI}_{95\%} [8.41e-05, 1.00], n_{\text{obs}} = 1,170$



Ryc.26. Istotność różnic średnich miar rozkładów powierzchni całkowitej (PC) według grup BMI.

Uzyskane wartości PC w poszczególnych grupach WM nie różnicują jedynie tych skrajnych (ryc.25). W pozostałych przypadkach stwierdzone różnice są statystycznie istotne, a mediany poszczególnych grup proporcjonalnie się obniżają, począwszy od osób o relatywnie bardzo krótkich kończynach a na bardzo długich kończąc. Sugeruje to poprawę stabilności w warunkach dynamicznych wraz ze zmianą WM na korzyść wydłużania się kończyn dolnych. Relatywna różnica pomiędzy tymi grupami wyniosła 24%.

Pomiędzy poszczególnymi grupami wskaźnika BMI różnicę statystycznie istotną stwierdzono jedynie dla wartości skrajnych (ryc.26). Grupę widocznie odstającą od trzech pozostałych stanowiły osoby z niedowagą. Mediany pozostałych były do siebie zbliżone. Relatywna różnica pomiędzy medianami obu skrajnych przedziałów była jednak niewielka i wyniosła 11%.

Wyniki dopasowania dwuczynnikowego modelu regresji z powierzchnią całkowitą (PC) jako zmienną zależną oraz wskaźnikami somatycznymi w postaci predyktorów przedstawiono w tabeli 21. Istotnie zróżnicowane okazały się jedynie zmienne charakteryzujące grupy BMI od wartości przeciętnych do bardzo wysokich. Do przyjętego poziomu istotności zbliżyły się również grupy WM o wysokich i bardzo wysokich wartościach. Wymienione zmienne mają największy wpływ na dopasowanie modelu i wskazują, że zmniejszanie się powierzchni całkowitej idzie w parze ze wzrostem relacji wagowo-wzrostowych i wydłużaniem się kończyn badanych dzieci.

Tab.21. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na powierzchnię całkowitą (PC) (n=1170).

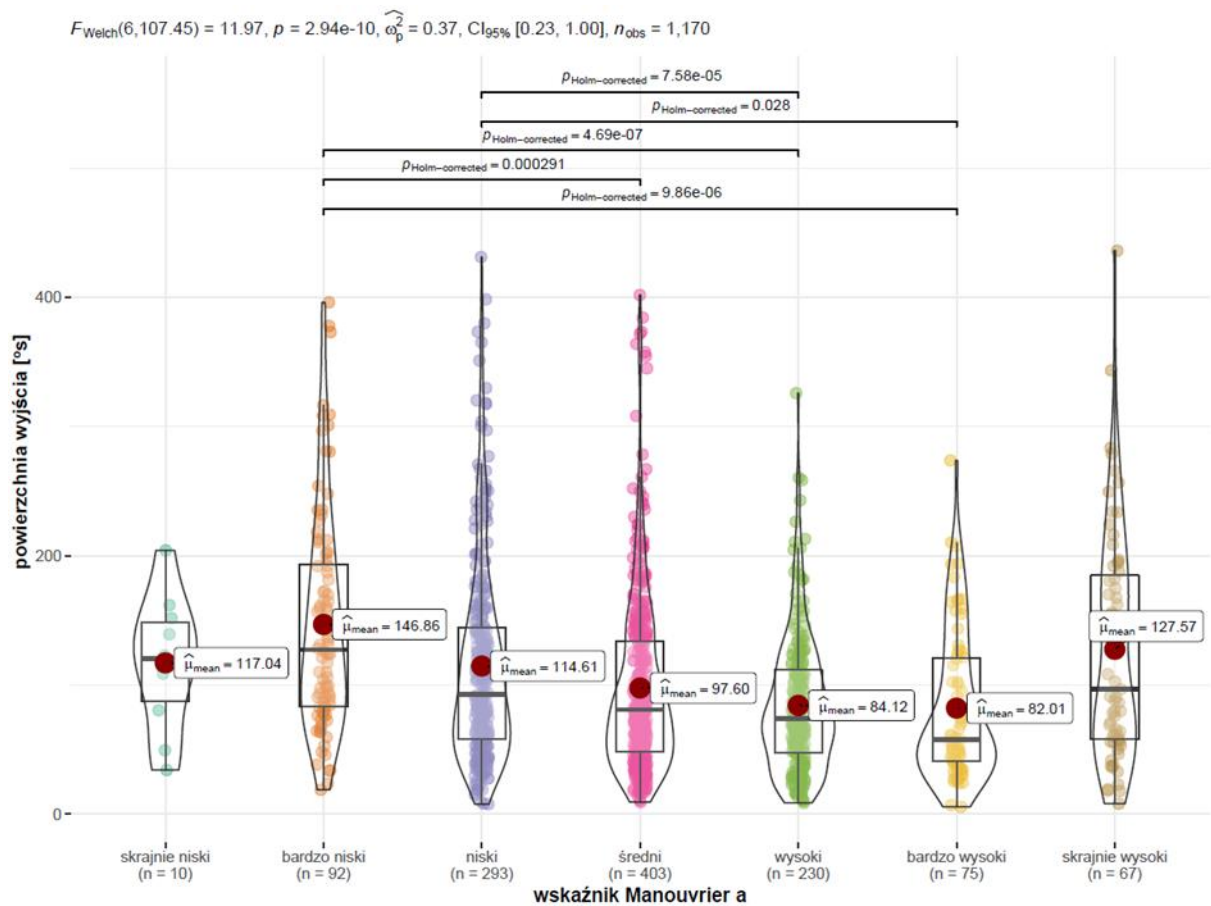
	β	CI 95%	$Pr(> t)$
(Stała)	374.96	314.42 – 435.50	<0.001
Skala BMI [przeciętny]	-32.15	-50.14 – 15.36	<0.001
Skala BMI [wysoki]	-36.05	-54.74 – -15.16	0.001
Skala BMI [bardzo wysoki]	-43.83	-64.60 – 23.06	<0.001
Skala Manouvier'a [bardzo niski]	29.03	-32.04 – 90.11	0.351
Skala Manouvier'a [niski]	-16.67	-75.65 – 42.31	0.579
Skala Manouvier'a [średni]	-41.63	-100.37 – 17.10	0.165
Skala Manouvier'a [wysoki]	-57.25	-116.56 – 2.06	0.059
Skala Manouvier'a [bardzo wysoki]	-61.47	-123.25 – 0.31	0.051
Skala Manouvier'a [skrajnie wysoki]	-1.43	-63.64 – 60.78	0.964

Adnotacja: $R^2/R^2_{adj} = 0.078/0.071$

Powierzchnia wyjścia

Powierzchnia wyjścia (PW) to obszar zawarty pomiędzy uzyskaną przez badanego linią przebiegu ruchu a granicą ustalonego stopnia trudności. Parametr ten charakteryzuje precyzję balansowania. Jego niska wartość świadczy o niewielkim zakresie wychyleń platformy od przyjętego wzorca, nieprzekraczających 5° w każdą stronę.

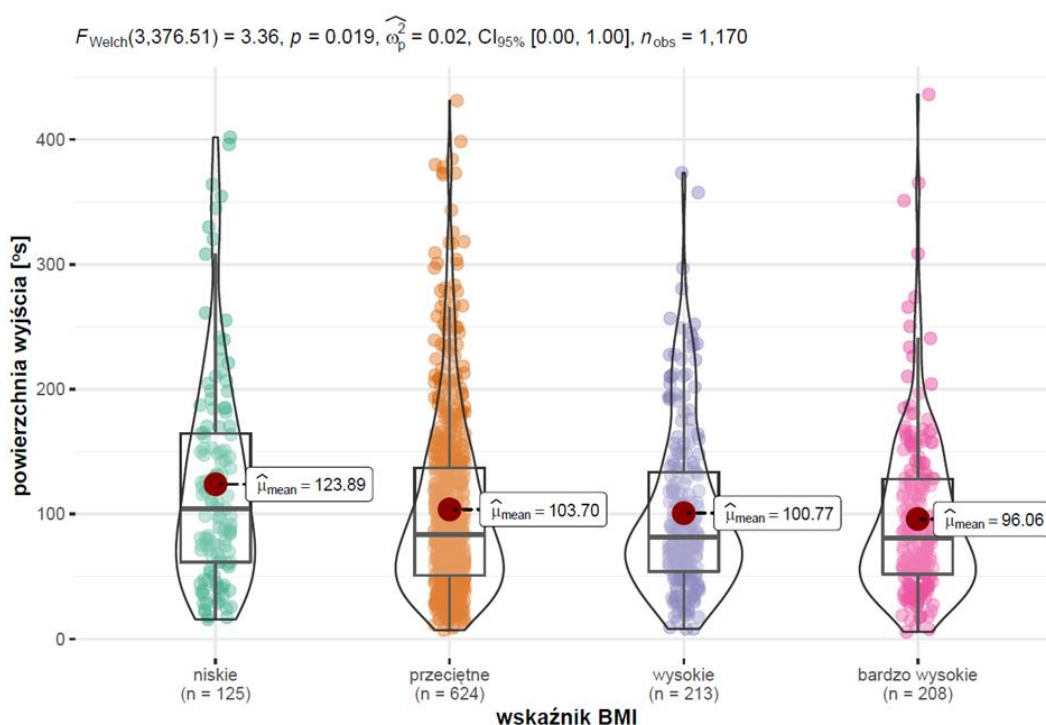
Uzyskane wartości PW w poszczególnych przedziałach WM nie różnicują grup skrajnych (ryc.27). W pozostałych stwierdzone różnice są statystycznie istotne, a mediany poszczególnych przedziałów proporcjonalnie się obniżają, począwszy od osób o relatywnie bardzo krótkich kończynach a na długich kończąc. Sugeruje to poprawę precyzji balansowania wraz ze zmianą WM na korzyść wydłużania się kończyn dolnych. Relatywna różnica pomiędzy skrajnymi, istotnie różniącymi się grupami była duża i wyniosła ponad 44%.



Ryc.27. Istotność różnic średnich miar rozkładów powierzchni wyjścia (PW) według grup na skali Manouvier'a.

W odniesieniu do PC nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic pomiędzy poszczególnymi grupami wskaźnika BMI, pomimo tego, że mediana osób o niskiej wartości

wskaźnika była wyraźnie wyższa od pozostałych (ryc.28). Wartości średnie i mediany pozostałych grup były do siebie zbliżone.



Ryc.28. Istotność różnic średnich miar rozkładów powierzchni wyjścia (PW) według grup BMI.

Wyniki dopasowania dwuczynnikowego modelu regresji z powierzchnią wyjścia (PW) jako zmienną zależną oraz wskaźnikami somatycznymi w postaci predyktorów przedstawiono w tabeli 22.

Tab.22. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvrier'a i BMI na powierzchnię wyjścia (PW) (n=1170).

	β	CI 95%	$Pr(> t)$
(Stała)	145.11	99.65 – 190.56	<0.001
Skala BMI [przeciętny]	-22.86	-36.36 – -9.36	0.001
Skala BMI [wysoki]	-26.92	-42.46 – -11.39	0.001
Skala BMI [bardzo wysoki]	-31.65	-47.25 – -16.06	<0.001
Skala Manouvrier'a [bardzo niski]	26.02	-19.84 – 71.87	0.266
Skala Manouvrier'a [niski]	-7.45	-51.73 – 36.84	0.742
Skala Manouvrier'a [średni]	-25.32	-69.42 – 18.78	0.260
Skala Manouvrier'a [wysoki]	-38.61	-83.15 – 5.92	0.089
Skala Manouvrier'a [bardzo wysoki]	-40.17	-86.56 – 6.22	0.090
Skala Manouvrier'a [skrajnie wysoki]	4.92	-41.79 – 51.63	0.836

Adnotacja: $R^2/R^2_{\text{adj}} = 0.076/0.069$

Istotnie zróżnicowane okazały się zmienne charakteryzujące grupy BMI od wartości przeciętnych do bardzo wysokich. Do progu istotności zbliżyły się również grupy WM o

wartościach wysokich i bardzo wysokich. Wymienione zmienne mają największy wpływ na dopasowanie modelu a ich ujemny znak współczynnika β sugeruje, że precyzja balansowania poprawia się wraz ze wzrostem relacji wagowo-wzrostowych i wydłużaniem kończyn dolnych.

*

Analiza uwarunkowań stabilności w zależności od budowy somatycznej badanych podczas balansowania wykazała odmienny kierunek zróżnicowania niż miało to miejsce w warunkach statycznych. Co prawda również w tym przypadku poziom stabilności poprawiał się wraz ze zwiększaniem wartości analizowanych wskaźników antropologicznych, ale bardziej dotyczyło to grup wskaźnika Manouvier'a niż BMI. W przypadku tego ostatniego istotne okazały się różnice pomiędzy przedziałami o skrajnych wartościach. W grupach wskaźnika Manouvier'a największe zróżnicowanie stwierdzono w odniesieniu do precyzji balansowania (PW=44%), mniejsze do indeksu stabilności (IS=28%) i powierzchni całkowitej (PC=24%). Relatywne różnice pomiędzy poszczególnymi przedziałami BMI były znacznie mniejsze i dla indeksu stabilności wyniosły 13., a dla powierzchni całkowitej zaledwie 11%.

Dwuczynnikowe modele regresji parametrów platformy balansowej jako zmiennych zależnych oraz wskaźników BMI i Manouvier'a jako predyktorów nie potwierdziły wyników wcześniejszych analiz, świadczących o większym wpływie na poziom stabilności w warunkach dynamicznych długości kończyn dolnych w relacji do masy ciała badanych. Udział BMI w modelach jest zdecydowanie mniejszy niż w analogicznych obliczonych dla warunków statycznych, ale to głównie jego przedziały są w nim statystycznie istotne.

4.4. Asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych

Po określeniu u badanych dzieci kierunku lateralizacji kończyn dolnych (Elias i wsp. 1998) obliczono stopień zróżnicowania wyników poszczególnych parametrów charakteryzujących poziom zdolności zachowania równowagi, tak w warunkach statycznych, jak i dynamicznych. Analizie poddano różnice pomiędzy wynikami uzyskanymi dla kończyny niedominującej i dominującej. Ich znak dodatni wskazuje na lepszą stabilność kończyny dominującej, a ujemny niedominującej. Podstawowe statystyki opisowe wyliczonych różnic międzykończynowych z uwzględnieniem płaszczyzn ruchu przedstawiono w tabeli 23. Badanie normalności rozkładu uzyskanych różnic za pomocą testu Shapiro-Wilka wykazało jego brak we wszystkich z analizowanych zmiennych, jednak w oparciu o przyjętą metodologię rozkłady o bezwzględnej wartości skośności poniżej 2 oraz kurtozie poniżej 7 uznano za normalne (Curran i wsp. 1996,

Fabrigar i wsp. 1999; Wegener i Fabrigar 2000; Bandalos 2018). Były to zmienne MAAP, MF, PC oraz PW.

Tab.23. Różnice analizowanych zmiennych pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą wraz z wynikami testu normalności ich rozkładu (n=1129).

<i>Zmienna</i>	\bar{x}	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>IQR</i>	<i>Sk.</i>	<i>Kurt.</i>	<i>W</i>	<i>P</i>
podłoże stabilne								
SP [mm]	-36,0	173,0	-27,0	160,0	-2,3	19,8	0.84	<0.001
SPAP [mm]	-50,0	141,3	-41,0	127,5	-2,2	16,7	0.85	<0.001
SPML [mm]	9,4	97,6	8,0	84,3	-1,8	26,2	0.81	<0.001
MA [mm]	-0,8	3,0	-0,6	2,6	-3,1	33,1	0.81	<0.001
MAAP [mm]	-0,9	2,5	-0,7	2,5	-0,9	6,9	0.93	<0.001
MAML [mm]	0,1	2,1	0,1	0,8	-10,3	198,8	0.40	<0.001
MV [mm/s]	-1,2	5,8	-0,9	5,3	-2,3	19,7	0.84	<0.001
MVAP [mm/s]	-1,7	4,7	-1,4	4,3	-2,2	16,6	0.85	<0.001
MVML [mm/s]	0,3	3,3	0,3	2,8	-1,8	26,2	0.81	<0.001
SA [mm ²]	-193,1	1915,3	-76,0	427,5	-10,1	189,6	0.27	<0.001
MF [Hz]	0,2	0,7	0,1	0,7	1,0	4,4	0.93	<0.001
podłoże niestabilne								
PC [°s]	-10,1	59,6	-9,8	65,8	-0,2	2,8	0.97	<0.001
PW [°s]	-5,2	31,1	-4,4	29,1	-0,6	4,4	0.94	<0.001

Adnotacja: różnice we wskaźnikach stabilności pomiędzy kończyną dolną niedominującą a dominującą, gdzie: SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML – długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP – promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF – średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

4.4.1. Asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych w warunkach statycznych

Analizę asymetrii funkcjonalnej, wyrażoną różnicą wyników poszczególnych parametrów platformy stabilograficznej pomiędzy kończyną niedominującą a dominującą, w zależności od charakteru zmiennej przeprowadzono całościowo oraz dodatkowo dla wychyleń AP i ML. Występowanie lub brak asymetrii u badanych dzieci weryfikowano testem Wilcoxon'a, a różnice pomiędzy wynikami osób prawo i lewonożnych testem istotności różnic *U* Manna-Whitney'a oraz Welch'a (tab.24).

U osób deklarujących się jako prawonożne istotne zróżnicowanie pomiędzy kończynami dominującą i niedominującą stwierdzono w zakresie wychyleń COP, tak w ujęciu ogólnym (MA – 23%) jak i w płaszczyźnie strzałkowej (MAAP – 26%). W tej samej płaszczyźnie istotnie różniła się też prędkość (MVAP -13%). Istotne zróżnicowanie między kończynami odnotowano też w zakresie pola powierzchni (SA – 22%) i częstotliwości (MF – 27%). Stwierdzone istotne różnice (poza częstotliwością) miały znak ujemny, wskazując na korzystniejszą wartość badanych parametrów dla kończyny niedominującej — w tym

przypadku lewej.

U osób zdeklarowanych jako lewonożne istotne różnice międzykończynowe wystąpiły, tak jak u prawonożnych, w zakresie przemieszczeń COP (MA – 24%; MAAP – 31%), jego prędkości (MVAP – 16%) oraz częstotliwości (MF – 23%). Dodatkowo istotne u lewonożnych okazały się różnice dotyczące długości ścieżki (SPAP – 16%). W odróżnieniu od osób prawonożnych, u lewonożnych korzystniejsze wartości miar stabilności (poza częstotliwością) odnotowano dla kończyny dominującej — w tym przypadku lewej.

