

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
im. BRONISŁAWA CZECHA W KRAKOWIE  
WYDZIAŁ WYCHOWANIA FIZYCZNEGO I SPORTU



Anna Strus

**ROZPRAWA DOKTORSKA**

***WPLYW ZASTOSOWANIA ORTEZ TYPU AFO NA KINEMATYKĘ  
CHODU DZIECI Z HEMIPLEGIĄ MÓZGOWEGO  
PORAŻENIA DZIECIĘCEGO.***

Promotor: **dr hab. Robert Staszkiwicz**

Promotor pomocniczy: **dr Alina Trytek**

Kraków 2022

*Składam serdeczne podziękowania dr hab. Robertowi Staszkiwiczowi za pomoc, cenne uwagi oraz cierpliwość w pisaniu niniejszej rozprawy doktorskiej.*

*Dziękuję serdecznie dr Alinie Trytek oraz mgr Piotrowi Krężałkowi za pomoc w realizacji badań do niniejszej pracy doktorskiej.*

## SPIS TREŚCI

1. WSTĘP .....	4
1.1. Wprowadzenie .....	4
1.2. Hemiplegia mózgowego porażenia dziecięcego .....	5
1.3. Skala Gross Motor Function Classification System (GMFCS) .....	7
1.4. Cechy chodu fizjologicznego u dzieci .....	8
1.5. Chód nieprawidłowy w przebiegu hemiplegii mózgowego porażenia dziecięcego .....	9
1.6. Zastosowanie ortez AFO u dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia .....	11
1.7. Analiza chodu jako narzędzie badawcze .....	11
1.8. Uzasadnienie podjęcia tematu badawczego .....	13
1.9. Cel pracy i pytania badawcze .....	14
2. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE .....	15
2.1. Charakterystyka badanych osób .....	15
2.2. Narzędzia badawcze .....	16
2.2.1. Pomiary antropometryczne .....	17
2.2.2. Rozmieszczenie markerów .....	19
2.2.3. Rejestracja chodu .....	20
2.2.4. Raport końcowy .....	21
2.3. Zmienne uzyskane w badaniach .....	22
2.4. Statystyczne opracowanie wyników .....	22
3. WYNIKI .....	24
3.1. Charakterystyka pozycji statycznej .....	24
3.2. Czasowo-przestrzenne wskaźniki chodu .....	32
4. DYSKUSJA .....	56
5. WNIOSKI .....	67
BIBLIOGRAFIA .....	68
ANEKS .....	78
STRESZCZENIE .....	87
SUMMARY .....	88

## **1. WSTĘP**

### **1.1. Wprowadzenie**

Jednym z głównych przejawów kondycji zdrowotnej społeczeństwa jest stan zdrowia populacji dzieci i młodzieży, który z kolei zależy od warunków, w jakich młode organizmy wzrastają, rozwijają się i dojrzewają. Właściwa opieka, już nad kobietą ciężarną wpływa zasadniczo na późniejszą jakość życia dziecka (Borkowska i wsp. 2012).

Na świecie jest ponad 650 milionów osób niepełnosprawnych w następstwie psychofizycznych lub sensorycznych niesprawności, co stanowi około 10% całej populacji. Według danych z Narodowego Spisu Powszechnego Ludności w Polsce w 2011 roku, odsetek osób niepełnosprawnych wynosił 12,2%, z tego w populacji do 18 roku życia około 4%. Zarówno w Polsce jak i na świecie, częstość występowania mózgowego porażenia dziecięcego ocenia się na 2-3‰, co oznacza, że dotyczy to 2-3 dzieci na 1000 urodzonych (Kwolek 2003).

Światowa Organizacja Zdrowia (WHO) definiuje dziecko z niepełnosprawnością, jako takie, które bez specjalnych ulg i pomocy z zewnątrz jest długotrwale, całkowicie lub w znacznym stopniu niezdolne do uczestnictwa w grupie prawidłowo rozwiniętych i zdrowych rówieśników (Borkowska i wsp. 2012).

Mózgowe porażenie dziecięce (MPD) to nazwa powszechnie stosowana dla określenia różnorodności zaburzeń motorycznych, związanych z uszkodzeniami mózgu we wczesnym stadium rozwoju dziecka, którym często towarzyszą zaburzenia wzroku, słuchu, mowy, poznania, komunikacji i percepcji (Gulati i Sondhi 2018). Złożoność zaburzeń związanych z mózgowym porażeniem dziecięcym wymaga zatem kompleksowego postępowania terapeutycznego jak również zaangażowania rodziców w odpowiednią opiekę i pielęgnację nad chorym dzieckiem (Wnuk 2011).