Tab.24. Różnice analizowanych zmiennych pomiędzy kończyną dominującą (KD) i niedominującą (KN) dla osób prawonożnych (n=1114) i lewonożnych (n=115) w warunkach statycznych.

zmienna	prawonożni					lewonożni				
	KN	KD	KN-KD	KN-KD %	p	KN	KD	KN-KD	KN-KD %	p
SP [mm]	573,99	618,04	-44,05	-7%	0,1702	614,75	568,55	46,20	8%	0,6789
SPAP [mm]	397,56	459,01	-61,45	-13%	0,0731	458,99	395,21	63,78	16%	**0,0034
SPML [mm]	331,50	319,96	11,54	4%	0,6332	316,47	327,81	-11,34	-3%	0,5684
MA [mm]	3,32	4,30	-0,98	-23%	**0,0000	4,75	3,84	0,91	24%	**0,0000
MAAP [mm]	2,89	3,93	-1,04	-26%	**0,0000	4,15	3,17	0,98	31%	**0,0000
MAML [mm]	1,22	1,16	0,06	5%	0,1278	1,58	1,55	0,03	2%	0,6348
MV [mm/s]	19,13	20,60	-1,47	-7%	0,0967	20,49	18,95	1,54	8%	0,5673
MVAP [mm/s]	13,25	15,30	-2,05	-13%	**0,0078	15,30	13,17	2,13	16%	**0,0000
MVML [mm/s]	11,05	10,67	0,38	4%	0,0743	10,55	10,92	-0,37	-3%	0,6016
SA [mm ²]	759,87	974,75	-214,88	-22%	**0,0000	950,85	930,79	20,06	2%	0,6755
MF [Hz]	1,24	0,98	0,26	27%	**0,0000	0,88	1,15	-0,27	-23%	**0,0000

** – różnice między kończyną dominującą a niedominującą statystycznie istotne w teście par Wilcozona przy $p < 0,05$

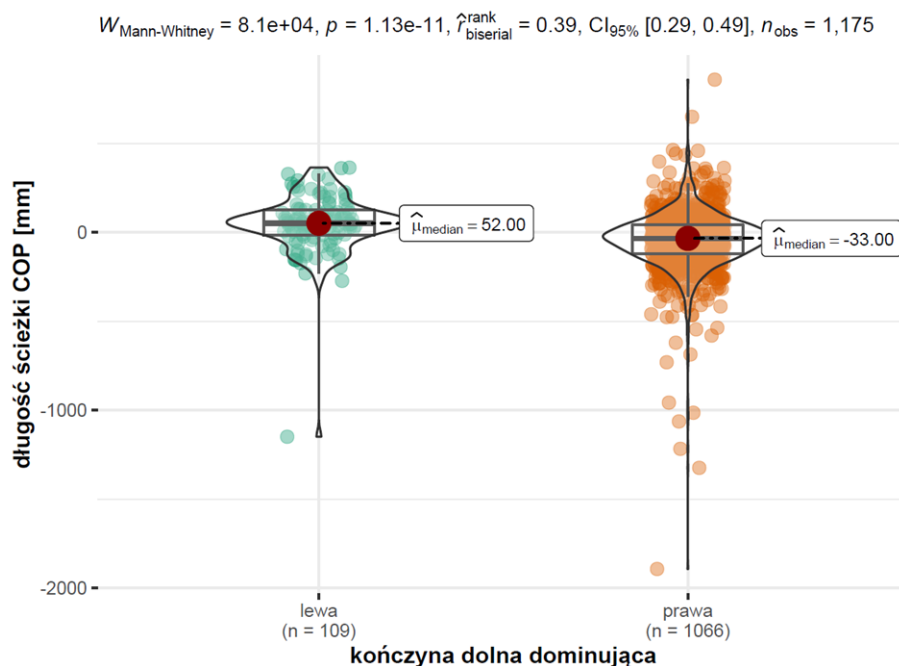
SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – zakres wychyleń COP; MAAP- zakres wychyleń COP w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – zakres wychyleń COP w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość COP; MVAP – średnia prędkość COP w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkość COP w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni określanego przez COP; MF - średnia częstotliwość COP;

Droga przemieszczeń COP

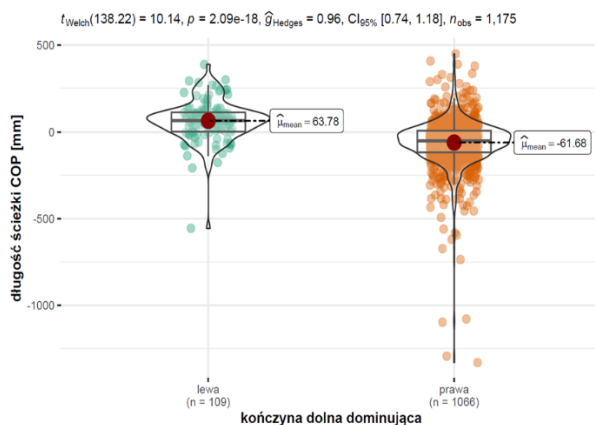
W warunkach statycznych osoby prawonożne uzyskały korzystniejsze wyniki SP dla kończyny niedominującej (7,1%), jednak w odniesieniu do płaszczyzn ruchu odnosiło się to przede wszystkim do strzałkowej (13,4%). Osoby lewonożne odwrotnie, wykazały się wyższym poziomem stabilności na kończynie dominującej (8,1%) i również dotyczyło to głównie wychyleń przednio-tylnych (16,1%) (tab.24).

Odnosząc się do stopnia zróżnicowania międzykończynowego u osób prawo i lewonożnych, to zarówno w ujęciu całościowym (AP+ML) jak i w rozbiciu na płaszczyzny ruchu, we wszystkich przypadkach okazało się być ono statystycznie istotne (ryc.29). Potwierdziło wyższy poziom stabilności dzieci prawonożnych na kończynie lewej oraz odwrotnie lewonożnych na dominującej. Przy czym największe różnice wystąpiły w płaszczyźnie

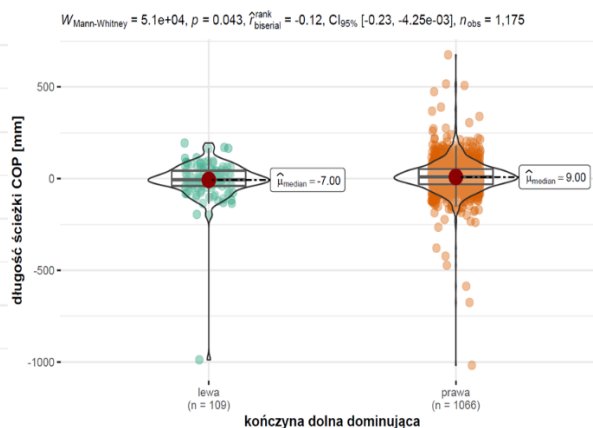
strzałkowic SP



SP AP



SP ML

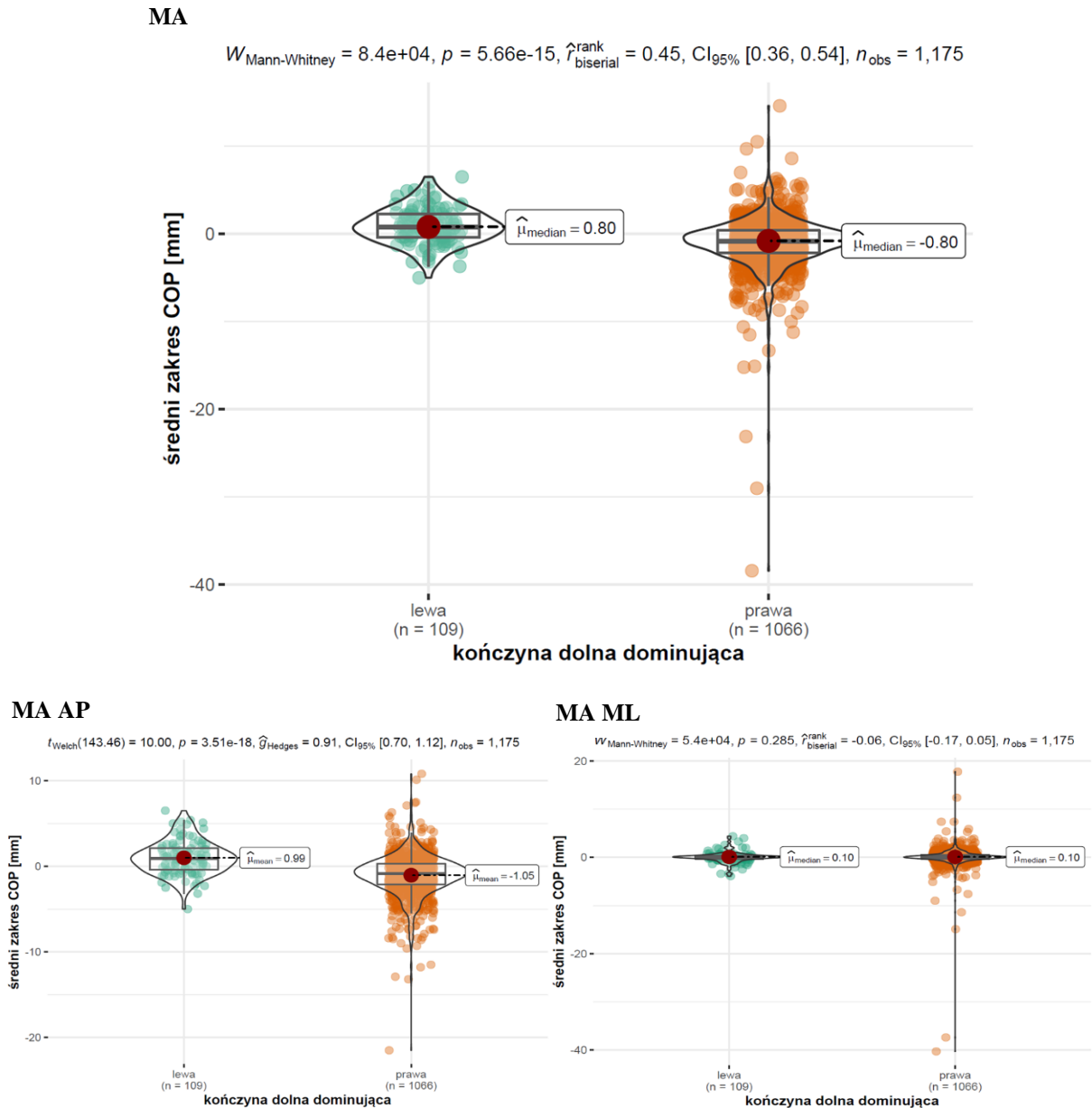


Ryc.29. Istotność różnic długości ścieżki pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewożonnych dla całości wychyleń (SP), przednio tylnych (SPAP) oraz bocznych (SPML).

Zakres przemieszczeń COP

Osoby prawonożne charakteryzowały się mniejszym zakresem przemieszczeń COP na kończynie niedominującej. W ujęciu całościowym (AP+ML) różnica ta wyniosła aż 23,3% (tab. 24). Prawie całość stwierdzonego zróżnicowania miało swoje źródło w wychyleniach przednio tylnych (25,6%). Nie wystąpiło ono dla wychyleń bocznych. Podobne zróżnicowanie stwierdzono u osób lewożonnych, jednak w ich przypadku korzystniejsze wyniki odnotowano dla kończyny dominującej. W ujęciu globalnym jej przewaga wyniosła nieco ponad 26%. Również tutaj na wynik decydujący wpływ miał zakres wychyleń w płaszczyźnie strzałkowej (31,3%).

Analiza istotności różnic potwierdziła zróżnicowanie wyników uzyskanych dla zakresu przemieszczeń COP pomiędzy dziećmi prawo i lewonożnymi dla całego parametru jak też dla wychyleń przednio tylnych. Nie stwierdzono różnic w zakresie wychyleń bocznych (ryc.30).



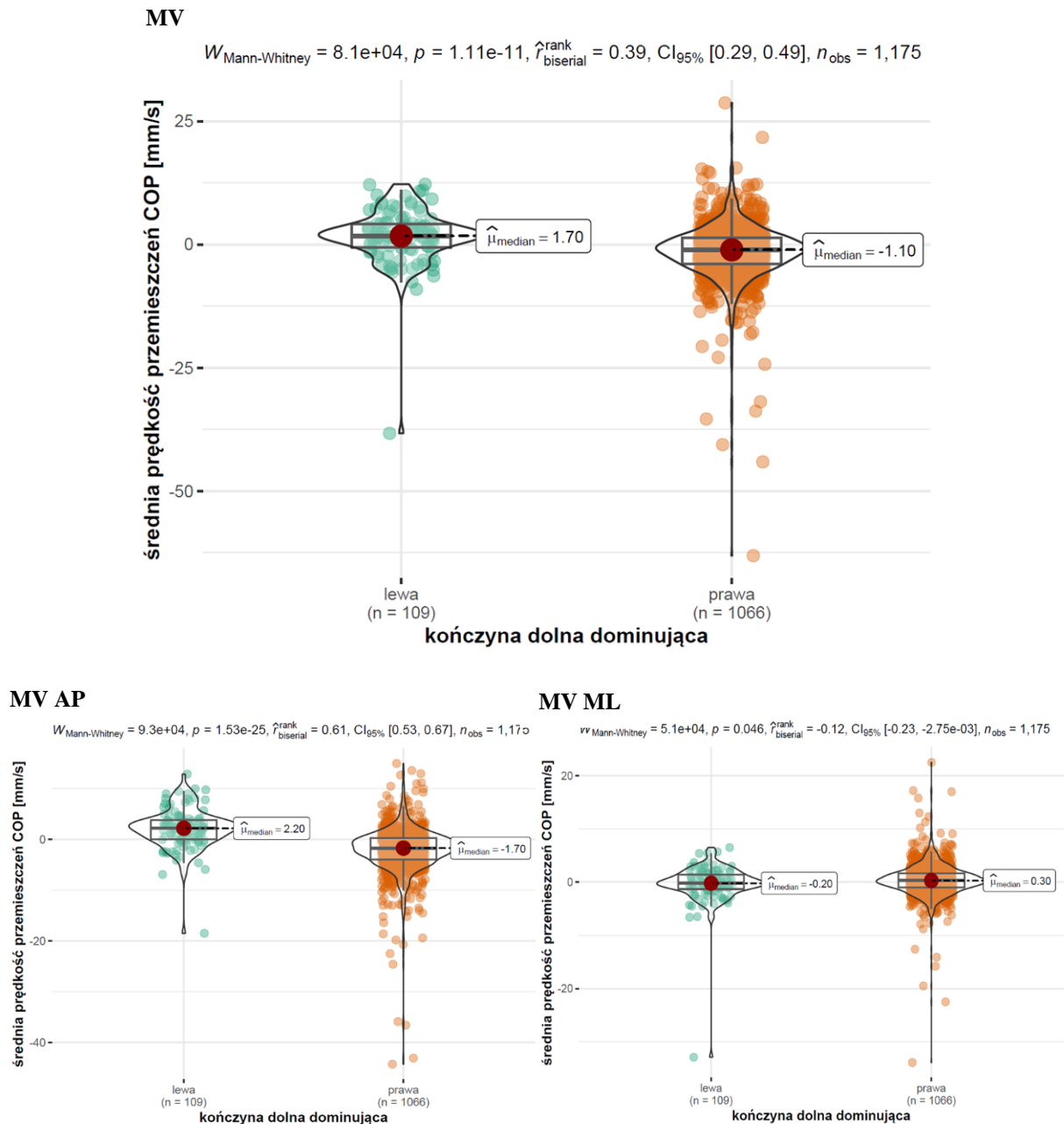
Ryc.30. Istotność różnic zakresu przemieszczeń COP pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych dla całości wychyleń (MA), przednio tylnych (MAAP) oraz bocznych (MAML).

Prędkość przemieszczeń COP

Relatywne zróżnicowanie szybkości przemieszczeń COP okazało się bardzo zbliżone do wyników uzyskanych dla drogi. U dzieci prawonożnych było w ujęciu całościowym o 7,3% wyższe dla kończyny niedominującej, a w rozbiciu na kierunki wychyleń o 13,7% większe w przednio tylnych. Przy wychyleniach bocznych przewagę miała kończyna dominująca, jednak

różnica była symboliczna, kształtując się na poziomie 2,8%. Podobnie jak przy analizie poprzednich miar platformy dwupłytowej u osób lewonożnych korzystniejsze wyniki stwierdzono dla kończyny dominującej. W ujęciu całościowym jej przewaga kształtowała się na poziomie 7,9%, a w płaszczyźnie strzałkowej 15,9%. W płaszczyźnie czołowej wyniosła niecałe 4%.

Porównując stopień zróżnicowania prędkości przemieszczania się COP u osób prawo i lewonożnych stwierdzono jego istotność zarówno dla całości wychyleń jak i w obu rozpatrywanych płaszczyznach (ryc.31). W przypadku wychyleń bocznych było ono nieznaczne i kształtowało się na granicy błędu statystycznego ($p=0,046$).

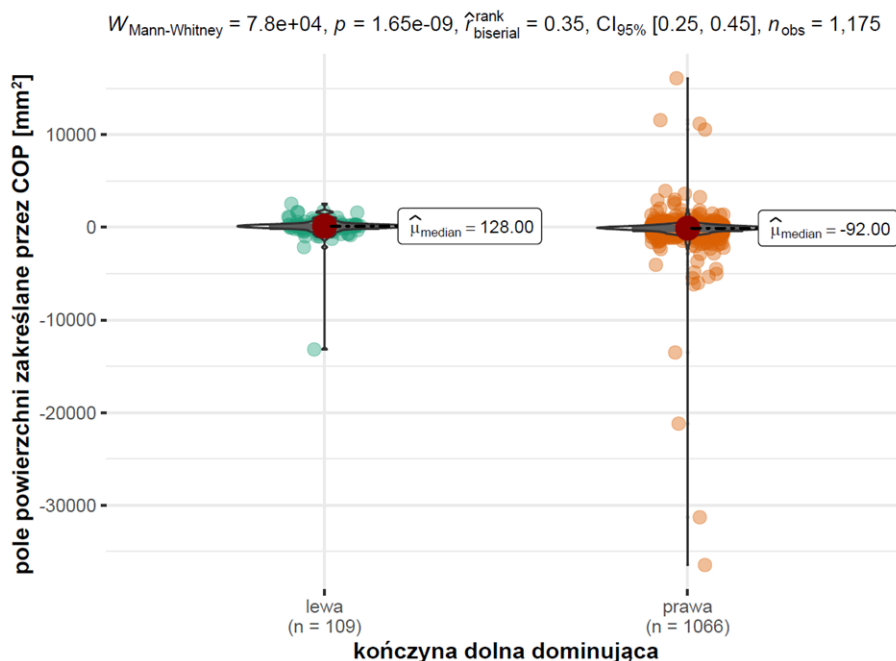


Ryc.31. Istotność różnic prędkości przemieszczeń COP pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych dla całości wychyleń (MV), przednio tylnych (MVAP) oraz bocznych (MVML).

Pole powierzchni zakreslane przez COP

Pole powierzchni COP (SA) zakreslane przez dominującą kończynę dolną było u osób lewonożnych mniejsze w porównaniu do niedominującej o 2,2%. U prawonożnych różnica ta była zdecydowanie większa i wyniosła 19,8%, ale na korzyść kończyny niedominującej (tab.24).

Porównując różnice pól powierzchni zakreslanych przez COP dla każdej ze stóp, to pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych stwierdzono większą jego zmienność u prawonożnych, jak też odmienny kierunek dominacji, który w przypadku osób lewonożnych wskazywał na wyższy poziom stabilności na kończynie lewej, a u prawonożnych na dominującej, czyli prawej (ryc.32). Potwierdzono istotność statystyczną stwierdzonych różnic SA pomiędzy osobami o odmiennym kierunku dominacji kończyn dolnych.



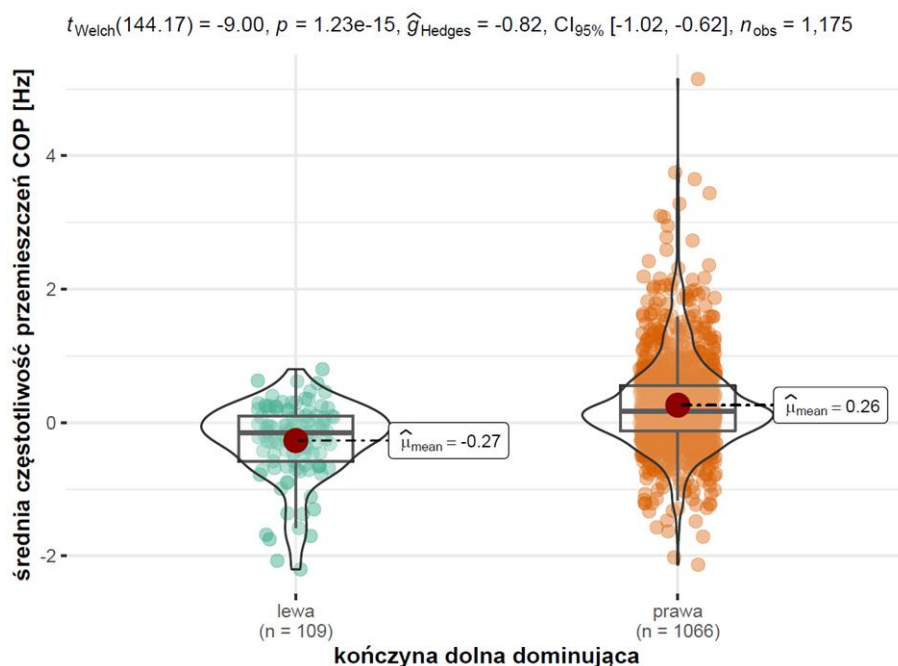
Ryc.32. Istotność różnic wielkości pól powierzchni COP (SA) pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych.

Średnia częstotliwość oscylacji COP

Zróznicowanie międzykończynowe częstotliwości COP było zbliżone u osób prawo (18,2%) i lewonożnych (20,0%), jednak u dzieci, tak z dominacją lewostronną, jak i prawostronną większe wartości MF odnotowano dla kończyny lewej (tab.24). Odmienny kierunek tego zróżnicowania potwierdziły wyniki testu U Manna-Whotney'a (ryc.33).

Wykazano istotność różnic pomiędzy MF kończyny dolnej niedominującej a kończyny dolnej dominującej u osób lewonożnych ($M = -0.27$, $IQR = 0.57$) a prawonożnych ($M = 0.26$;

$IQR = 0.71$), $W_{Mann-Whitney} = 7800$, $p < 0.001$.



Ryc.33. Istotność różnic częstotliwości COP (MF) pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewożónnych.

*

Analiza asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych w ich funkcji podporowej wykazała odmiennosc jej kierunku w zależności od dominacji. Osoby prawonożne uzyskiwały korzystniejsze wyniki poszczególnych wyznaczników stabilności platformy dwupłytowej dla kończyny lewej. Rozpatrując je z rozróżnieniem płaszczyzn ruchu wykazano znacząco większy stopień asymetrii w wychwianiach przednio-tylnych. W bocznych asymetria pomiędzy kończynami była niewielka lub nie wystąpiła. Odwrotną sytuację zaobserwowano u osób lewożónnych. Uzyskali oni korzystniejsze wartości wyznaczników stabilności na kończynie dominującej. Podobnie jak u osób prawonożnych dotyczyło to przede wszystkim wychwian przednio-tylnych.

Stwierdzono większe zróżnicowanie wyników między kończyną dominującą a niedominującą u osób lewożónnych. Dotyczyło ono przede wszystkim wychwian w płaszczyźnie strzałkowej.

4.4.2. Asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych w warunkach dynamicznych

Asymetrię funkcjonalną, obliczoną jako różnicę wyników parametrów platformy balansowej pomiędzy kończyną niedominującą a dominującą, rozpatrywano jedynie dla wychyleń bocznych (ML). Jej występowanie lub brak u badanych dzieci weryfikowano testem

Wilcoxon, a różnice pomiędzy wynikami osób prawo i lewonożnych testem istotności różnic *U* Manna-Whitney'a oraz Welch'a (tab.25).

Przeprowadzona analiza nie ujawniła istotnego zróżnicowania międzykończynowego, tak u osób deklarujących się jako prawo-, jak i lewonożne. Jednak u osób prawonożnych, podobnie jak w warunkach stałego podłoża, korzystniejsze miary balansowania odnotowano dla lewej strony, natomiast u lewonożnych — dla lewej.

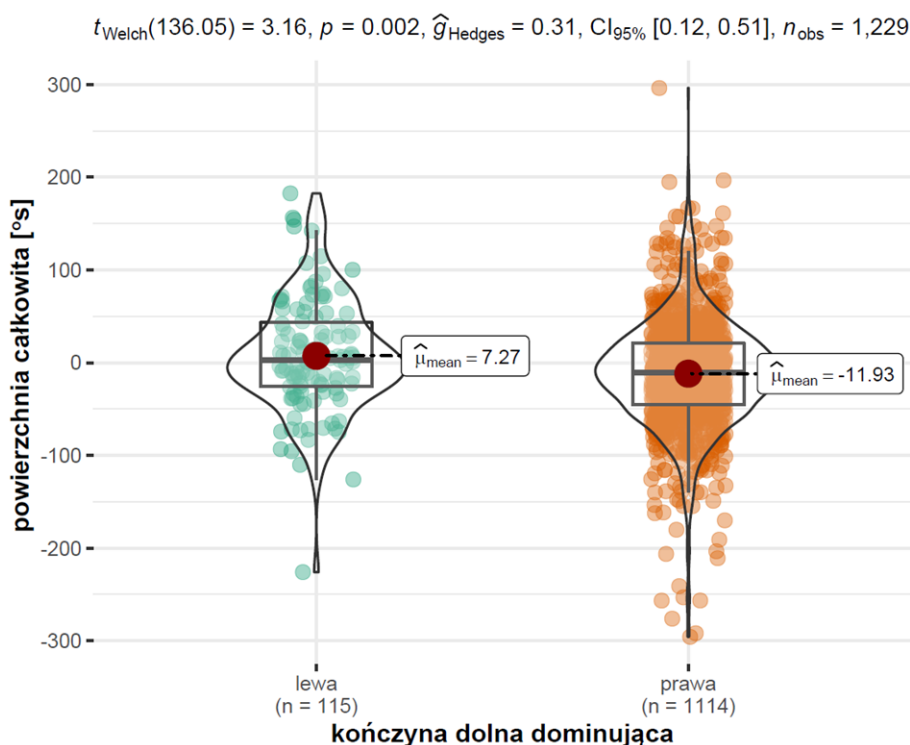
Tab.25. Różnice analizowanych zmiennych pomiędzy kończyną dominującą (KD) i niedominującą (KN) dla osób prawonożnych (n=1114) i lewonożnych (n=115) w warunkach dynamicznych.

zmienna	prawonożni					lewonożni				
	KN	KD	KN-KD	KN-KD %	p	KN	KD	KN-KD	KN-KD %	p
PC [°s]	150,05	161,97	-11,92	-7%	0,0758	167,11	159,84	7,27	5%	0,1345
PW [°s]	48,87	55,15	-6,28	-11%	0,0567	60,46	55,03	5,43	10%	0,0587

** – różnice między kończyną dominującą a niedominującą statystycznie istotne w teście par Wilcoxon przy $p < 0,05$
 PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia

Powierzchnia całkowita

W przypadku osób prawonożnych, mniejsze, a tym samym korzystniejsze wartości PC stwierdzono dla kończyny lewej. W ujęciu relatywnym różnica ta wyniosła 7,3%.



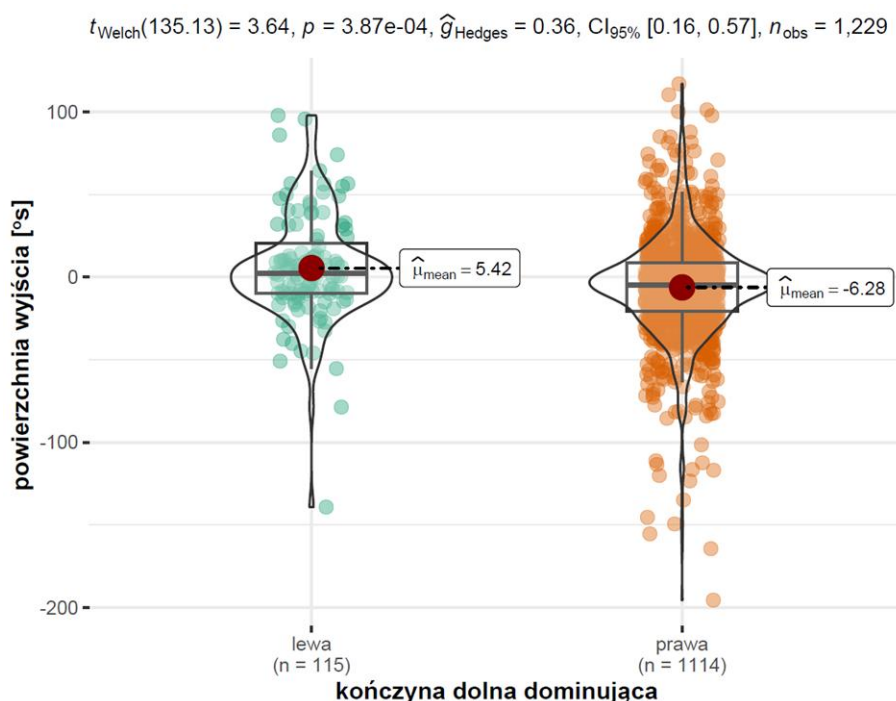
Ryc.34. Istotność różnic powierzchni całkowitej (PC) pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych podczas balansowania w płaszczyźnie czołowej.

Mniejsze zróżnicowanie (4,6%), ale o odmiennym kierunku, odnotowano u osób lewonożnych. U nich korzystniejsze wartości PC potwierdzono dla kończyny dominującej (tab.25). Rozkład

obliczonych różnic u przedstawicieli odmiennych kierunków dominacji przedstawiono na ryc. 34. Potwierdza on, że podczas balansowania osoby prawonożne charakteryzują się wyższym poziomem stabilności na kończynie niedominującej a lewnożne na dominującej.

Powierzchnia wyjścia

Różnica w precyzji balansowania pomiędzy kończynami dolnymi badanych była u przedstawicieli odmiennych kierunków dominacji bardzo zbliżona. Podobnie jak w przypadku PC, tak i PW wskazywała u osób prawonożnych na precyzyjniejszy nacisk kończyną niedominującą (11,4%), a u lewnożnych dominującą (10,0%) (tab. 25). Porównanie obliczonych różnic pomiędzy PW dla obu kończyn w każdym z kierunków dominacji wskazuje na statystycznie istotne zróżnicowanie w zakresie tego parametru (ryc.35).



Ryc.35. Istotność różnic powierzchni wyjścia (PW) pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewnożnych podczas balansowania w płaszczyźnie czołowej.

*

W warunkach dynamicznych stwierdzono ten sam kierunek asymetrii funkcjonalnej osób prawo i lewnożnych co na platformie dwupłytowej. Osoby prawonożne uzyskiwały korzystniejsze wyniki powierzchni całkowitej (PC) i wyjścia (PW) dla lewej strony zapisu przebiegu próby równoważnej i odwrotnie lewnożne dla strony kończyny dominującej. W ujęciu relatywnym różnice były niewielkie, ale statystycznie istotne. Próbę przeprowadzono tylko w płaszczyźnie czołowej.

5. DYSKUSJA

Celem pracy było scharakteryzowanie procesu utrzymywania równowagi ciała zdrowych dzieci w wieku 7-10 lat w warunkach stabilnego (*force platform*) i niestabilnego podłoża (*seesaw*) w pozycji obunóż, w aspekcie budowy somatycznej oraz asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych. Nawiązując do postawionych pytań badawczych i sformułowanych hipotez, dyskusję zdecydowano się przeprowadzić w odpowiadających im podrozdziałach.

5.1 Zmiany wskaźników stabilności ciała a wiek metrykalny dzieci

Pomimo wielu prac z zakresu stabilności pozycji stojącej wiedza na temat procesu utrzymywania równowagi przez dzieci wciąż jest niepełna (Golema 2003; Sobera 2010). Stanie swobodne wydaje się być czynnością naturalną i prostą, jednak proces dochodzenia człowieka do pozycji pionowej w jego rozwoju trwał długo. Prekursorem badań populacyjnych charakteryzujących zmiany rozwojowe stabilności postawy był Watanabe (1979). Wykonał on badania goniometryczne dla ruchów zgięcia w stawach skokowych kolanowych i biodrowych w czasie zakłóceń na ponad 2000 osobach w wieku od 4 do 29 lat. Badania przeprowadził na ruchomej platformie, którą za pomocą specjalnego urządzenia elektrycznego przesuwiał na odległość 10 cm z szybkością 36 cm/s. Rejestrował zmiany kątowe w stawach skokowych kolanowych i biodrowych oraz prądy czynnościowe trzech mięśni podudzia. W oparciu o uzyskane wyniki stwierdził, że 12-letnie dzieci mają już w pełni wykształconą zdolność kontrolowania pozycji stojącej. Późniejsze badania skupiły się na poszukiwaniu relacji pomiędzy wiekiem metrykalnym a stabilnością (Riach i Hayes 1987, Usui i wsp. 1995, Ying-Shuo i wsp. 2009, Sobera 2010; Dos Santos Cardoso i wsp. 2018). Riach i Hayes (1987) przy wykorzystaniu platformy stabilograficznej badali u 76 dzieci w wieku od 2 do 14 lat zmiany poszczególnych jej zmiennych przy oczach otwartych i zamkniętych. Doszli do wniosku, że dzieci wykorzystują informacje wizualne do kontrolowania równowagi w sposób inny niż dorośli i że dopiero po ukończeniu siedmiu lat zaczynają stosować strategie posturalne. Do identycznych wniosków doszli Hay i Redon (1999) twierdząc, że największe zmiany rozwojowe w kontroli równowagi przypadają na wiek 6-8 lat.

Usui i wsp. (1995) analizowali przemieszczenia COP u 576 chłopców i 612 dziewczynek w wieku od 3 do 11 lat. Szczególnie interesowało ich zagadnienie wykorzystania powierzchni podparcia. Wykazali, że w stanie swobodnym zakres przemieszczeń COP u dzieci obejmuje większe pole niż u dorosłych, u których znajduje się prawie w jednym punkcie, jednak granica wychwiania świadomych u dzieci ogranicza się do obszaru wewnątrz powierzchni podparcia.

Uznali, że do znaczącej poprawy stabilności w siódmym roku życia przyczynia się formowanie w tym wieku łuku podeszwowego oraz że wraz z dorastaniem środek ciężkości stopy u dzieci przesuwa się w kierunku palców. Z kolei Roncesvalles i wsp. (2005) zaobserwowali u dzieci w wieku 7-9 lat większą niezależność poruszania poszczególnymi segmentami ciała i odnoszenie jego położenia do kierunku siły grawitacji.

Ying-Shuo i wsp. (2009), w oparciu o platformę stabilograficzną, starali się zróżnicować proces utrzymania równowagi dzieci w wieku 3-12 lat w warunkach stałego i odkształcalnego podłoża (pianka) przy oczach otwartych i zamkniętych. Ich wyniki potwierdziły wcześniejsze obserwacje Watanabe (1979), że dziecko w wieku 12 lat osiąga poziom równowagi osoby dorosłej. Bardzo ciekawe badania wśród dzieci w wieku 2-7 lat przeprowadziła Sobera (2010), która wykazała wyraźną poprawę wszystkich miar stabilności wraz z wiekiem badanych. Jej zdaniem dzieci w wieku 6-7 lat nie wykazują już między sobą istotnych różnic, a ich stabilność utrzymuje się na podobnym poziomie. Siedmiolatki wykazywały wartości miar stabilności zbliżone do poziomu dorosłych. Celem pracy Dos Santos Cardoso i wsp. (2018) była ocena stabilności oraz stopnia wykorzystania informacji sensorycznych do kontroli postawy dzieci w wieku 5-12 lat. Badania 80 osobowej grupy przeprowadzono przy zastosowaniu posturografii dynamicznej w oparciu o protokół SOT urządzenia Equitest. Ich zdaniem stabilność poprawia się wraz z wiekiem, a pełną funkcjonalność osiąga w dziewiątym roku życia. Wpływa na to dojrzałość sensoryczna, która kształtuje się najpierw w narządzie wzroku, następnie układzie proprioceptywnym, a na końcu w narządzie przedsionkowym. Do nieco odmiennych wniosków doszli Peterson i wsp. (2006) wskazując, że proces ten trwa do 12-go roku życia.

Badania własne przeprowadzono w dwóch odmiennych warunkach: stania swobodnego na platformie dwupłytywowej i realizacji zadania równoważnego na balansowej. W pierwszej części nawiązują one do badań Sobery (2010), stanowiąc ich rozwinięcie o kolejne przedziały wiekowe. W drugiej, w pewnym zakresie są zbliżone do pomiarów równowagi dynamicznej Ying-Shuo i wsp. (2009) i Dos Santos Cardoso i wsp. (2018). Ich ograniczeniem jest pomiar wykonany jedynie w płaszczyźnie czołowej, ale nie dotyczą one prób utrzymania pozycji pionowej, a realizacji zadania polegającego na świadomym wychodzeniu i powrocie do stanu równowagi.

Przeprowadzona w niniejszej pracy analiza zmian poziomu stabilności posturalnej w warunkach stabilnego podłoża potwierdziła obserwacje części autorów. Wraz z wiekiem prawie wszystkie zarejestrowane na platformie dwupłytywowej parametry uległy istotnej poprawie. Najbardziej miarodajną miarą w tym zakresie wydaje się być pole powierzchni zakreślane przez COP (SA). Jego zmniejszanie świadczy o redukcji zakresu ruchów w obrębie stawów

skokowych w odpowiedzi na wychylenia ciała. Wynika to z faktu, że wraz z wiekiem reakcje posturalne stają się bardziej adekwatne do sytuacji i ekonomiczne. Badania własne wykazały obniżenie się wartości tego parametru aż o 71%, z poziomu 1472,2 mm² u siedmiolatków do 425,8 mm² u dziesięciolatków.

Ważną rolę o ocenie stabilności odgrywa też zakres COP, który odzwierciedla wielkość odchylenia ciała od pionu w obu kierunkach ruchu. Obniżanie się jego wartości oznacza poprawę stabilności ciała. Vallis i McFadyen (2005) wykazali, że nawet 10-letnie dzieci charakteryzują się wyprzedzającymi ruchami głowy i tułowia, zanim zmieniają kierunek wychyleń całego ciała podczas stania. W badaniach własnych wartości zakresu COP uległy 41% poprawie.

Prędkość przemieszczeń COP (MV) świadczy o szybkości zmian nacisku stopami na podłoże w różnych kierunkach ruchu, spowodowanych przeciwdziałaniem nadmiernemu wychyleniu ciała. Wraz z przyrostem wieku kalendarzowego dzieci spowalniają zmiany nacisku stóp na podłoże, co jest przejawem ekonomizacji odruchów postawnych. Raymarkers i wsp. (2005) stwierdzili, że prędkość COP stanowi najbardziej miarodajną miarę oceny stabilności ciała. Jest ona bowiem odbiciem transmisji informacji wejściowych i wyjściowych w układzie sensomotorycznym. W badaniach własnych jej wartość obniżała się systematycznie w poszczególnych rocznikach z poziomu 22 mm/s u 7-latków do 13,9 mm/s u 10-latków, co w ujęciu relatywnym świadczy o 37% poprawie.

Częstotliwość oscylacji COP (MF) pośrednio informuje o szybkości przewodzenia bodźców w układzie nerwowym człowieka (Golema 2002; Hertel i wsp. 2006). W przypadku dzieci może ona być wyznacznikiem rozwoju sprawności przewodzenia nerwowo-mięśniowego, a także integracji informacji ze środowiska zewnętrznego. W starszych grupach wiekowych odnotowuje się jedynie tendencję do obniżania się MF. Wynika to najprawdopodobniej z faktu, że częstotliwość oscylacji COP jest nośnikiem innej informacji niż wskaźniki określające zewnętrzne przejawy wychwień ciała. Zdaniem Sobery (2010) u dzieci 5- i 6-letnich tendencja do zmniejszania się oscylacji COP jest jeszcze widoczna, ale już w 7. roku życia znaczące obniżanie się wartości tego wskaźnika nie występuje. To spostrzeżenie potwierdzają wyniki badań własnych. Zmiany częstotliwości przemieszczeń COM w badanym przedziale wieku 7-10 lat były niewielkie i statystycznie nieistotne.

We wszystkich przypadkach relacje pomiędzy wiekiem kalendarzowym badanych a uzyskanymi przez nich wynikami na platformie stabilograficznej miały charakter liniowy, wskazując na stałą, proporcjonalną ich poprawę. Najsilniejsze z nich dotyczyły długości ścieżki COP (SP: $r=-0.39$, $p < 0.001$), prędkości jego przemieszczeń (MV: $r=-0.30$, $p < 0.001$) oraz zakresu ($r=-0.22$, $p < 0.001$).

Wyniki badań zależności pomiędzy wiekiem badanych dzieci a poziomem ich stabilności w warunkach dynamicznych ujawniły jeszcze silniejsze powiązania tych zmiennych niż stwierdzone podczas stania swobodnego na podłożu stabilnym. Były one jednakowe dla wszystkich parametrów (IS, PC i PW) i wyniosły $r=-0.48$, $p<0.001$. Również w tych warunkach odnotowano stałą poprawę badanych wskaźników w całym przedziale wiekowym 7-10 lat. Relatywnie była ona zbliżona do obserwowanej podczas stania swobodnego. W przypadku IS wyniosła 37%, PC — 31%, a PW — 56%.

Silniejsze powiązania miar stabilności z wiekiem badanych podczas balansowania w stosunku do stania swobodnego zdają się potwierdzać obserwacje Dos Santos Cardoso i wsp. (2018), którzy wskazują na przyspieszenie dojrzewania integracji sensorycznej w wieku 7-9 lat oraz sekwencyjne włączanie się do tego procesu kolejnych układów. W stanie swobodnym zaangażowanie narządu wzroku, proprioreceptorów, mechanoreceptorów czy błędniaka jest zdecydowanie mniejsze niż podczas realizacji zadania równoważnego w oparciu o wzrokowe sprzężenie zwrotne.

Odpowiadając na postawione pytanie badawcze, biorąc pod uwagę zmniejszanie się wraz z wiekiem kalendarzowym amplitudowych wskaźników stabilności, można stwierdzić, że stabilność pozycji stojącej ciała ulega znaczącej poprawie w miarę rozwoju fizycznego dzieci w przedziale wiekowym 7–10 lat. Stwierdzono występowanie istotnych, o średniej sile związku, relacji miar równowagi z wiekiem kalendarzowym badanych dzieci. Miały one charakter liniowy. Wyższe wartości współczynników korelacji odnotowano w warunkach dynamicznych, co potwierdza przyjętą hipotezę, zakładającą poprawę stabilności badanych wraz z procesem dojrzewania odpowiedzialnych za utrzymanie równowagi układów sensorycznych.

5.2.Relacje wybranych wskaźników somatycznych z poziomem stabilności badanych dzieci

Chociaż wiadomo, że czynniki biomechaniczne wpływają na stabilność postawy, to ich wpływ na parametry stabilometryczne nie został dotąd szeroko zbadany. Chiari i wsp. (2002) przeprowadzili analizę, które z cech budowy ciała wydają się być najbardziej powiązane z utrzymywaniem postawy stojącej. Z 55 pomiarów antropometrycznych wskazali na: wysokość, masę ciała oraz szerokość stopy. Wielu badaczy uważa jednak, że nie należy odnosić się w tym przypadku do pojedynczych cech budowy ciała, ale do somatotypu. Ich zdaniem jego określenie przez Sheldona i wsp. (1954) oraz znacznie precyzyjniej — metodą zaproponowaną przez Cartera i Heatha (1990) wydaje się odpowiednie do wykazania wpływu morfologii na stabilność postawy niż oddzielne wykorzystywanie do tego wysokości i masy ciała. Zakładają

oni, że osoby o zbliżonej wysokości i masie, ale różniące się somatotypem, mogą uzyskiwać różne wyniki pomiaru równowagi (Horak 1997; Allard i wsp. 2001; Kejonen i wsp. 2003). Allard i wsp. (2001) wykazali, że osoby o wysokim stosunku wysokości do masy ciała (ektomorficy) wykazują większą niestabilność niż endomorficy. Obniżenie poziomu stabilności w grupie ektomorficznej przypisywali stosunkowo niskiemu komponentowi mięśniowemu oraz podwyższonej pozycji COM badanych. Jednak ci sami autorzy uznali wysokość i masę ciała za globalny czynnik morfologiczny (Farenc i wsp. 2003). W podobnym kierunku podążyli inni, uznając, że miarodajnym wskaźnikiem budowy ciała, mającym wpływ na stabilność pozycji stojącej, będzie BMI.

Celem badania Hue i wsp. (2007) było określenie w warunkach statycznych udziału masy ciała w przewidywaniu stabilności posturalnej. Po redukcji danych, do modelu regresji wprowadzono masę i wysokość ciała, długość stopy oraz wiek. Jej analiza ujawniła, że masa ciała odpowiadała za 52% wariacji wspólnej. Sugeruje to, że stabilność jest silnie ujemnie skorelowana z masą ciała. Do podobnych wniosków w swoich badaniach doszli Chiari i wsp. (2002), Goulding i wsp. (2003) oraz Teasdale i wsp. (2007). Zależność między BMI a równowagą — tak w warunkach statycznych, jak i w dynamicznych — starali się określić Guzmán-Muñoz i wsp. (2019). Badaniami objęli 158 dzieci w wieku 6-9 lat. W warunkach statycznych stwierdzili występowanie istotnych korelacji pomiędzy BMI a prędkością COP. Wskazywały one jednak na korzystniejsze wyniki prędkości wraz ze wzrostem BMI badanego. Odwrotne zależności stwierdzili w teście dynamicznym. Potwierdzają to obserwacje Maślanko i wsp. (2020), którzy badali równowagę dynamiczną na platformie BioDex w grupie 166 dzieci i młodzieży w wieku 7-18 lat. W tych warunkach osoby z otyłością osiągały słabsze wyniki niż te z prawidłową masą ciała. Zbliżone pomiary, również na platformie BioDex, przeprowadzili Bataweel i wsp. (2020). Uzyskane przez nich wyniki jednoznacznie wskazywały na obniżony poziom stabilności posturalnej dzieci z wysokim BMI podczas balansowania na ruchomej platformie. Z kolei badania Rusek i wsp. (2021), przeprowadzone na dużej grupie 1137 dzieci w wieku 7 do 15 lat na stałej platformie dynamograficznej, wykazały istotną ujemną zależność pomiędzy wszystkimi miarami urządzenia w wartością wskaźnika BMI, co z kolei potwierdza pozytywny wpływ zwiększonej masy ciała na wyniki równowagi w warunkach statycznych.

Wyniki badań własnych w wielu aspektach pokrywają się a obserwacjami przywołanych autorów. Analiza uwarunkowań poziomu stabilności na stałym podłożu w zależności od budowy somatycznej badanych wykazała duże zróżnicowanie wyodrębnionych grup, tak pod względem współczynnika Manouviera, jak i BMI w odniesieniu do wyników poszczególnych parametrów uzyskanych na platformie stabilograficznej. Stwierdzone między wyodrębnionymi

grupami różnice wskazywały na poprawę poziomu stabilności wraz ze wzrostem wartości obu analizowanych wskaźników. W ujęciu relatywnym, w grupach wskaźnika Manouvier'a, największe różnice stwierdzono w zakresie pola powierzchni (SA - 27%), drogi (SP - 18%) oraz szybkości (MV - 18%) COP. Mniejsze w zakresie jego przemieszczeń (MA - 11%). Wyjątkiem od tej reguły była częstotliwość oscylacji (MF) COP. Istotnie większe zróżnicowanie odnotowano w relacjach parametrów COP i wskaźnika BMI. Uzyskane wyniki wskazują, że stabilność w warunkach statycznych ulega poprawie wraz ze wzrostem wartości BMI. Najbardziej wrażliwe na zmianę masy ciała okazały się powierzchnia zakreślana przemieszczeniem COP (SA - 50%), jego droga (SP - 42%) i prędkość (MV - 42%) oraz w mniejszym stopniu częstotliwość (MF - 25%) oraz zakres (MA - 19%).

Dwuczynnikowe modele regresji parametrów COP jako zmiennych zależnych oraz wskaźników BMI i Manouvier'a jako predyktorów cech somatycznych potwierdziły większe oddziaływanie na równowagę w warunkach statycznych masy ciała badanych niż długości ich kończyn dolnych.

Wyniki zadania równoważnego uzyskane w badaniach własnych na platformie balansowej potwierdziły wcześniejsze obserwacje Guzmán-Muñoz i wsp. (2019) oraz Maślanko i wsp. (2020). Zmiana warunków ze statycznych na dynamiczne u tych samych badanych skutkowałą odmiennym kierunkiem zróżnicowania. Również na platformie balansowej poziom stabilności poprawiał się wraz ze zwiększaniem wartości analizowanych wskaźników antropologicznych, ale bardziej w zakresie wskaźnika Manouvier'a niż BMI. W grupach Manouvier'a największe zróżnicowanie stwierdzono w precyzji balansowania (PW-44%), mniejsze w ujęciu całościowym (IS - 28%) i powierzchni całkowitej (PC - 24%). W grupach BMI istotne okazały się różnice pomiędzy przedziałami o skrajnych wartościach. Dla indeksu stabilności wyniosły 13., a dla powierzchni całkowitej zaledwie 11%. Jednak dwuczynnikowe modele regresji parametrów platformy balansowej jako zmiennych zależnych oraz wskaźników BMI i Manouvier'a jako predyktorów nie potwierdziły przytoczonych wyników, świadczących o większym wpływie na poziom stabilności w warunkach dynamicznych długości kończyn dolnych w relacji do masy ciała badanych. Co prawda udział BMI w modelach jest zdecydowanie mniejszy niż w analogicznych, obliczonych dla warunków statycznych, ale to głównie jego przedziały okazały się w nim statystycznie istotne.

Odpowiadając na postawione pytanie badawcze — w jakim stopniu wybrane wskaźniki antropologiczne są powiązane z poziomem stabilności badanych dzieci? — można potwierdzić obserwacje innych autorów o ich znaczącym wpływie, zwłaszcza w warunkach statycznych. W tym przypadku przeczą one przyjętej hipotezie zakładającej, że poziom stabilności badanych

będzie wzrastał wraz ze zmniejszaniem się u nich relacji wagowo-wzrostowych. Zarówno bezpośrednie relacje parametrów stabilności ze wskaźnikami antropologicznymi jak i dwuczynnikowe modele regresji wskazują na większe oddziaływanie na równowagę masy ciała badanych niż długości kończyn dolnych. Niejednoznaczne okazały się wspomniane relacje w warunkach dynamicznych. Tutaj uzyskane wyniki wskazywały na większe oddziaływanie na stabilność proporcji długościowych niż BMI. Jednak ich przewagi nie udało się ich potwierdzić w dwuczynnikowych modelach regresji.

5.3. Dominacja kończyn dolnych a asymetria funkcji podporowej w utrzymywaniu równowagi

Pozorna zewnętrzna fizyczna symetria ludzkiego ciała jest w dużej mierze zaburzona ze względu na funkcje czuciowo-motoryczne. Człowieka zwykle charakteryzuje ręczność i nożność. Jeśli chodzi o jego postawę pionową, to biorąc pod uwagę niezliczone pozycje, które przyjmuje podczas stania swobodnego, również wydaje się być asymetryczna. Stojąc naturalnie, w pozycji zrelaksowanej, ludzie dokonują zmian postawy i swobodnie zmieniają pozycje swojego ciała (Duarte i wsp. 2000). Funkcjonalna dominacja lewej lub prawej strony ciała człowieka jest normalnym efektem rozwoju posturalnego. Jako termin medyczny wyraża funkcjonalną dominację jednego z pary symetrycznych narządów ludzkiego ciała nad drugim. Chociaż asymetria postawy jest powszechnie uważana za odzwierciedlenie upośledzenia postawy, to leży ona w naturze człowieka (Stodółka i Sobera 2017).

Symetria postawy ciała była przedmiotem zainteresowania naukowców od czasu pierwszych badań, w których stosowano mechaniczne pomiary pozycji stojącej. Wszyscy zauważyli, że najbardziej naturalną i wygodną formą stania była pozycja asymetryczna. Co więcej, autorzy ci uznali postawę, w której ludzie starają się stać jak najbardziej nieruchomo w symetrycznej postawie (stanie swobodne) za nienaturalną i mniej powszechną. Wraz z rozwojem platform stabilograficznych oraz potrzebą osiągnięcia większej powtarzalności wyników, naukowcy zostali zmuszeni do pomiarów w kontrolowanych warunkach, do czego najbardziej nadawała się pozycja stania swobodnego. Uwzględniając jej ograniczenia, we wszystkich doniesieniach odnotowano niewielkie wartości asymetrii rozkładu nacisku na kończyny dolne (Błaszczuk i wsp. 2000; Aruin i Kanekar 2013; Rougier i Genthon 2009). Nie stwierdzono jednoznacznie, czy ludzie mają dominującą kończynę podczas stania swobodnego, czyli czy obciążają bardziej jedną stronę ciała niż drugą, ani czy ewentualna asymetria pozycji stojącej zmienia się w czasie dłuższego pozostawania w tej pozycji (Prado-Rico i Duarte 2019). Jest prawdopodobne, że zachowanie równowagi jest różne dla kończyn dominującej i niedominującej, ponieważ

czynności funkcjonalne i podtrzymywanie ciężaru ciała są bardziej intensywne po stronie dominującej. Jeśli jednak tak jest, to podczas interpretacji wyników należy wziąć pod uwagę jednoczesne obciążenie obu nóg w układzie bilateralnym (Schorderet i wsp. 2021). W większości współczesnych opracowań autorzy wskazują na brak wpływu dominacji jednej kończyny na wynik równowagi, ale dotyczy to ich porównań w pozycji stania jedno- (unilateralnej).

W staniu obunóż na stabilnym podłożu asymetria w funkcji podporowej kończyn dolnych według wielu badań objawia się nieznacznie większym obciążeniem kończyny niedominującej oraz większą częstotliwością ruchów stabilizacyjnych kończyny dominującej (Önell 2000, Malinowski 2004). W tej pozycji około 90% dorosłych wykazuje dominację prawej strony w funkcjach mobilizacyjnych kończyny dolnej, pomimo tego, że nie została ona jednoznacznie potwierdzona w kinematyce przemieszczeń COP obu kończyn. Wydaje się jednak, że w ontogenezie kierunek tej dominacji nie jest jednakowy. Zdaniem Gentry i Gabbard (1995) ustala się ona stopniowo wraz z wiekiem. W dużej grupie dzieci i młodzieży stwierdzili oni nieustalony kierunek lateralizacji w wieku 4-8 lat, a następnie w wieku 11 lat większą częstość występowania prawostronności i utrzymywanie się jej do dorosłości. Do podobnych wniosków w badaniu 2-7 letnich dzieci doszła Sobera (2010). Stwierdziła, że podczas stania najmłodsze z nich (2-, 3-latki) nie wykazywały zdecydowanej asymetrii kończyn dolnych. Rozwój lateralizacji funkcji stabilizacyjnej przejawiała 4-latki, u których uzyskano istotnie niższe wartości wskaźników stabilności lewej kończyny dolnej niż prawej. U dzieci w wieku od 5 do 7 lat dominacja lewej kończyny nad prawą w funkcji stabilizacyjnej utrzymywała się i przejawiała mniejszymi zakresami oscylacji COP lewej, przy większej aktywności przemieszczeń korekcyjnych prawej stopy. Większe wartości wskaźników amplitudowych prawej niż lewej kończyny dolnej prawdopodobnie świadczą o dominacji czynnościowej prawej, która wykonuje zamierzony ruch, a lewa przejmuje funkcję stabilizacyjną. U 6-letnich dzieci autorka zaobserwowała pewien regres procesu lateralizacji kończyn dolnych w funkcji stabilizacyjnej. Istotna zależność między częstotliwością korekcyjnych przemieszczeń COP lewej i prawej stopy we wszystkich grupach wiekowych dzieci wskazywał na ścisłe współdziałanie kończyn w stabilizacji ciała. Mazur-Rylska (2017) analizowała asymetrię w staniu swobodnym w grupie dzieci w wieku zbliżonym do badań własnych (7-12 lat). Jako główny parametr przyjęła drogę COP, mierzoną osobno dla obu kończyn na platformie dwupłytkowej. W ujęciu całościowym wykazała, podobnie jak Gentry i Gabbard (1995), występowanie asymetrii w kategorii wieku 10-11 lat. O rok wcześniej wystąpiła ona w płaszczyźnie strzałkowej. Z kolei Bourelle i wsp. (2017) otrzymali odmienne wyniki. W swoich badaniach u dzieci w wieku 4-6 lat

zaobserwowali prawostronną lateralizację, natomiast u starszych (6-10 lat) — lewostronną, jednak ich wyniki nie były statystycznie istotne. Potwierdza to obserwacje, że kierunek i wielkość asymetrii zmieniają się wraz z wiekiem badanych dzieci. Jednym z powodów dla którego asymetria funkcjonalna między kończynami dolnymi nie jest tak wyraźna jak między górnymi, jest to, że przez większość czasu obie kończyny dolne mają tendencję do poruszania się symetrycznie, tak podczas chodu, jak i stania. Z punktu widzenia teorii neurorozwojowej Previc'a (1991) dominacja stopy w kontekście bilateralnym wydaje się niejasna ze względu na komplementarność wykonywanego zadania, w którym jedna stopa zapewnia niezbędne podparcie, podczas gdy druga wykonuje ruch dowolny. Twierdzenie to ma zastosowanie tylko przy założeniu, że każdemu działaniu (mobilizacja i stabilizacja) stawiane są równoważne wymagania neurologiczne. Jednak w życiu codziennym większość obustronnych czynności posturalnych, takich jak kopanie piłki, wbijanie łopaty itp., wymagających różnych funkcji stopy, co podkreśla asymetryczne neurologiczne wymagania dotyczące kończyn dolnych (Wang i Newell 2013). Hart i Gabbard (1997) stwierdzili, że przy takich czynnościach większość badanych zmieniała kończyny w celu stabilizacji. Osoby, które w zadaniach bilateralnych deklarowały się jako prawonożne, w celu stabilizacji przestawiały się na kończynę dominującą. Z tego punktu widzenia czynności specyficznej dla zadania nie można zdefiniować za pomocą kwestionariusza, który ignoruje funkcjonalne ograniczenia jego kontekstu. W przeciwnym razie mogą wystąpić konflikty między preferencjami stóp określonymi przez ten kwestionariusz (Wang i Newell 2013).

Asymetria funkcji podporowej może być związana z dysfunkcją kończyn dolnych, bólami stawów i mięśni, czy złymi nawykami ruchowymi, które rozpoczęły się w młodszy wiek. Powtarzająca się asymetria obciążenia obu kończyn trwająca przez wiele godzin każdego dnia może wiązać się z niesymetrycznym obciążeniem kręgosłupa i bólami odcinka lędźwiowego (Stodółka i Sobera 2017). Na jeden z powodów występowania asymetrii funkcjonalnej w postawie stojącej autorzy wskazują zmęczenie. Ich zdaniem zmęczenie mięśni różnych obszarów ciała, takich jak: staw skokowy, kolanowy, biodrowy oraz lędźwiowy i szyjny odcinek kręgosłupa wpływa na obniżenie kontroli postawy. Jego wpływ tłumaczy zmianą propriocepcji, która wpływa na połączenia nerwowo-mięśniowe, powodując zmęczenie obwodowe oraz upośledzenie ośrodkowej integracji informacji sensorycznych. Aby zrekompensować skutki zmęczenia mięśni podczas zadania posturalnego, rekrutowane są nowe jednostki motoryczne, co wymaga reorganizacji aktywacji mięśni i kontroli ruchu w celu wyrównania deficytów. Ta reorganizacja może skutkować zmianami zarówno strategii, jak i asymetrii postawy podczas jej kontroli (Vuillerme i wsp. 2002).

Badania wykazały, że u młodzieży wychwiania ciała zwiększają się po zmęczeniu mięśni oddziaływujących na stawy proksymalne (np. biodrowy) w porównaniu ze zmęczeniem mięśni stawów dystalnych (np. skokowego), co sugeruje, że kontrola postawy przy zmęczeniu mięśni jest bardziej zależna od stawów proksymalnych oraz że zmiany strategii posturalnych są zależne od zmęczenia mięśni. Vuillerme i wsp. (2002) wykazali, że po zmęczeniu mięśni następuje wzrost udziału preferowanej kończyny w kontroli postawy, co skutkuje asymetrią. Asymetria ta zwiększa niestabilność posturalną z powodu nierównomiernego obciążenia kończyn dolnych, co może wystąpić w wyniku przenoszenia ciężaru z jednej nogi na drugą.

Innym z powodów występowania asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych w staniu swobodnym może być nadmierna masa ciała. Stwierdzono bardzo wysoką i istotną korelację między poziomem stabilności a BMI u osób z nadwagą. Nie wystąpiła ona u osób z prawidłowym BMI. Obciążenie kończyn dolnych u osób z nadwagą nie było symetryczne, szczególnie podczas dłuższego stania, co skutkowało niekorzystnym wzrostem miar stabilności. Sugeruje również, że wyższe wartości tego wskaźnika mocno wpływają na asymetrię obciążenia kończyn. Genthon i Rougier (2015) wykazali negatywny wpływ asymetrycznego rozkładu masy ciała na kontrolę posturalną. W badaniu na platformie dwupłytowej stwierdzili, że wraz ze wzrostem asymetrii obciążenia wzrastają wartości zakresu COP pod obiema stopami, jednak mocniej w kierunku bocznym (ML). Efekt ten był silniejszy dla kończyny nieobciążonej niż obciążonej. Ta zmiana strategii posturalnej zdaniem autorów wydaje się odzwierciedlać silniejszą kontrolę wychwiania ciała w kierunku bocznym poprzez szybsze zmiany kierunku przesunięć COM ciała podczas stania swobodnego, co jest głównym mechanizmem kontroli postawy w płaszczyźnie czołowej. Jest ona mniej skuteczna, gdy jedna z kończyn jest stopniowo odciążana. Jednak, gdy niestabilność postawy zbiega się z asymetrią obciążenia, nie jest jasne w jakim stopniu jest ona związana z ograniczeniami biomechanicznymi lub kontrolą układu nerwowego. Zdaniem Anker i wsp. (2008) w przypadku zdrowych osób większa asymetria obciążenia wiąże się ze zwiększonym kołysaniem postawy w kierunku przednio-tylnym (AP).

Wyniki badań własnych w staniu swobodnym na platformie dwupłytowej wykazały odmienną asymetrię funkcjonalną kończyn dolnych w ich funkcji podporowej w zależności od kierunku dominacji. Osoby prawonożne, zgodnie z obserwacjami innych autorów (Previc 1991; Önell 2000; Malinowski 2004; Sobera 2010; Schorderet i wsp. 2021) uzyskiwały korzystniejsze wyniki poszczególnych wyznaczników stabilności dla kończyny lewej. W rozróżnieniu płaszczyzn ruchu wykazano znacząco większy stopień asymetrii w wychwianiu przednio-tylnym (AP). W bocznych (ML) asymetria pomiędzy kończynami była niewielka lub

nie wystąpiła, co stoi w sprzeczności do wyników Genthon i Rougier (2015), ale potwierdza Anker i wsp. (2008). Wszystkie z przytoczonych badań dotyczyły osób, które deklarowały się jako prawonożne w funkcji manipulacyjnej. W badaniach własnych uwzględniono też grupę osób deklarujących się jako lewonożne. W tym przypadku uzyskane wyniki okazały się odmienne od teorii Previc'a (1991). Dzieci lewonożne uzyskały korzystniejsze wartości wyznaczników stabilności na kończynie dominującej — czyli lewej. Podobnie jak u osób prawonożnych dotyczyło to przede wszystkim wychwiał przednio-tylnych. Również w tym kierunku stwierdzono u osób lewonożnych większe zróżnicowanie wyników między obiema kończynami.

Badanie stabilności posturalnej na platformie stabilograficznej w warunkach statycznych stało się dzisiaj standardem. Ma ono jednak swoje wyraźne ograniczenia. Głównym z nich jest niewielkie zaangażowanie narządu przedsionkowego. U zdrowej osoby stojącej w pozycji pionowej średnie przyspieszenie mierzone na poziomie głowy jest mniejsze od progu detekcji kanałów półkolistych (Winter i wsp. 1996). Aby móc w pełni ocenić wpływ na stabilność posturalną bodźców sensorycznych pochodzących z błędnika wprowadzono próby o bardziej dynamicznym charakterze, w tym m.in. translację platformy i/lub obrót oraz platformy balansowe (Rougier 2012). Zdaniem wielu autorów posturografia dynamiczna może być cenniejszym źródłem informacji o stabilności posturalnej, ponieważ opisuje zdolność osoby do utrzymania równowagi podczas wykonywania zadania funkcjonalnego (Gribble i wsp. 2012; Turner 2017). W badaniach własnych dzieci balansując obunóż na platformie charakteryzowały się tym samym kierunkiem asymetrii co w warunkach statycznych. Ograniczeniem badania było jednak wykonanie zadania równoważnego jedynie w płaszczyźnie czołowej. Osoby deklarujące się jako prawonożne uzyskiwały korzystniejsze wyniki powierzchni całkowitej (PC) i wyjścia (PW) dla lewej strony zapisu przebiegu próby i odwrotnie lewonożne dla strony kończyny dominującej. W ujęciu relatywnym różnice były niewielkie, ale statystycznie istotne.

Przystępując do badań przyjęto hipotezę, że w warunkach statycznych u badanych dzieci asymetria funkcjonalna nie wystąpi. Ich wyniki jej nie potwierdziły, ukazując istotne różnice pomiędzy wyznacznikami stabilności dla poszczególnych kończyn, które u osób deklarujących się jako prawonożne wskazywały na większą stabilność kończyny lewej i odwrotnie dla lewonożnych kończyny dominującej. W warunkach dynamicznych założono, że asymetria wystąpi preferując kończynę niedominującą. Potwierdziło się to w przypadku osób prawonożnych, a osób deklarujących lewonożność korzystniejsze wyniki stabilności odnotowano na kończynie lewej. Ze względu na ograniczenie zadania równoważnego do wychwiał bocznych, stwierdzone zależności można odnieść tylko do płaszczyzny czołowej.

6. WNIOSKI

1. Badane dzieci charakteryzowały się stałą, znaczącą poprawą miar stabilności posturalnej w kolejnych przedziałach wieku kalendarzowego od 7 do 10 lat, proporcjonalną do ich rozwoju fizycznego. W ujęciu relatywnym była ona zbliżona w obu warunkach równowagi, ale silniejsze relacje pomiędzy wiekiem badanych a poziomem ich stabilności stwierdzono w dynamicznych.
2. W warunkach statycznych relacje miar stabilności ze wskaźnikami antropologicznymi, jak i dwuczynnikowe modele regresji, wskazują że większy wpływ na równowagę ma masa ciała badanych niż długości ich kończyn dolnych. Niejednoznaczne okazały się one w warunkach dynamicznych, gdzie stwierdzono większy wpływ na stabilność proporcji długościowych niż BMI, jednak nie udało się tego potwierdzić w dwuczynnikowych modelach regresji.
3. Zarówno w warunkach statycznych, jak i dynamicznych wykazano odmienną asymetrię funkcjonalną kończyn dolnych w ich funkcji podporowej w zależności od kierunku dominacji. W staniu obunóż osoby deklarujące się jako prawonożne uzyskiwały korzystniejsze wyniki poszczególnych miar stabilności dla kończyny niedominującej, natomiast lewnożne odwrotnie, na dominującej — czyli lewej.
4. Wyniki badań stabilności posturalnej w warunkach stałego i ruchomego podłoża 1230 dzieci w wieku 7-10 lat mogą być bazą danych referencyjnych dla analogicznych opracowań oraz stanowić punkt wyjścia dla ustalenia norm rozwojowych dla poszczególnych przedziałów wieku kalendarzowego.

PIŚMIENNICTWO

1. Allard P, Nault ML, Hinse S, LeBlanc R, Labelle H. Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium. *Annals of Human Biology*, 2001; 28(6): 624–633.
2. Alonso AC, Mochizuki L, Luna NMS, Canonica AC, Souza RR, Maifrino LBM, Figueira Jr A, Bocalini DS, Greve JMD. Men and women do not have the same relation between body composition and postural sway. *J. Morphol. Sci.*, 2015, vol. 32, no. 2, p. 93-97.
3. Alonso AC, Brech GC, Bourquin AM, Greve JMDA. The influence of lower-limb dominance on postural balance. *Sao Paulo Med J.* 2011; 129(6): 410-413.
4. Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJW, Nienhuis B, Straatman H, Geurts ACH.: The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture*, 2008; 27: 471–477.
5. Aruin AS, Kanekar N. Effect of a textured insole on balance and gait symmetry. *Experimental Brain Research*. 2013; 231(2): 201-208.
6. Assaiante C, Amblard B. Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues. *Experimental Brain Research*, 1993; 93, 499–515.
7. Assaiante C, Amblard B. An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science*, 1995; 14, 13-43.
8. Assaiante C. Development of locomotor balance control in healthy children. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, 1998; 22, 527-532.
9. Assaiante C, Mallau S, Viel S, Jover M, Schmitz C. Development of postural control in healthy children: a functional approach. *Neural Plasticity*, 2005; 12, 109-118.
10. Bandalos DL. Measurement theory and applications for the social sciences. *The Guilford Press*, 2018.
11. Bataweel EA, Ibrahim AI. Balance and musculoskeletal flexibility in children with obesity: a cross-sectional study. *Annals of Saudi Medicine* 2020; 40(2): 120-125.
12. Berger W, Trippel M, Discher M, Dietz V.: Influence of subjects' height on the stabilization of posture. *Acta Otolaryngologica*, 1992; 112(1): 22–30.
13. Berger W, Trippel M, Assaiante C, Zijlstra W, Dietz V. Developmental aspects of equilibrium control during stance: a kinematic and EMG study. *Gait & Posture*, 1995; 3, 149-155.
14. Błaszczyk JW. Biomechanika kliniczna. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa, 2004.
15. Błaszczyk JW, Cieślinska-Świder J, Plewa M, Zahorska-Markiewicz B, Markiewicz A. Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*, 2009; 42: 1295–1300.
16. Błaszczyk JW, Prince F, Raiche M, Hebert R. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *Journal of Biomechanics*. 2000; 33(10): 1243-1248.
17. Bober T, Zawadzki J. Biomechanika układu ruchu człowieka. Wydawnictwo BK. 2006.
18. Bogin B, Varela-Silva MI. Leg length, body proportion, and health: a review with a note on beauty. *International journal of environmental research and public health*. 2010; 7(3): 1047-75.
19. Bourelle S, Dey N, Sifaki-Pistolla D, Berge B, Gautheron V, Cottalorda J, Taiar R. Computerized static posturography and laterality in children. Influence of age. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2017; 19(2).
20. Brenière Y, Bril B. Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Experimental Brain Research*, 1998; 121, 255-262.
21. Bressel E, Yonker JC, Kras J, Heath EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *Journal of Athletic Training*, 2007; 42(1): 42–46.
22. Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Mesure S. The influence of adolescent idiopathic scoliosis on the dynamic adaptive behavior. *Neuroscience Letters*. 2008; 447: 158-163.
23. Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Berton E, Mesure S. Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step. *European Spine Journal*. 2009; 18: 188-195.
24. Bryant ES, Duncan MJ, Birch SL. Fundamental movement skills and weight status in British primary school children. *European Journal of Sport Science*, 2014; 14(7): 730-736.
25. Carter JEL, Heath BH: Somatotyping-development and applications. *Cambridge University Press*. Cambridge, 1990.
26. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics*, 2002; 17: 666–677.

27. Clifford AM, Holder-Powell H. Postural control in healthy individuals. *Clinical Biomechanics*. 2010; 25(6): 546-551.
28. Cug M, Özdemir RA, Emre AK. Influence of leg dominance on single-leg stance performance during dynamic conditions: An investigation into the validity of Symmetry Hypothesis for dynamic postural control in healthy individuals. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2014; 60: 22-26.
29. Curran PJ, West SG, Finch JF. The robustness of test statistics to nonnormality and specification error in confirmatory factor analysis. *Psychological Methods*, 1996; 1(1): 16-29.
30. Dobosz J. Kondycja fizyczna dzieci i młodzieży w wieku szkolnym. Siatki centylowe. AWF w Warszawie. 2012.
31. Dos Santos Cardoso de Sa C, Boffino CC, Ramos RT, Tanaka C. Development of postural control and maturation of sensory systems in children of different ages. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2018; 22(1):70-76.
32. Duarte M, Freitas SMSF. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of physical therapy*. 2010; 14(3): 183-192.
33. Duarte M, Harvey W, Zatsiorsky VM. Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics*. 2000; 43(11): 1824-1839.
34. Elias LJ, Bryden MP, Bulman-Fleming MB. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. *Neuropsychologia*. 1998; 36(1): 37-43.
35. Emery CA, Cassidy JD, Klassen TP, Rosychuk RJ, Rowe BH. Development of a clinical static and dynamic standing balance measurement tool appropriate for use in adolescents. *Physical Therapy*, 2005; 85(6): 502-514.
36. Fabrigar LR, Wegener DT, MacCallum RC, Strahan EJ. Evaluating the use of exploratory factor analysis in psychological research. *Psychological Methods*, 1999; 4: 272-299.
37. Farenc I, Rougier P, Berger L. The influence of gender and body characteristics on upright stance. *Annals of Human Biology*. 2003; 30(3): 279-94.
38. Fatma A. Examination of some physical fitness and motor skill parameter of pre-adolescents and adolescents. *Journal of Education and Training Studies*. 2018; 6(9).
39. Forssberg H, Nashner LM. Ontogenic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. *Journal of Neuroscience*. 1982; 2(5): 545-552.
40. Fourdriat BA, Di Fabio RP, Anderson JH. Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 1993; 27(3): 255-271.
41. Gabbard C, Iteya M. Foot laterality in Children, Adolescents, and Adults. *Laterality*, 1996; 1(3): 199-205.
42. Gabbard C. Coming to terms with laterality. *The Journal of General Psychology*. 1997; 131(5): 561-564.
43. Gage WH, Winter DA, Frank JS, Adkin AL. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & Posture*, 2004; 19: 124-132.
44. Genthon N, Rougier P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *Journal of Biomechanics*. 2005; 38: 2037-49.
45. Gentry V, Gabbard C. Foot-preference behaviour: a developmental perspective. *The Journal of General Psychology*. 1995; 122(1): 37-45.
46. Golema M. Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała człowieka w obrazie stabilograficznym. Tom 64 z *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*. Wrocław, 2002.
47. Golema M. Wielkość przemieszczeń części ciała człowieka utrzymującego równowagę. *Studia i Monografie z. 148. Politechnika Opolska*. Opole, 2003.
48. Gołąb S, Chrzanowska M. Przewodnik do ćwiczeń z antropologii. AWF Kraków, 2007.
49. Goulding A, Jones IE, Taylor RW, Piggot JM, Taylor D. Dynamic and static tests of balance and postural sway in boys: effects of previous wrist bone fractures and high adiposity. *Gait & Posture*. 2003; 17(2): 136-141.
50. Greve J, Alonso A, Bordini ACPG, Camanho, GL. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics*, 2007; 62(6): 717-720.

51. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*. 2012; 47: 339-357.
52. Guzmán-Muñoz E, Valdes Badilla P, Méndez-Rebolledo G, Concha-Cisternas YF, Castillo Retamal M. Relationship between anthropometry and balance of postural control in children 6-9 years old. *Nutricion Hospitalaria*, 2019; 36(1): 32-38.
53. Hart S, Gabbard C. Examining the stabilising characteristics of footedness. *Laterality*, 1997; 2(1): 17-26.
54. Hay L, Redon C. Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. *Experimental Brain Research*. 1999; 125: 153-162.
55. Hertel J, Olmsted-Kramer LC, Challis JH. Time-to-boundary measures of postural control during single leg quiet standing. *Journal of Applied Biomechanics*, 2006; 22: 67-73.
56. Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Kocaja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of Athletic Training*. 1998; 33(4): 319-322.
57. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*. 1997; 6(1): 76-84.
58. Hue O, Simoneau M, Marcotte J, Berrigan F, Doréa J, Marceau P, Marceau S, Tremblay A, Teasdale N. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, 2007; 26: 32-38.
59. Ivanenko YP, Levik YS, Talis VL, Gurfinkel VS. Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction. *Neuroscience Letters*. 1997; 235(3): 109-112.
60. Iwasaki S, Yamasoba T. Dizziness and Imbalance in the Elderly: Age-related Decline in the Vestibular System. *Aging and Disease*. 2015; 6(1): 38-47.
61. Kalaycıođlu C, Kara C, Atbas, ođlu C, Nalc, acı E. Aspects of foot preference: Differential relationships of skilled and unskilled foot movements with motor asymmetry. *Laterality*. 2008; 13(2): 124-142.
62. Karlsson A., Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics*, 2000; 15, 365-369.
63. Kasperczyk T. Metody oceny postawy ciała. Wydawnictwo Skryptowe nr 65. AWF Kraków, 2000.
64. Kasperczyk T. Wady postawy ciała. *Diagnostyka i leczenie*. Kasper, Kraków, 2004.
65. Kavounoudias A., Roll R., Roll JP: Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology*, 2001; 532.3: 869-878.
66. Kejonen P, Kauranen K, Vanharanta H. The relationship between anthropometric factors and body balancing movements in postural balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2003; 84:17-22.
67. Kuczyński M. Model lepko-sprężysty w badaniach stabilności postawy człowieka. AWF Wrocław. Wrocław, 2003.
68. Latorre-Román PA, Martínez-Redondo M, Párraga-Montilla JA, Lucena-Zurita M, Manjón-Pozas D, González PJC, Robles-Fuentes A, Cardona-Linares AJ, Keating CJ, Salas-Sánchez J. Analysis of dynamic balance in preschool children through the balance beam test: A cross-sectional study providing reference values. *Gait & Posture*. 2021; 83: 294-299.
69. Lebedowska M, Syczewska M. Invariant sway properties in children. *Gait & Posture*. 2000; 12: 200-204.
70. Lee AJY, Lin WH. The influence of gender and somatotype on single-leg upright standing postural stability in children. *Journal of Applied Biomechanics*, 2007; 23:173-179.
71. Libardoni TdC, da Silaveira CB, Senhorim LMB, de Oliveira AS, dos Santos MJ, Santos GM. Reference values and equations reference of balance for children of 8 to 12 years. *Gait & Posture*, 2018; 60: 122-127.
72. Maciaszek J, Osiński W, Szeklicki R. Age, BMI, psychomotor and functional fitness as determinants of static and dynamic balance in elderly men with osteopenia or osteoporosis. *Studies in Physical Culture and Tourism*, 2006; 13(1): 25-32.
73. Malinowski A. Auksologia. Rozwój osobniczy człowieka w ujęciu biomedycznym. Uniwersytet Zielonogórski. Zielona Góra, 2004.
74. Marta C, Marinho D, Izquierdo M, Esteves PT, Alves A, Marques M. Effects of body size, shape and composition on the postural stability in the pre-pubertal growth spurt. *Egitania Scientia*, 2020; 2(25): 111-120.

75. Martino SA, Lamberg EM, McKenna R, Sniffen J. Postural balance, sensation, flexibility and strenght in overweight and healthy weight children: Pilot cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2014; 95(10): e102-e103.
76. Maślanko K, Graff K, Stępień A, Rekowski W. Evaluation of postural stability in children depending on the body mass index. *Polish Annals of Medicine*. 2020; 27(1): 34-38.
77. Mazur-Rylska A. Zmienność całkowitej drogi rzutu środka nacisku stop pomiędzy prawą i lewą kończyną dolną w grupie dziewczynek i chłopców w wieku 7-12 lat w poszczególnych kategoriach wiekowych. *Problemy nauk medycznych i nauk o zdrowiu. Tom 3*. Wrocław 2017.
78. McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2000; 81, 484-489.
79. Merder-Coşkun D, Uzuner A, Keniş-Coşkun Ö, Çelenlioğlu A, Akman M, Karadağ-Saygı E. Relationship between obesity and musculoskeletal system findings among children and adolescents. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2017; 63(3): 207-214.
80. Mignardot JB, Olivier I, Promayon E, Nougier V. Obesity impact on the attentional cost for controlling posture. *PLoS ONE*, 2010; 5(12): e14387.
81. Mochizuki L, Duarte M, Amadio AC, Zatsiorsky VM, Latash ML. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *Journal of Applied Biomechanics*, 2006; 22: 51–60.
82. Nolan L, Grigorenko A, Thorstensson A. Balance control: sex and age differences in 9- to 16-year-olds. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2005; 47: 449–454.
83. Önell A. The vertical ground reaction force for analysis of balance? *Gait & Posture*. 2000; 12: 7-13.
84. Osmani A, Driton M. Differences in the motoric abilities of students due to the Body Mass Index (BMI). *Sport Mont Journal* 2014; 12(40-41-42): 89-92.
85. Paillard T. Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2017; 72: 129-152.
86. Paillard T, Noé F. Does monopodal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review. *Human Movement Science*. 2020; 74.
87. Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2002; 11: 51–66.
88. Peterson ML, Christou E, Rosengren KS Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12 years old. *Gait & Posture*, 2006; 23, 455-463.
89. Prado-Rico JM, Duarte M. Asymmetry of body weight distribution during quiet and relaxed standing tasks. *Motor Control*. 2019; 23: 553-565.
90. Previc FH. A general theory concerning the prenatal origins of cerebral lateralization in humans. *Psychological Review*. 1991; 98(3): 299-334.
91. Raymarkers JA, Samson MM, Verhaar HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*. 2005; 21: 48-58.
92. Riach CL, Hayes CL. Maturation of postural sway in young children. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1987; 29(5): 650-8.
93. Riach CL, Starkes JL. Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait & Posture*, 1993; 1, 105-112.
94. Rinaldi NM, Polastri PF, Barela JA. Age-related changes in postural control sensory reweighting. *Neuroscience Letters*. 2009; 467: 225–229.
95. Rogers MW, Hedman LD, Johnson ME, Cain TD, Hanke TA. Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults. *Journal of Gerontology: Series A*. 2001; 56(9): 589-594.
96. Roncesvalles MN, Schmitz C, Zedka M, Assaiante C, Woollacott M. From egocentric to exocentric spatial orientation: development of posture control in bimanual and trunk inclination task. *Journal of Motor Behavior*, 2005; 37, 404-416.
97. Rougier PR, Genthon N. Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. *Gait & Posture*. 2009; 29(3): 437-443.
98. Rougier PR. How an acute mastering of balance on a seesaw can improve the relationship between “static” and “dynamic” upright postural control. *Gait & Posture*. 2012; 36: 383-388.

99. Rusek W, Adamczyk M, Baran J, Leszczak J, Inglot G, Baran R, Pop T. Is there a link between balance and body mass composition in children and adolescents? *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021; 18, 10449.
100. Sakaguchi M, Taguchi K, Miyashita Y, Katsuno S. Changes with aging in head and center of foot pressure sway in children. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 1994; 29(2): 101-109.
101. Schorderet C, Hilfiker R, Allet L. The role of the dominant leg while assessing balance performance. A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*. 2021; 84: 66-78.
102. Sheldon JH. The effect of age on the control of sway. *Gerontologia Clinica*. 1963; 5:129-138.
103. Sheldon WH. Atlas of Men: A guide for somatotyping the adult male at all ages. *Science*. 1954; 120(3128).
104. Shumway-Cook A, Woollacott MH. The growth of stability: postural control from a development perspective. *Journal of Motor Behaviour*. 1985; 17(2): 131-147.
105. Sobera M. Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała u dzieci w wieku 2-7 lat. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 2010; 97.
106. Steindl R, Kunz K, Schrott-Fischer A, Scholtz AW. Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2006; 48: 477-482.
107. Stodółka J, Sobera M. Symmetry of lower limb loading in healthy adults during normal and abnormal stance. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2017; 19(3).
108. Stupnicki R, Głogowska J. Porównanie trzech sposobów pomiaru długości kończyn dolnych. *Aktywność Fizyczna I Zdrowie*. 2019; 14: 1-6.
109. Teasdale N, Hue O, Marcotte J, Berrigan F, Simoneau M, Dore' J, Marceau P, Marceau S, Tremblay A. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity*, 2007; 31: 153-160.
110. Tchórzewski D. Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała u kobiet i mężczyzn w staniu na podłożu niestabilnym w pozycjach jednonóż i obunóż w aspekcie asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych oraz budowy somatycznej. Monografie nr 14. AWF Kraków, 2013.
111. Turner A. The relationship between lower limb flexibility and dynamic postural control. *Journal of Australian Strength and Conditioning*. 2017; 25(7): 6-15.
112. Turoń-Skrzypińska A, Uździcki A, Przybylski T, Szylińska A, Marchelek-Myśliwiec M, Rył A, Rotter I. Assessment of selected anthropometric parameters influence on balance parameters in children. *Medicina*, 2020; 56: 176.
113. Ukachukwu OA, Wisdom OU. Selected anthropometrics, spinal posture, and trunk muscle endurance correlated factors of static balance among adolescent and young adult males. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2016; 1(62): 9-15.
114. Usui N, Maekawa K, Hirasawa Y. Development of the upright postural sway of children. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1995; 37(11): 985-96.
115. Vallis LA, McFayden BJ. Children use different anticipatory control strategies than adults to circumvent an obstacle in the travel path. *Experimental Brain Research*. 2005; 167: 119-127
116. Verbecque E, Hentschel Lobo da Costa P, Meyns P, Desloovere K, Vereeck L, Hallemans A. Age-related changes in postural sway in preschoolers. *Gait & Posture*, 2016; 44: 116-122.
117. Vuillerme N, Danion F, Forestier N, Nougier V. Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neuroscience Letters*. 2002; 333(2): 131-135.
118. Wang Z, Newell KM. Footedness exploited as function of postural task asymmetry. *Laterality*. 2013; 18(3): 303-318.
119. Watanabe K. The postural disturbance and its control: the development of postural controllability with age from 4 to 12 years and adults. Tokyo University, 1979.
120. Wegener DT, Fabrigar LR. Analysis and design for nonexperimental data: Addressing causal and noncausal hypothesis. *Cambridge University Press*. 2000; p: 412-450.
121. Wilczyński J, Ślężyński J. Postural reactions of girls and boys aged 12-15 years evaluated using the Romberg test. *Medical Studies*. 2016; 32(2): 109-115.
122. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 1995; 3: 193-214.
123. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley and Sons, Inc. Hoboken, New Jersey, 2009.

124. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding the A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*. 1996; 75: 2334–2343.
125. Woollacott M, Sveistrup H. Changes in the sequencing and timing of muscle response coordination associated with developmental transitions in balance abilities. *Human Movement Science*. 1992; 11(1-2): 23-36.
126. Ying-Shuo H, Chen-Chieh K, Yi-Ho Y. Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2009; 73: 737-740.
127. Zabjek KF. Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. *Clinical Biomechanics*. 2005; 20: 483-490.

Netografia

1. Hemant C. Effect of foot morphology and anthropometry on bipedal postural balance <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.92149>, 2020.
2. R Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, <https://www.R-project.org/> Wiedeń 2021.

STRESZCZENIE

Wprowadzenie

Wiek 7-9 lat jest dla dzieci okresem kluczowym w kształtowaniu się wewnętrznego schematu ruchowego oraz całkowitej kontroli pionowej pozycji ciała. Podczas czynności lokomocyjnych i stania obserwuje się zmianę ze strategii tułowia na strategię stabilizacji głowy. U dzieci rozwój równowagi polega głównie na formułowaniu zestawu różnych strategii posturalnych, a następnie uczeniu się wybierania najbardziej pożądanej dla utrzymywania równowagi lub wykonania zadania ruchowego. Dopiero w wieku 12 lat osiągają one sprawność wykorzystania w kontroli postawy bodźców wzrokowych i przedsionkowych.

Utrzymywanie przez człowieka równowagi posturalnej zależy od jego uwarunkowań biomechanicznych i neurofizjologicznych. Z tymi pierwszymi nieodłącznie powiązane są cechy somatyczne. Stwierdzono, że ze względu na większą bezwładność ciała, dzieci o wyższych wartościach BMI gorzej radzą sobie ze strategią stawu biodrowego i uzyskują mniej korzystne wyniki w testach na podłożu niestabilnym, natomiast na stabilnym różnice w wartościach przemieszczeń COP u dzieci o prawidłowej masie oraz otyłych są mniejsze.

Asymetria funkcjonalna kończyn dolnych w ich funkcji podporowej była przedmiotem badań wielu autorów, ale uzyskane wyniki wydają się być sprzeczne. Preferencja kończyny dolnej może częściowo zależeć od kontekstu zadania. W funkcji podporowej na podłożu stabilnym zdaniem większości autorów objawia się nieznacznie większym obciążaniem kończyny niedominującej oraz większą częstotliwością ruchów korekcyjnych dominującej. Na niestabilnym różnice pomiędzy nimi są większe, ze względu na precyzję zadania ruchowego.

W literaturze przedmiotu można znaleźć niewiele prac dotyczących rozwoju procesu utrzymania równowagi dzieci we wczesnym wieku szkolnym, obejmujących stabilność posturalną na odmiennych rodzajach podłoża i uwzględniających przy tym budowę somatyczną badanych. W tym zakresie badania populacyjne, obejmujące założony w pracy przedział wieku 7-10 lat, przeprowadził ponad 40 lat temu Watanabe (1979). Po nim podobne badania zrealizowali Riach i Hayes (1987) oraz Usui i wsp. (1995). W Polsce takie prace w warunkach stabilnego podłoża prowadziła Sobera (2010).

Cel pracy

Celem pracy było scharakteryzowanie procesu utrzymywania równowagi ciała zdrowych dzieci w wieku 7-10 lat w warunkach stabilnego (*force platform*) i niestabilnego podłoża

(*seesaw*) w pozycji obunóż, w aspekcie budowy somatycznej oraz asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych.

Sformułowano następujące hipotezy badawcze: **(1)** Przejawem doskonalenia się stabilności w pozycji stojącej będzie zmniejszanie się wychwiał ciała w kolejnych przedziałach wieku metrykalnego. Wraz z dojrzewaniem układu nerwowego i związaną z tym procesem poprawą integracji sensorycznej układu równowagi relacje z wiekiem poszczególnych miar równowagi będą coraz silniejsze. **(2)** Poziom stabilności badanych będzie wzrastał wraz ze zmniejszaniem się u nich relacji wagowo-wzrostowych. **(3)** U dzieci w wieku od 7 do 10 lat asymetria funkcji podporowej kończyn dolnych przebiega w kierunku niedominującej kończyny dolnej, jednak podczas utrzymywania równowagi w warunkach stabilnego podłoża obie kończyny dolne przyjmują funkcję podporową, dlatego asymetria funkcjonalna w tym przypadku nie wystąpi. Przy świadomym sterowaniu wychyleniami platformy balansowej kończyny dolne przyjmują naprzemiennie funkcję stabilizacyjną i w tym wypadku asymetria wystąpi, preferując kończynę niedominującą.

Material i metody

Badaniami objęto całość dzieci w wieku od 7 do 10 lat, uczniów publicznych zakopiańskich szkół podstawowych, co stanowiło łącznie 1230 osób (579 dziewcząt i 651 chłopców). Przeprowadzono je w latach 2018 i 2019. Stabilność posturalna w warunkach stałego i ruchomego podłoża była określona z uwzględnieniem czynnika wagowo-wzrostowego (BMI), proporcji budowy ciała (wskaźnik Manouvrier'a) oraz asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych.

Pomiar równowagi w warunkach stabilnego podłoża przeprowadzono na stabilograficznej platformie dwupłytywowej CQ Elektronik o wymiarach: długość 280 (640), szerokość 350, wysokość 50 mm i ciężarze ok.10 kg. Zadaniem badanego było stanie swobodne w pozycji obunóż, przy stopach ustawionych równolegle na szerokość bioder. Każda ze stóp spoczywała na oddzielnej płycie stabilografu. W czasie testu badany utrzymywał pozycję nieruchomą ze wzrokiem skierowanym na punkt fiksacyjny. Pomiar właściwy trwał 30 s.

Do określenia poziomu równowagi na podłożu niestabilnym wykorzystano platformę balansową Libra włoskiej firmy EasyTech o wymiarach: długość 430 mm; szerokość 420 mm; wysokość 65 mm i o ciężarze 2,5 kg. Badanie przeprowadzono tylko w płaszczyźnie czołowej. Zadaniem badanego było takie operowanie platformą, poprzez odpowiedni nacisk stopami, aby kreślona przez nią na ekranie komputerowym linia (sinusoida) jak najlepiej odzwierciedlała

wzorcową linię środkową. Było ono poprzedzone rozgrzewką (30 s). Pomiar właściwy trwał jedną minutę.

Wyniki

W warunkach stabilnego podłoża prawie wszystkie parametry zarejestrowane na platformie dwupłytywowej wskazywały na istotną poprawę poziomu stabilności posturalnej wraz z wiekiem badanych dzieci. Najsilniejsze, ujemne relacje pomiędzy wiekiem a wynikami stabilności stwierdzono w odniesieniu do długości ścieżki (SP: $r=-0.39$, $p < 0.001$), prędkości przemieszczeń COP (MV: $r=-0.30$, $p < 0.001$) oraz ich zakresu ($r=-0.22$, $p < 0.001$). W warunkach dynamicznych relacje te okazały się jeszcze silniejsze niż w przypadku stania swobodnego na stabilnym podłożu. Siła związku poszczególnych parametrów platformy balansowej (IS, PC i PW) z wiekiem badanych wyniosła $r=-0.48$, $p < 0.001$. We wszystkich przypadkach relacje pomiędzy wiekiem kalendarzowym badanych a uzyskanymi przez nich wynikami, tak w warunkach statycznych, jak i dynamicznych miały charakter liniowy, wskazując na stałą, proporcjonalną poprawę stabilności.

W warunkach statycznych analiza uwarunkowań poziomu stabilności w relacji do budowy somatycznej badanych wykazała duże zróżnicowanie wyodrębnionych grup wskaźników BMI i Manouvier'a w odniesieniu do wyników poszczególnych parametrów stabilografu. Prawie we wszystkich przypadkach wyniki wskazywały na poprawę poziomu stabilności wraz ze wzrostem wartości analizowanych wskaźników antropologicznych. Najbardziej wrażliwe na zmianę wartości BMI okazały się powierzchnia COP (50%) oraz jego droga i prędkość (42%). W mniejszym stopniu częstotliwość (25%) oraz zakres (19%). W grupach wskaźnika Manouvier'a największe zmiany odnotowano w relacji do pola powierzchni (27%), drogi oraz szybkości COP (18%). W warunkach dynamicznych relacje te były odmienne. Większe znaczenie dla stabilności miały tu relacje długościowe niż wagowo-wzrostowe. W grupach wskaźnika Manouvier'a największe zróżnicowanie stwierdzono w odniesieniu do precyzji balansowania (PW=44%), mniejsze do indeksu stabilności (IS=28%) i powierzchni całkowitej (PC=24%). Relatywne różnice pomiędzy poszczególnymi przedziałami BMI były znacznie mniejsze i dla indeksu stabilności wyniosły 13., a dla powierzchni całkowitej zaledwie 11%.

Analiza asymetrii funkcjonalnej kończyn dolnych w ich funkcji podporowej wykazała odmiennosc jej kierunku w zależności od dominacji. W warunkach statycznych osoby prawonożne uzyskiwały korzystniejsze wyniki poszczególnych miar stabilności platformy dwupłytywowej dla kończyny lewej. Wykazano znaczący stopień asymetrii w wychwianiach

przednio-tylnych, natomiast w bocznych była ona niewielka. U osób lewnożnych stwierdzono natomiast korzystniejsze wartości wyznaczników stabilności na kończynie dominującej. Podobnie jak u osób prawonożnych dotyczyło to przede wszystkim wychwiań przednio-tylnych.

W warunkach dynamicznych uzyskano ten sam kierunek asymetrii funkcjonalnej osób prawo i lewnożnych co na platformie dwupłytywowej. Osoby prawonożne uzyskiwały korzystniejsze wyniki powierzchni całkowitej (PC) i wyjścia (PW) dla lewej strony zapisu przebiegu próby równoważnej i odwrotnie lewnożne dla strony kończyny dominującej. W ujęciu relatywnym różnice były niewielkie, ale statystycznie istotne. Próbę przeprowadzono tylko w płaszczyźnie czołowej.

Wnioski

1. Badane dzieci charakteryzowały stałą, znaczącą poprawą miar stabilności posturalnej w kolejnych przedziałach wieku kalendarzowego od 7 do 10 lat, proporcjonalną do ich rozwoju fizycznego. W ujęciu relatywnym była ona zbliżona w obu warunkach równowagi, ale silniejsze relacje pomiędzy wiekiem badanych a poziomem ich stabilności stwierdzono w dynamicznych.
2. W warunkach statycznych relacje miar stabilności ze wskaźnikami antropologicznymi, jak i dwuczynnikowe modele regresji, wskazują że większy wpływ na równowagę ma masa ciała badanych niż długości ich kończyn dolnych. Niejednoznaczne okazały się one w warunkach dynamicznych, gdzie stwierdzono większy wpływ na stabilność proporcji długościowych niż BMI, jednak nie udało się tego potwierdzić w dwuczynnikowych modelach regresji.
3. Zarówno w warunkach statycznych, jak i dynamicznych wykazano odmienną asymetrię funkcjonalną kończyn dolnych w ich funkcji podporowej w zależności od kierunku dominacji. Osoby prawonożne uzyskiwały korzystniejsze wyniki poszczególnych miar stabilności dla kończyny niedominującej, natomiast lewnożne odwrotnie, na dominującej — czyli lewej.
4. Wyniki badań stabilności posturalnej w warunkach stałego i ruchomego podłoża 1230 dzieci w wieku 7-10 lat mogą być bazą danych referencyjnych dla analogicznych opracowań oraz stanowić punkt wyjścia dla ustalenia norm rozwojowych dla poszczególnych przedziałów wieku kalendarzowego.

SUMMARY

Introduction

The age of 7-9 years is a key period for children in the formation of an internal movement pattern and complete control of the upright body position. During locomotion and standing, a change from trunk strategy to head stabilization strategy is observed. In children, the development of balance consists mainly in formulating a set of different postural strategies, and then learning to choose the most desirable one for maintaining balance or performing a motor task. It is only at the age of 12 that they achieve the efficiency of using visual and vestibular stimuli in postural control.

Human's maintenance of postural balance depends on his biomechanical and neurophysiological conditions. Somatic features are inextricably linked with the former. It was found that due to the greater inertia of the body, children with higher BMI values cope worse with the strategy of the hip joint and obtain less favorable results in tests on an unstable surface, while on a stable surface the differences in COP displacement values in children with normal weight and obese children are smaller. .

The functional asymmetry of the lower limbs in their supporting function has been the subject of research by many authors, but the obtained results seem to be contradictory. Lower limb preference may depend partially on the context of the task. In the support function on a stable surface, according to most authors, it is manifested by a slightly greater load on the non-dominant limb and a higher frequency of corrective movements of the dominant one. On unstable, the differences between them are greater due to the precision of the movement task.

In the literature on the subject, you can find few works on the development of the process of maintaining balance in children at an early school age, including postural stability on different types of ground and taking the somatic structure of the subjects into account. In this respect, population studies, covering the age range of 7-10 years contained in the work, were conducted over 40 years ago by Watanabe (1979). Similar studies were followed by Riach and Hayes (1987) and Usui et al. (1995). In Poland, such tests on stable ground conditions were carried out by Sobera (2010).

Aim of study

The aim of the study was to characterize the process of maintaining the balance of the body of healthy children aged 7-10 in the conditions of a stable (force platform) and unstable ground

(seesaw) in the two-legged position, in terms of the somatic structure and functional asymmetry of the lower limbs.

The following research hypotheses were formulated: (1) A manifestation of the improvement of stability in the standing position will be a decrease in body sway in subsequent age ranges. With the maturation of the nervous system and the related improvement of the sensory integration of the balance system, the relationship with the age of individual balance measures will be stronger and stronger. (2) The level of stability of the subjects will increase as their weight-height relationship decreases. (3) In children aged 7 to 10 years, the asymmetry of the support function of the lower limbs is towards the non-dominant lower limb, however, when maintaining balance in conditions of a stable ground, both lower limbs assume the supporting function, therefore functional asymmetry will not occur in this case. With conscious control of the tilting of the balance platform, the lower limbs alternately repossess the stabilizing function and in this case asymmetry will occur, preferring the non-dominant limb.

Material and methods

The research covered all children aged 7 to 10, students of public primary schools in Zakopane, which constituted a total of 1230 people (579 girls and 651 boys). They were carried out in 2018 and 2019. Postural stability in the conditions of a fixed and moving ground was determined taking the weight and height factor (BMI), body proportions (Manouvrier index) and functional asymmetry of the lower limbs into account.

The measurement of the balance in the conditions on a stable ground was carried out on a CQ Electronic stabilographic two-plate platform with dimensions: length 280 (640), width 350, height 50 mm and weight about 10 kg. The subject's task was to stand freely on both feet, with the feet parallel to the width of the hips. Each foot rested on a separate stabilograph plate. During the test, the subject kept a still position with his eyes directed at the fixation point. The actual measurement lasted 30 s.

To determine the level of balance on an unstable ground, the Libra balance platform from the Italian company EasyTech was used, with dimensions: length 430 mm; width 420mm; height 65 mm and weight 2.5 kg. The examination was carried out only in the frontal plane. The subject's task was to operate the platform in such a way, through the appropriate pressure with the feet, that the line (sinusoid) drawn by it on the computer screen reflected the model center line as best as possible. It was preceded by a warm-up (30 s). The actual measurement lasted one minute.

Results

In the conditions of a stable ground, almost all parameters recorded on the double-plate platform indicated a significant improvement in the level of postural stability with the age of the examined children. The strongest negative relationships between age and stability results were found for path length (SP: $r=-0.39$, $p<0.001$), COP displacement velocity (MV: $r=-0.30$, $p<0.001$) and their range ($r=-0.22$, $p<0.001$). In dynamic conditions, these relationships turned out to be even stronger than in the case of free standing on a stable surface. The strength of the relationship between the individual parameters of the balance platform (IS, PC and PW) and the age of the subjects was $r=-0.48$, $p<0.001$. In all cases, the relationship between the calendar age of the subjects and their results, both in static and dynamic conditions, was linear, indicating a constant, proportional improvement in stability.

In static conditions, the analysis of the conditions of the level of stability in relation to the somatic structure of the subjects showed a large diversification of the selected groups of BMI and Manouvier indices in relation to the results of individual stabilograph parameters. In almost all cases, the results indicated an improvement in the level of stability with an increase in the value of the analyzed anthropological indicators. The COP area (50%) and its distance and speed (42%) turned out to be the most sensitive to changes in BMI. To a lesser extent frequency (25%) and range (19%). In the groups of the Manouvier index, the largest changes were recorded in relation to area (27%), path length and COP speed (18%). In dynamic conditions these relations were different. Length relationships were more important for stability than weight-height relationships. In the groups of the Manouvier index, the greatest differentiation was found in relation to the precision of balancing (PW=44%), smaller to the stability index (IS=28%) and total area (PC=24%). The relative differences between individual BMI ranges were much smaller and amounted to 13 for the stability index (IS), and only 11% for the total area (PC).

The analysis of the functional asymmetry of the lower limbs in their support function showed a difference in its direction depending on the dominance. In static conditions, right-footed people achieved more favorable results of individual measures of stability of the two-plate platform for the left limb. A significant degree of asymmetry was demonstrated in the anteroposterior swings, while in the lateral swings it was small. For left-footed people, however, more favorable values of stability determinants on the dominant limb were found. As in right-footed people, this concerned primarily anteroposterior sway.

In dynamic conditions, the same direction of functional asymmetry of right- and left-footed people was obtained as on the two-plate platform. Right-footed people obtained better results of the total area (PC) and output area (PW) for the left side of the record of the balance test, and vice versa for the side of the dominant limb. In relative terms, the differences were small but statistically significant. The test was carried out only in the frontal plane.

Conclusions

1. The examined children were characterized by a constant, significant improvement in the measures of postural stability in the following age ranges from 7 to 10 years, proportional to their physical development. In relative terms, it was similar in both equilibrium conditions, but a stronger relationship between the age of the respondents and their level of stability was found in dynamic conditions.
2. In static conditions, the relations of stability measures with anthropological indicators, as well as two-factor regression models, indicate a greater impact on the balance of the subjects' body mass than the length of their lower limbs. They turned out to be ambiguous in dynamic conditions, where a greater impact on the stability of length proportions than BMI was found, but this could not be confirmed in two-factor regression models.
3. Both in static and dynamic conditions, the functional asymmetry of the lower limbs differed in their support function depending on the direction of dominance. Right-footed people obtained more favorable results of individual stability measures for the non-dominant limb, while left-footed people had the opposite, on the dominant - i.e. left - limb.
4. Determination of conditions and analysis of changes in the process of developing postural balance in healthy children may be the starting point for determining the developmental norms of stability in conditions of stable and unstable ground at the age of 7-10 years. The entire population of Zakopane children covered by the research can be a reference database for similar studies.

SPIS TABEL I RYCIN

Spis tabel

- Tab.1. Liczebność oraz wiek kalendarzowy badanej młodzieży, uczniów zakopiańskich szkół podstawowych, z uwzględnieniem płci. (s.16)
- Tab.2. Zestawienie podstawowych cech somatycznych badanych grup z normami ogólnopolskimi. (s. 16)
- Tab.3. Statystyki opisowe analizowanych zmiennych wraz z wynikami testu normalności (n=1230) (s. 23)
- Tab.4. Wyniki istotności różnic poszczególnych miar równowagi w warunkach statycznych pomiędzy kolejnymi rocznikami badanych dzieci. (s. 24)
- Tab.5. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na długości ścieżki COP (SP) (n=1176). (s.26)
- Tab.6. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na średni zakres COP (MA) (n=1229). (s. 27)
- Tab.7. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na prędkość przemieszczeń COP (MV) (n=1176). (s. 28)
- Tab.8. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na wielkość pola powierzchni zakreślonego przez COP (SA) (n=1176). (s. 29)
- Tab.9. Wyniki istotności różnic poszczególnych miar równowagi w warunkach dynamicznych pomiędzy kolejnymi rocznikami badanych dzieci. (s.31)
- Tab.10. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na indeks stabilności (IS) (n=1229). (s.32)
- Tab.11. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na powierzchnię całkowitą (PC) (n=1229). (s. 33)
- Tab.12. Wyniki dopasowania jednoczynnikowej regresji liniowej wpływu wieku na powierzchnię wyjścia (PW) (n=1229). (s. 34)
- Tab.13. Klasyfikacja wskaźnika Manouvrier'a w skali ciągłej i porządkowej. (s. 35)
- Tab.14. Klasyfikacja wskaźnika wagowo-wzrostowego BMI dla dzieci w skali ciągłej i porządkowej. (s. 35)
- Tab.15. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na długość ścieżki (SP) (n=1170). (s. 38)
- Tab.16. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI zakres COP (MA) (n=1170). (s. 40)
- Tab.17. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na prędkości przemieszczeń COP (MV) (n=1170). (s. 42)
- Tab.18. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na pole powierzchni zakreślone przez COP (SA) (n=1170). (s. 44)
- Tab.19. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na częstotliwość oscylacji COP (MF) (n=1170). (s. 46)
- Tab.20. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na indeks stabilności (IS) (n=1170). (s. 49)
- Tab.21. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na powierzchnię całkowitą (PC) (n=1170). (s. 51)
- Tab.22. Wyniki dopasowania wieloczynnikowego modelu regresji liniowej wpływu wskaźników Manouvier'a i BMI na powierzchnię wyjścia (PW) (n=1170). (s. 53)
- Tab.23. Różnice analizowanych zmiennych pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą wraz z wynikami testu normalności ich rozkładu (n=1129). (s. 55)
- Tab.24. Różnice analizowanych zmiennych pomiędzy kończyną dominującą (KD) i niedominującą (KN) dla osób prawonożnych (n=1114) i lewnożnych (n=115) w warunkach statycznych. (s. 56)
- Tab.25. Różnice analizowanych zmiennych pomiędzy kończyną dominującą (KD) i niedominującą (KN) dla osób prawonożnych (n=1114) i lewnożnych (n=115) w warunkach dynamicznych. (s. 62)

Spis rycin

- Ryc.1. Dwupłytkowa platforma stabilograficzna firmy CQ Elektronic. (s. 17)
- Ryc.2. Przykład zapisu przebiegu próby na dwupłytkowej platformie stabilograficznej firmy CQ Elektronic: 1. dystrybucja masy ciała na lewą i prawą kończynę dolną. 2. statokineziogram. 3. stabilogram. 4. wyniki pomiaru. (s. 18)
- Ryc.3. Przykład zapisu zadania równoważnego na platformie balansowej Libra. (s.19)
- Ryc.4. Graficzna interpretacja poszczególnych parametrów stabilności uzyskanych na platformie Libra. (s.20)
- Ryc.5. Zależność pomiędzy wiekiem a długością ścieżki COP (SP). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu. (s. 25)
- Ryc.6. Zależność pomiędzy wiekiem a średnim zakresem COP (MA). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu. (s. 26)
- Ryc.7. Zależność pomiędzy wiekiem a średnią prędkością przemieszczeń COP (MV). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu. (s.27)
- Ryc.8. Zależność pomiędzy wiekiem a polem powierzchni zakreślonym przez COP (SA). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu. (s. 28)
- Ryc.9. Zależność pomiędzy wiekiem a średnią częstotliwością oscylacji COP (MF). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu. (s. 29)
- Ryc.10. Zależność pomiędzy wiekiem a wartością indeksu stabilności (IS). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu. (s.31)
- Ryc.11. Zależność pomiędzy wiekiem a powierzchnią całkowitą (PC). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu. (s.32)
- Ryc.12. Zależność pomiędzy wiekiem a powierzchnią wyjścia (PW). Zapis punktowy z linią dopasowania w połączeniu z marginalnymi wykresami densigramu. (s.33)
- Ryc.13. Istotność różnic średnich miar rozkładów długości ścieżki COP (SP) według grup na skali Manouvrier'a. (s. 37)
- Ryc.14. Istotność różnic średnich miar rozkładów długości ścieżki COP (SP) według grup BMI. (s.37)
- Ryc.15. Istotność różnic średnich miar rozkładów zakresu COP (MA) według grup na skali Manouvrier'a. (s. 39)
- Ryc.16. Istotność różnic średnich miar rozkładów zakresu COP (MA) według grup BMI. (s. 39)
- Ryc.17. Istotność różnic średnich miar rozkładów prędkości przemieszczeń COP (MV) według grup na skali Manouvrier'a. (s. 41)
- Ryc.18. Istotność różnic średnich miar rozkładów prędkości przemieszczeń COP (MV) według grup BMI. (s. 41)
- Ryc.19. Istotności różnic średnich miar rozkładów wielkości pola powierzchni zakreślonego przez COP według grup na skali Manouvrier'a. (s.43)
- Ryc.20. Istotność różnic średnich miar rozkładów pola powierzchni zakreślonego przez COP (SA) według grup BMI. (s. 43)
- Ryc.21. Istotność różnic średnich miar rozkładów częstotliwości oscylacji COP (MF) według grup na skali Manouvrier'a. (s. 45)
- Ryc.22. Istotność różnic średnich miar rozkładów częstotliwości oscylacji COP (MF) według grup BMI. (s. 45)
- Ryc.23. Istotność różnic średnich miar rozkładów indeksu stabilności (IS) według grup na skali Manouvrier'a. (s. 48)
- Ryc.24. Istotność różnic średnich miar rozkładów indeksu stabilności (IS) według grup BMI. (s. 48)
- Ryc.25. Istotność różnic średnich miar rozkładów powierzchni całkowitej (PC) według grup na skali Manouvrier'a. (s. 50)
- Ryc.26. Istotność różnic średnich miar rozkładów powierzchni całkowitej (PC) według grup BMI. (s. 50)
- Ryc.27. Istotność różnic średnich miar rozkładów powierzchni wyjścia (PW) według grup na skali Manouvrier'a. (s. 52)
- Ryc.28. Istotność różnic średnich miar rozkładów powierzchni wyjścia (PW) według grup BMI. (s. 53)
- Ryc.29. Istotność różnic długości ścieżki pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewononnych dla całości wychyleń (SP), przednio tylnych (SPAP) oraz bocznych (SPML). (s. 57)
- Ryc.30. Istotność różnic zakresu przemieszczeń COP pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewononnych dla całości wychyleń (MA), przednio tylnych (MAAP) oraz bocznych (MAML). (s. 58)

- Ryc.31. Istotność różnic prędkości przemieszeń COP pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych dla całości wychyleń (MV), przednio tylnych (MVAP) oraz bocznych (MVML). (s. 59)
- Ryc.32. Istotność różnic wielkości pól powierzchni COP (SA) pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych. (s. 60)
- Ryc.33. Istotność różnic częstotliwości COP (MF) pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych. (s. 61)
- Ryc.34. Istotność różnic powierzchni całkowitej (PC) pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych podczas balansowania w płaszczyźnie czołowej. (s. 62)
- Ryc.35. Istotność różnic powierzchni wyjścia (PW) pomiędzy kończynami dolnymi osób prawo i lewonożnych podczas balansowania w płaszczyźnie czołowej. (s. 63)

ANEKS

Tab. 1. Średnie wartości oraz odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla poszczególnych roczników z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	7 lat n=323		8 lat n=355		9 lat n=264		10 lat n=288		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne									
SP [mm]	*659,54	289,9	*579,22	221,84	*517,29	163,51	*417,54	88,89	**0,000
SPAP [mm]	*358,04	159,99	*340,49	117,38	*298,14	93,12	*245,5	51,32	**0,000
SPML [mm]	*448,21	221,92	*391,95	167,19	*356,15	122,36	*283,81	67,6	**0,000
MA [mm]	*5,05	4,12	4,25	3,74	3,80	2,44	*2,99	1,44	**0,000
MAAP [mm]	3,42	2,27	3,02	1,71	2,75	1,65	*2,41	1,25	**0,000
MAML [mm]	*2,90	3,45	2,29	3,46	2,01	1,82	*1,28	0,90	**0,000
MV [mm/s]	*21,99	9,70	*19,31	7,40	*17,24	5,45	*13,92	2,96	**0,000
MVAP [mm/s]	*12,84	5,33	*11,35	3,91	*9,94	3,10	*8,18	1,71	**0,000
MVML [mm/s]	*14,94	7,40	*13,07	5,58	*11,87	4,08	*9,46	2,25	**0,000
SA [mm ²]	*1474,22	2864	*1063,09	3088,40	*814,64	1367,59	*425,8	264,76	**0,000
MF [Hz]	0,85	0,33	0,87	0,32	0,85	0,33	0,87	0,36	0,458
podłoże niestabilne									
IS	*27,18	8,27	*21,30	7,29	*17,85	5,90	*17,23	5,14	**0,000
PC [°s]	*387,14	103,4	*315,31	89,3	*273,43	70,96	*265,96	61,65	**0,000
PW [°s]	*159,97	82,37	*105,71	66,43	*75,7	49,96	*69,96	42,29	**0,000

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

Tab. 2. Średnie wartości oraz odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg BMI dla wszystkich badanych z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	niski n=135		przeciętny n=656		wysoki n=221		bardzo wysoki n=218		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne									
SP [mm]	*710,21	301,43	*580,38	216,79	*498,31	165,71	*402,74	146,06	**0,000
SPAP [mm]	*414,83	192,55	*338,44	113,67	*290,87	87,63	*237,47	72,03	**0,000
SPML [mm]	*483,92	210,21	*395,57	166,24	*338,92	127,99	*272,27	117,84	**0,000
MA [mm]	*5,10	5,92	4,11	2,90	3,82	2,72	*3,50	2,38	**0,001
MAAP [mm]	*3,42	2,23	3,01	1,93	2,73	1,44	*2,51	1,32	**0,002
MAML [mm]	2,89	5,60	2,12	2,19	2,04	2,39	1,88	2,04	**0,042
MV [mm/s]	*23,68	10,05	*19,34	7,23	*16,61	5,52	*13,42	4,87	**0,000
MVAP [mm/s]	*13,83	6,42	*11,28	3,79	*9,70	2,92	*7,92	2,40	**0,000
MVML [mm/s]	*16,13	7,01	*13,19	5,54	*11,3	4,27	*9,07	3,93	**0,000
SA [mm ²]	*1744,51	5049,99	*1014,17	2033,91	*756	1074,21	*545,65	1012,29	**0,000
MF [Hz]	*0,97	0,35	0,90	0,34	*0,83	0,31	*0,73	0,28	**0,000
podłoże niestabilne									
IS	*23,31	8,85	21,14	8,02	20,82	7,31	*20,22	7,24	**0,014
PC [°s]	*340,29	109,07	313,49	98,31	309,53	88,94	*302,15	88,73	**0,014
PW [°s]	*124,45	84,24	105,34	73,73	101,32	66,31	*96,71	65,52	**0,023

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni określanego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

Tab. 3. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg BMI dla siedmiolatków wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	niski n=46		przeciętny n=188		wysoki n=50		bardzo wysoki n=39		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne									
SP [mm]	*814,98	328,60	*673,27	287,89	601,33	240,32	491,47	203,66	**0,000
SPAP [mm]	*497,83	273,80	*387,52	126,30	348,57	113,95	291,17	91,82	**0,000
SPML [mm]	*534,1	155,35	*463,1	239,98	408,73	194,52	330,17	176,24	**0,000
MA [mm]	5,95	4,62	4,99	3,97	5,00	4,35	4,38	3,87	0,200
MAAP [mm]	4,01	2,81	3,51	2,42	3,15	1,66	2,70	1,05	0,119
MAML [mm]	3,51	3,57	2,73	3,1	3,07	4,17	2,76	3,86	0,436
MV [mm/s]	*27,17	10,95	*22,44	9,59	20,04	8,02	16,38	6,78	**0,000
MVAP [mm/s]	*16,60	9,13	*12,92	4,21	11,62	3,80	9,71	3,06	**0,000
MVML [mm/s]	*17,80	5,18	*15,44	8,00	13,62	6,49	11,00	5,87	**0,000
SA [mm ²]	*1956,93	2646,83	1514,43	3258,32	1303,41	1825,84	*950,33	2123,36	**0,000
MF [Hz]	*0,95	0,37	0,86	0,33	0,83	0,35	*0,71	0,23	**0,026
podłoże niestabilne									
IS	28,35	8,81	26,93	8,12	26,87	7,66	27,40	9,26	0,794
PC [°s]	401,70	110,94	384,12	101,3	382,56	95,24	390,4	116,03	0,811
PW [°s]	171,32	90,09	157,33	80,8	156,91	73,86	163,25	92,25	0,818

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

Tab. 4. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg BMI dla ośmiolatków wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	niski n=47		przeciętny n=196		wysoki n=63		bardzo wysoki n=48		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne									
SP [mm]	*680,49	179,34	*604,63	209,91	*521,54	151,55	*418,64	90,66	**0,000
SPAP [mm]	*396,44	93,77	*358,05	121,66	*306,25	84,48	*250,62	57,45	**0,000
SPML [mm]	*466,07	142,36	*406,32	146,84	*353,30	115,43	*280,34	62,18	**0,000
MA [mm]	4,13	2,12	*4,33	2,47	3,90	2,34	*3,36	1,87	**0,010
MAAP [mm]	3,07	1,49	3,18	1,81	2,85	1,60	*2,39	1,27	**0,002
MAML [mm]	2,05	1,73	2,23	1,83	2,10	1,71	1,87	1,45	0,607
MV [mm/s]	*22,68	5,97	*20,15	7,00	*17,39	5,05	*13,95	3,03	**0,000
MVAP [mm/s]	*13,22	3,12	*11,93	4,06	*10,21	2,82	*8,36	1,92	**0,000
MVML [mm/s]	*15,54	4,75	*13,55	4,90	*11,77	3,85	*9,34	2,07	**0,000
SA [mm ²]	*1006,27	908,49	*1034,06	1391,41	*786,57	938,00	*475,30	328,80	**0,000
MF [Hz]	*0,98	0,29	0,88	0,33	0,82	0,27	*0,79	0,31	**0,026
podłoże niestabilne									
IS	22,61	8,57	21,14	7,40	21,75	7,01	19,82	5,36	0,408
PC [°s]	332,73	104,88	313,31	90,65	320,50	85,39	296,29	65,83	0,372
PW [°s]	118,28	79,90	104,66	67,46	108,43	63,96	91,72	45,44	0,477

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

Tab. 5. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg BMI dla dziewięciolatek wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	niski n=19		przeciętny n=146		wysoki n=48		bardzo wysoki n=51		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne									
SP [mm]	*673,00	262,04	*545,40	138,56	*458,89	95,76	*434,22	176,65	**0,000
SPAP [mm]	*369,53	125,28	*318,40	91,63	*262,23	58,85	*246,92	73,95	**0,000
SPML [mm]	*482,71	207,74	*371,51	95,08	318,52	71,59	301,51	148,49	**0,000
MA [mm]	4,40	4,09	3,89	2,50	3,52	1,71	3,61	2,09	0,691
MAAP [mm]	2,89	1,78	2,86	1,80	2,56	1,26	2,56	1,43	0,652
MAML [mm]	2,58	3,33	2,01	1,83	1,81	1,39	1,98	1,41	0,767
MV [mm/s]	*22,43	8,73	*18,18	4,62	15,30	3,19	14,48	5,89	**0,000
MVAP [mm/s]	*12,32	4,18	*10,61	3,05	*8,75	1,96	*8,22	2,46	**0,000
MVML [mm/s]	*16,08	6,92	*12,39	3,17	10,61	2,39	10,05	4,96	**0,000
SA [mm ²]	*1484,24	2596,86	885,93	1473,88	551,20	365,27	*612,29	867,35	**0,001
MF [Hz]	1,05	0,38	0,88	0,33	0,81	0,31	*0,74	0,28	**0,004
podłoże niestabilne									
IS	19,15	288,00	17,50	6,10	17,54	4,92	18,66	6,39	0,225
PC [°s]	288,00	64,73	269,19	73,46	270,59	59,17	282,83	76,19	0,265
PW [°s]	85,07	45,28	73,04	52,51	72,31	40,46	83,00	52,33	0,230

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni określanego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

Tab. 6. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg BMI dla dziesięciolatek wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	niski n=21		przeciętny n=126		wysoki n=60		bardzo wysoki n=77		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne									
SP [mm]	503,65	54,01	456,86	69,53	*418,12	69,05	*331,52	70,27	**0,000
SPAP [mm]	295,90	34,81	265,02	40,31	248,42	43,07	*198,32	42,24	**0,000
SPML [mm]	343,05	44,39	314,30	56,12	*281,31	54,32	*221,68	51,57	**0,000
MA [mm]	3,46	2,05	2,83	1,15	2,99	1,27	3,11	1,77	0,676
MAAP [mm]	3,08	2,10	2,27	1,01	2,39	1,10	2,47	1,40	0,382
MAML [mm]	1,05	0,41	1,24	0,80	1,30	0,78	1,40	1,20	0,616
MV [mm/s]	16,80	1,79	15,23	2,31	*13,94	2,30	*11,05	2,34	**0,000
MVAP [mm/s]	9,86	1,15	8,83	1,34	8,28	1,44	*6,61	1,41	**0,000
MVML [mm/s]	11,44	1,49	10,48	1,87	*9,38	1,81	*7,39	1,72	**0,000
SA [mm ²]	595,25	396,48	442,79	250,98	422,51	225,13	*356,99	260,89	**0,000
MF [Hz]	0,96	0,38	0,98	0,38	0,85	0,32	*0,69	0,28	**0,000
podłoże niestabilne									
IS	17,62	6,08	16,69	4,87	17,43	5,24	17,87	5,14	0,462
PC [°s]	270,01	71,79	259,30	58,56	268,31	62,50	273,90	62,14	0,439
PW [°s]	71,20	49,60	65,96	39,45	70,73	44,18	75,21	43,26	0,539

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni określanego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

Tab. 7. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg wskaźnika Manouvriera dla wszystkich badanych wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	skrajnie niski n=10		bardzo niski n=99		niski n=314		średni n=424		wysoki n=237		bardzo wysoki n=77		skrajnie wysoki n=69		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne															
SP [mm]	532,67	143,70	*625,85	314,18	*578,7	207,6	525,48	190,39	*516,66	240,3	*479,97	106,82	620,28	332,45	**0,0000
SPAP [mm]	313,67	86,74	*356,87	138,27	*341,18	117,37	308,89	109,89	*300,84	149,02	*279,32	61,86	354,45	157,87	**0,0000
SPML [mm]	362,22	100,39	*433,25	257,46	*391,09	156,27	356,24	135,52	*352,43	169,01	*328,67	80,15	427,16	264,42	**0,0000
MA [mm]	3,96	2,22	4,51	3,90	*4,25	2,99	3,87	2,27	*3,80	3,28	3,54	1,81	5,13	7,33	**0,0283
MAAP [mm]	3,14	1,95	3,02	1,69	3,12	2,20	2,86	1,53	2,77	1,74	2,51	1,15	3,21	2,24	0,0612
MAML [mm]	1,71	0,70	2,61	3,54	2,19	2,12	1,97	1,81	1,98	2,69	1,96	1,54	3,14	7,09	**0,0353
MV [mm/s]	17,76	4,77	*20,86	10,47	*19,29	6,92	17,52	6,35	*17,22	8,01	*16,00	3,56	20,67	11,08	**0,0000
MVAP [mm/s]	10,47	2,91	*11,90	4,61	*11,38	3,91	10,30	3,66	*10,03	4,97	*9,31	2,06	11,81	5,27	**0,0000
MVML [mm/s]	12,07	3,35	*14,44	8,58	*13,04	5,21	11,88	4,52	*11,75	5,64	*10,96	2,68	14,24	8,82	**0,0000
SA [mm ²]	747,67	626,64	*1289,14	2957,32	*1015,81	1656,35	789,24	1111,74	*894,58	2163,15	598,93	445,62	1977,21	6775,66	**0,0001
MF [Hz]	0,81	0,30	0,90	0,35	0,87	0,35	0,84	0,32	0,88	0,34	0,85	0,34	0,85	0,31	0,6917
podłoże niestabilne															
IS	22,69	5,98	*25,73	8,49	*22,46	8,38	20,38	7,49	*19,03	6,29	*18,69	6,88	23,44	9,44	**0,0000
PC [°s]	329,90	71,30	*370,13	105,92	*329,43	103,28	304,24	91,71	*287,5	75,53	*284,35	82,83	342,04	115,87	**0,0000
PW [°s]	112,07	52,41	*146,63	83,35	*116,82	79,05	98,74	68,14	84,83	54,22	83,7	57,81	127,13	87,71	**0,0000

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallis przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

Tab. 8. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg wskaźnika Manouvriera dla siedmiolatków wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	skrajnie niski n=5		bardzo niski n=66		niski n=112		średni n=77		wysoki n=31		bardzo wysoki n=6		skrajnie wysoki n=26		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne															
SP [mm]	549,6	99,14	676,08	356,74	651,24	220,48	633,97	174,48	711,70	502,79	591,50	123,17	698,04	325,60	0,8227
SPAP [mm]	318,2	51,03	384,59	154,02	388,26	128,21	368,36	79,97	423,27	339,62	341,33	66,36	397,04	159,28	0,7367
SPML [mm]	377,8	81,11	468,71	294,46	435,91	168,98	433,14	148,07	472,47	336,42	405,67	97,39	483,44	248,00	0,8436
MA [mm]	3,26	0,83	4,93	4,43	4,94	3,57	4,93	2,84	6,22	6,98	4,57	3,78	5,24	4,44	0,7263
MAAP [mm]	2,62	0,69	3,15	1,78	3,50	2,51	3,49	1,88	3,80	3,21	2,85	1,76	3,44	2,39	0,7557
MAML [mm]	1,38	0,55	2,99	4,10	2,66	2,66	2,69	2,36	4,02	5,92	2,82	3,56	3,18	3,38	0,5500
MV [mm/s]	18,32	3,28	22,54	11,89	21,71	7,35	21,13	5,82	23,73	16,76	19,70	4,11	23,26	10,85	0,8212
MVAP [mm/s]	10,62	1,72	12,82	5,14	12,94	4,27	12,28	2,67	14,11	11,33	11,38	2,21	13,24	5,31	0,7313
MVML [mm/s]	12,58	2,70	15,62	9,81	14,53	5,63	14,44	4,95	15,74	11,22	13,52	3,23	16,11	8,26	0,8430
SA [mm ²]	602,40	222,49	1575,59	3533,23	1285,64	1977,96	1213,74	1240,04	2422,00	5395,45	892,50	823,59	1883,80	3446,37	0,6582
MF [Hz]	0,95	0,32	0,90	0,34	0,84	0,32	0,83	0,35	0,80	0,31	0,95	0,44	0,87	0,35	0,7866
podłoże niestabilne															
IS	26,54	3,97	27,82	8,55	26,68	8,49	27,14	8,12	24,86	7,49	26,92	5,71	30,75	8,46	0,2495
PC [°s]	376,04	47,82	395,73	107,56	380,54	106,22	387,41	101,26	357,56	92,39	385,68	69,38	430,70	106,24	0,2445
PW [°s]	147,38	37,40	166,54	86,47	155,48	84,25	160,31	81,03	135,97	70,79	156,70	54,04	193,41	86,83	0,2418

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni określanego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallis przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

Tab. 9. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg wskaźnika Manouvriera dla ośmiolatek wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	skrajnie niski n=2***		bardzo niski n=21		niski n=112		średni n=142		wysoki n=47		bardzo wysoki n=15		skrajnie wysoki n=16		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne															
SP [mm]			557,95	172,18	577,58	179,36	571,41	222,56	605,05	215,19	528,2	124,49	543,93	130,79	0,8701
SPAP [mm]			312,65	74,15	342,92	97,43	340,81	135,99	348,79	104,44	306,27	76,92	328,40	86,76	0,6952
SPML [mm]			390,6	143,66	388,59	137,96	382,13	144,14	415,09	174,3	362,8	86,98	361,13	84,91	0,9324
MA [mm]			4,00	2,62	4,08	2,34	3,94	1,98	4,66	3,11	3,95	1,74	3,77	2,83	0,7268
MAAP [mm]			2,98	1,68	3,06	1,84	2,89	1,46	3,23	1,68	2,63	1,12	3,02	2,43	0,7784
MAML [mm]			2,09	1,99	2,06	1,61	2,05	1,48	2,63	2,67	2,39	1,61	1,69	1,31	0,5728
MV [mm/s]			18,6	5,75	19,25	5,98	19,04	7,42	20,17	7,18	17,61	4,15	18,13	4,34	0,8684
MVAP [mm/s]			10,42	2,47	11,43	3,25	11,36	4,53	11,63	3,48	10,21	2,56	10,94	2,89	0,6873
MVML [mm/s]			13,03	4,79	12,95	4,60	12,74	4,81	13,84	5,82	12,09	2,91	12,03	2,83	0,9317
SA [mm ²]			823,00	835,38	888,95	1002,28	860,34	1285,15	1224,88	1497,19	717,80	475,66	800,33	1001,09	0,8427
MF [Hz]			0,90	0,37	0,89	0,34	0,87	0,29	0,84	0,31	0,82	0,36	0,90	0,24	0,5228
podłoże niestabilne															
IS			21,21	6,40	22,14	7,96	21,08	7,12	20,8	6,70	19,64	6,42	19,95	8,07	0,7455
PC [°s]			314,18	78,54	325,84	97,91	312,18	87,65	309,13	80,07	295,48	76,24	300,77	98,21	0,7838
PW [°s]			102,61	56,94	113,37	75,01	104,01	65,00	99,87	58,17	91,87	53,53	97,68	66,49	0,8708

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni określanego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

*** - zbyt mała liczebność grupy do analizy

Tab. 10. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg wskaźnika Manouvriera dla dziewięciolatków wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

	skrajnie niski n=1***		bardzo niski n=7		niski n=52		średni n=92		wysoki n=65		bardzo wysoki n=30		skrajnie wysoki n=17		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne															
SP [mm]			467,83	31,59	536,02	205,42	519,16	158,44	506,87	126,73	464,14	84,55	561,24	205,17	0,3779
SPAP [mm]			290,83	30,17	309,19	114,56	298,45	85,06	287,95	66,26	271,86	53,43	335,59	169,55	0,6750
SPML [mm]			303,83	24,91	368,11	150,49	358,94	125,54	353,05	98,72	316,62	63,00	372,00	97,01	0,2211
MA [mm]			3,28	0,66	3,97	2,88	3,79	2,54	3,60	1,84	3,46	1,58	4,24	2,21	0,9537
MAAP [mm]			2,72	0,66	2,94	2,59	2,62	1,30	2,73	1,29	2,48	1,20	3,21	1,71	0,6432
MAML [mm]			1,37	0,38	2,00	1,32	2,12	2,25	1,77	1,27	1,87	1,08	2,11	1,25	0,6558
MV [mm/s]			15,60	1,08	17,87	6,85	17,3	5,28	16,9	4,23	15,47	2,82	18,71	6,84	0,3835
MVAP [mm/s]			9,70	0,99	10,31	3,81	9,95	2,83	9,60	2,21	9,05	10,56	11,18	5,66	0,6704
MVML [mm/s]			10,10	0,84	12,27	5,02	11,97	4,18	11,76	3,29	10,56	2,11	12,39	3,23	0,2210
SA [mm ²]			496,83	122,08	902,26	1252,43	784,34	1242,06	682,17	667,70	558,17	348,08	947,59	1118,76	0,9005
MF [Hz]			0,78	0,16	0,86	0,34	0,86	0,33	0,87	0,32	0,84	0,35	0,79	0,26	0,9681
podłoże niestabilne															
IS			21,06	6,08	18,38	6,13	17,80	5,79	17,15	5,18	17,50	7,45	18,49	5,69	0,6707
PC [°s]			313,73	73,55	279,64	73,63	272,63	70,36	264,52	60,63	270,73	89,69	281,78	69,03	0,6619
PW [°s]			101,60	54,36	78,95	51,58	76,06	50,75	69,07	41,26	74,47	62,06	80,38	49,74	0,6574

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni określanego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

*** - zbyt mała liczebność grupy do analizy

Tab. 11. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg wskaźnika Manouvriera dla dziesięciolatek wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	skrajnie niski n=2***		bardzo niski n=3***		niski n=38		średni n=113		wysoki n=94		bardzo wysoki n=25		skrajnie wysoki n=9		p
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne															
SP [mm]			425,11	100,34	404,75	90,50	421,17	81,36	438,68	89,82	444,11	81,69	0,6637		
SPAP [mm]			245,76	50,50	239,59	57,30	248,50	45,65	256,56	47,26	254,00	43,57	0,7600		
SPML [mm]			292,55	82,59	273,42	64,4	285,73	62,74	299,36	72,69	308,33	63,90	0,6588		
MA [mm]			2,94	1,43	3,14	1,66	2,80	1,19	3,14	1,40	2,93	1,33	0,2434		
MAAP [mm]			2,42	1,26	2,57	1,43	2,27	1,09	2,36	1,02	2,18	1,44	0,0820		
MAML [mm]			1,18	0,88	1,30	1,03	1,19	0,66	1,61	1,21	1,41	0,65	0,4176		
MV [mm/s]			14,17	3,34	13,49	3,02	14,04	2,71	14,63	2,99	14,81	2,71	0,6579		
MVAP [mm/s]			8,19	1,68	7,99	1,91	8,29	1,52	8,55	1,56	8,47	1,47	0,7744		
MVML [mm/s]			9,76	2,75	9,12	2,15	9,53	2,09	9,99	2,43	10,28	2,13	0,6488		
SA [mm ²]			421,95	236,25	430,84	273,46	403,24	232,32	496,88	401,48	423,33	197,37	0,3688		
MF [Hz]			0,93	0,44	0,80	0,32	0,92	0,36	0,85	0,32	0,94	0,38	0,1754		
podłoże niestabilne															
IS			16,51	4,55	16,94	5,18	17,66	4,91	17,32	5,41	17,86	7,03	0,8424		
PC [°s]			256,76	55,08	262,54	61,59	271,08	58,87	267,05	65,11	273,14	86,84	0,8421		
PW [°s]			64,14	38,04	68,09	41,22	72,36	40,79	70,72	42,84	76,32	63,78	0,9172		

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

* – różnice statystycznie istotne w teście post hoc dla porównań wielokrotnych przy $p < 0,05$

** – różnice statystycznie istotne w teście Kruskala-Wallisa przy $p < 0,05$

*** - zbyt mała liczebność grupy do analizy

Tab. 12. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg kończyny dominującej dla wszystkich badanych wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	prawonożni n=1115				p	lewnonożni n=115				p
	kończyna dominująca		kończyna niedominująca			kończyna dominująca		kończyna niedominująca		
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD		\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne										
SP [mm]	618,04	255,34	573,99	204,21	0,1702	568,55	244,19	614,75	200,89	0,6789
SPAP [mm]	459,01	206,33	397,56	154,96	0,0731	395,21	177,09	458,99	161,26	**0,0034
SPML [mm]	319,96	123,43	331,50	114,77	0,6332	327,81	147,99	316,47	99,14	0,5684
MA [mm]	4,30	3,53	3,32	2,69	**0,0000	3,84	3,87	4,75	3,63	**0,0000
MAAP [mm]	3,93	2,67	2,89	2,17	**0,0000	3,17	2,27	4,15	2,37	**0,0000
MAML [mm]	1,16	2,32	1,22	1,57	0,1278	1,55	3,22	1,58	2,91	0,6348
MV [mm/s]	20,60	8,51	19,13	6,81	0,0967	18,95	8,14	20,49	6,70	0,5673
MVAP [mm/s]	15,30	6,88	13,25	5,17	**0,0078	13,17	5,90	15,30	5,38	**0,0000
MVML [mm/s]	10,67	4,11	11,05	3,83	0,0743	10,92	4,93	10,55	3,31	0,6016
SA [mm ²]	974,75	2602,05	759,87	2062,01	**0,0000	930,79	2013,20	950,85	1226,63	0,6755
MF [Hz]	0,98	0,48	1,24	0,69	**0,0000	1,15	0,68	0,88	0,42	**0,0000
podłoże niestabilne										
PC [°s]	161,97	58,11	150,05	54,89	0,0758	159,84	58,30	167,11	62,45	0,1345
PW [°s]	55,15	41,05	48,87	37,05	0,0567	55,03	40,83	60,46	44,39	0,0587

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia.

** – różnice między kończyną dominującą a niedominującą statystycznie istotne w teście Wilcozona przy $p < 0,05$

Tab. 13. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg kończyny dominującej dla siedmiolatków wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	prawonożni n=292				p	lewnonożni n=31				p
	kończyna dominująca		kończyna niedominująca			kończyna dominująca		kończyna niedominująca		
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD		\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne										
SP [mm]	742,87	309,82	681,58	260,04	**0,0000	712,43	359,65	724,68	228,20	0,3164
SPAP [mm]	554,56	248,82	471,54	199,53	**0,0000	492,07	258,06	551,93	186,69	**0,0228
SPML [mm]	381,06	147,12	393,97	144,56	**0,0328	413,14	230,38	358,96	113,10	0,1904
MA [mm]	5,10	4,62	4,06	3,30	**0,0000	4,35	3,13	5,48	3,49	**0,0119
MAAP [mm]	4,56	3,30	3,47	2,68	**0,0000	3,71	2,75	4,81	2,88	**0,0135
MAML [mm]	1,54	3,15	1,60	1,81	**0,0004	1,60	1,55	1,78	2,21	0,7366
MV [mm/s]	24,77	10,33	22,72	8,67	**0,0000	23,74	11,99	24,16	7,61	0,3164
MVAP [mm/s]	18,48	8,30	15,72	6,65	**0,0000	16,40	8,60	18,40	6,22	**0,0228
MVML [mm/s]	12,70	4,90	13,13	4,82	**0,0344	13,76	7,67	11,97	3,78	0,1828
SA [mm ²]	1550,28	4064,46	1213,43	2967,67	**0,0001	1487,36	3127,57	1214,11	1149,35	0,4524
MF [Hz]	1,00	0,46	1,23	0,76	**0,0001	1,24	0,85	0,86	0,39	**0,0098
podłoże niestabilne										
PC [°s]	196,90	65,31	191,16	60,08	0,1821	188,81	65,66	189,64	77,73	0,9219
PW [°s]	82,10	48,28	78,19	42,68	0,1527	75,66	48,89	81,34	56,60	0,5967

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

** – ** – różnice między kończyną dominującą a niedominującą statystycznie istotne w teście Wilcozona przy $p < 0,05$

Tab. 14. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg kończyny dominującej dla ośmiolatków wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	prawonożni n=321				p	lewnonożni n=34				p
	kończyna dominująca		kończyna niedominująca			kończyna dominująca		kończyna niedominująca		
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD		\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne										
SP [mm]	661,31	257,11	607,70	178,02	**0,0000	546,41	158,38	615,84	163,54	**0,0020
SPAP [mm]	496,13	218,24	424,04	139,07	**0,0000	381,06	121,26	453,91	126,09	**0,0001
SPML [mm]	336,25	121,43	348,02	100,68	**0,0015	313,31	87,24	326,03	89,13	0,6035
MA [mm]	4,56	3,66	3,50	2,51	**0,0000	3,83	5,35	5,00	4,72	**0,0039
MAAP [mm]	4,13	2,55	3,04	2,09	**0,0000	2,81	1,82	4,07	2,00	**0,0012
MAML [mm]	1,24	2,81	1,30	1,44	**0,0001	1,88	5,19	2,01	4,55	0,6654
MV [mm/s]	22,04	8,57	20,26	5,93	**0,0000	18,22	5,28	20,53	5,45	**0,0022
MVAP [mm/s]	16,53	7,27	14,13	4,64	**0,0000	12,70	4,03	15,14	4,21	**0,0001
MVML [mm/s]	11,21	4,05	11,60	3,36	**0,0018	10,44	2,91	10,87	2,96	0,5967
SA [mm ²]	1000,45	2001,06	841,14	2431,50	**0,0000	811,22	1884,87	1012,44	1534,63	**0,0084
MF [Hz]	0,97	0,43	1,23	0,66	**0,0000	1,10	0,50	0,87	0,40	**0,0107
podłoże niestabilne										
PC [°s]	163,49	54,25	149,65	50,50	**0,0001	166,14	61,04	169,62	64,60	0,8912
PW [°s]	55,90	37,74	48,06	33,33	**0,0000	59,37	43,44	62,84	45,23	0,6879

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

** – różnice między kończyną dominującą a niedominującą statystycznie istotne w teście Wilcozona przy $p < 0,05$

Tab. 15. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg kończyny dominującej dla dziewięciolatków wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	prawonożni n=244				p	lewnonożni n=20				p
	kończyna dominująca		kończyna niedominująca			kończyna dominująca		kończyna niedominująca		
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD		\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne										
SP [mm]	571,19	203,69	537,97	154,02	**0,0005	602,63	191,31	648,68	237,74	0,1419
SPAP [mm]	422,01	158,09	368,14	123,27	**0,0000	422,63	148,43	489,47	189,83	**0,0196
SPML [mm]	298,37	104,01	314,75	81,49	**0,0002	345,84	105,80	326,32	110,06	0,1330
MA [mm]	3,92	2,75	3,04	2,85	**0,0000	5,08	4,04	5,80	3,71	0,2772
MAAP [mm]	3,60	2,33	2,62	2,10	**0,0000	4,22	2,61	5,16	2,83	0,0586
MAML [mm]	1,07	1,38	1,11	1,96	0,8051	2,21	3,21	1,92	2,45	0,6701
MV [mm/s]	19,04	6,79	17,93	5,13	**0,0006	20,09	6,39	21,63	7,93	0,1419
MVAP [mm/s]	14,07	5,27	12,27	4,11	**0,0000	14,09	4,94	16,32	6,32	**0,0187
MVML [mm/s]	9,95	3,47	10,49	2,72	**0,0002	11,52	3,53	10,88	3,66	0,1507
SA [mm ²]	830,75	2399,69	566,65	946,32	**0,0000	1239,21	1633,24	1304,05	1505,11	0,4939
MF [Hz]	1,00	0,54	1,30	0,71	**0,0000	0,89	0,59	0,74	0,35	0,2352
podłoże niestabilne										
PC [°s]	138,68	43,54	131,33	39,39	**0,0050	148,38	47,22	162,08	48,92	0,3507
PW [°s]	38,72	28,53	34,67	24,96	**0,0019	46,79	29,77	53,86	29,47	0,3135

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkość w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkość w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni zakreślonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

** – różnice między kończyną dominującą a niedominującą statystycznie istotne w teście Wilcoxon przy $p < 0,05$

Tab. 16. Średnie wartości i odchylenie standardowe parametrów stabilności ciała dla grup z podziałem wg kończyny dominującej dla dziesięciolatków wraz z zaznaczeniem różnic istotnych statystycznie.

zmienna	prawonożni n=258				p	lewnonożni n=30				p
	kończyna dominująca		kończyna niedominująca			kończyna dominująca		kończyna niedominująca		
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD		\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
podłoże stabilne										
SP [mm]	476,68	113,29	452,49	115,10	**0,0001	436,30	113,47	489,50	90,08	**0,0055
SPAP [mm]	347,07	85,19	314,29	81,84	**0,0000	302,53	82,65	358,37	70,40	**0,0018
SPML [mm]	255,40	65,61	260,86	70,17	0,3008	252,20	64,50	260,37	56,05	0,4405
MA [mm]	3,49	2,20	2,59	1,60	**0,0000	2,58	1,75	3,15	1,35	0,0703
MAAP [mm]	3,32	2,15	2,33	1,45	**0,0000	2,37	1,64	3,00	1,30	0,0629
MAML [mm]	0,76	0,63	0,84	0,73	0,0611	0,72	0,63	0,70	0,45	0,3473
MV [mm/s]	15,89	3,78	15,08	3,84	**0,0001	14,54	3,77	16,32	3,01	**0,0060
MVAP [mm/s]	11,57	2,84	10,48	2,73	**0,0000	10,09	2,76	11,95	2,36	**0,0019
MVML [mm/s]	8,52	2,19	8,70	2,34	0,2962	8,40	2,15	8,67	1,87	0,4283
SA [mm ²]	464,99	326,36	357,48	327,64	**0,0000	343,53	285,50	415,77	182,19	**0,0495
MF [Hz]	0,94	0,51	1,19	0,62	**0,0000	1,27	0,72	0,98	0,50	**0,0201
podłoże niestabilne										
PC [°s]	142,54	45,46	121,76	35,69	**0,0000	130,41	37,58	144,32	43,21	0,1846
PW [°s]	39,24	28,05	30,14	19,85	**0,0000	34,29	21,59	40,57	27,06	0,1589

SP – długość ścieżki, SPAP – długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej; SPML - długość ścieżki w płaszczyźnie czołowej; MA – średnia amplituda; MAAP- promień wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej; MAML – promień wychylenia w płaszczyźnie czołowej; MV – średnia prędkość poruszania się środka ciężkości; MVAP – średnia prędkości w płaszczyźnie strzałkowej; MVML – średnia prędkości w płaszczyźnie czołowej; SA – wielkość pola powierzchni określonego przez środek ciężkości; MF - średnia częstotliwości środka ciężkości; PC – powierzchnia całkowita; PW – powierzchnia wyjścia;

** – różnice między kończyną dominującą a niedominującą statystycznie istotne w teście Wilcoxon przy $p < 0,05$