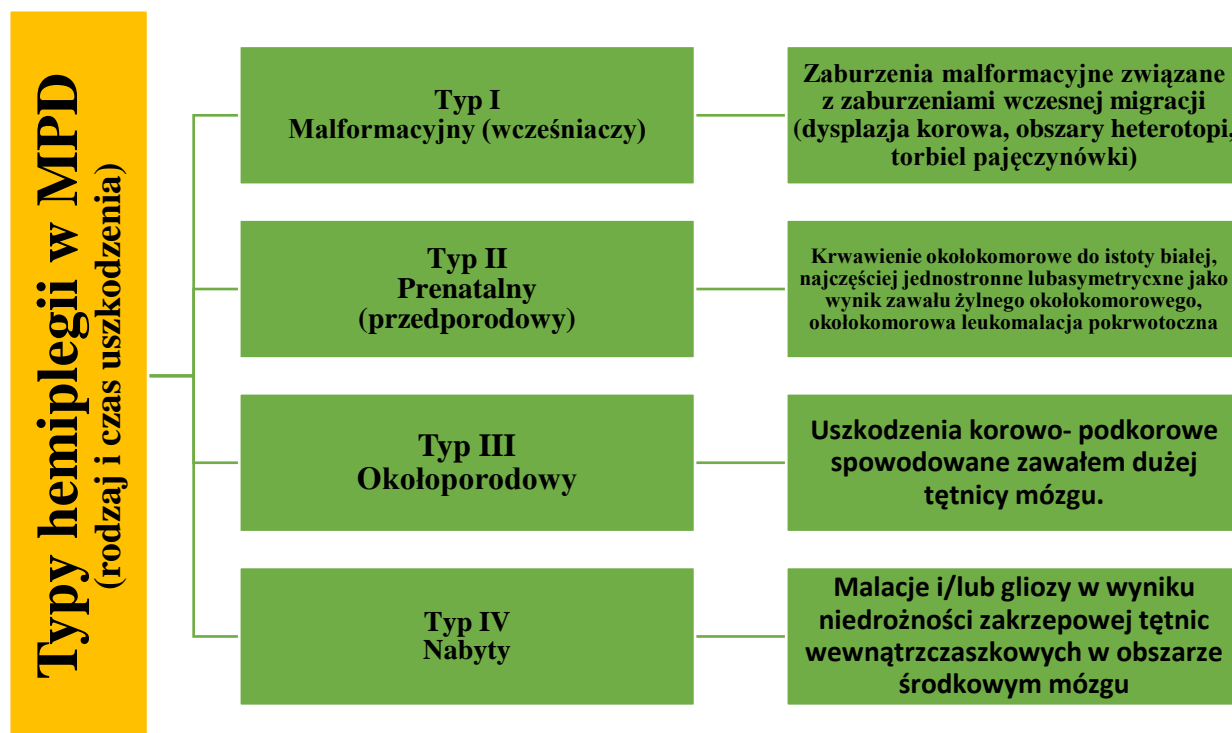
Fizjoterapia jest jednym z głównych filarów usprawniania i poprawy jakości życia osób objętych tego rodzaju uszkodzeniami ośrodkowego układu nerwowego, dlatego też od specjalistów z tej dziedziny wymaga się stosowania w procesie terapeutycznym coraz to nowszych metod i rozwiązań technologicznych dla tej grupy pacjentów (Mc Ginley i wsp. 2012).

Uszkodzenie mózgu u osób ze zdiagnozowanym MPD, powoduje dezorganizację oraz opóźnienie rozwoju mechanizmów neurologicznych kontrolujących postawę, równowagę i poruszanie się (Vitrikas i wsp. 2020). Mięśnie, biorące udział w tych mechanizmach, stają się mniej wydolne, mogą mieć zwiększone lub obniżone napięcie, jak również zmniejszona

jest ich siła (Levitt 2007). Złożoność zaburzeń powoduje, że dzieci z mózgowym porażeniem później osiągają kolejne etapy rozwoju motorycznego, a na kolejnych poziomach dojrzałości wykazują mniejsze umiejętności motoryczno-funkcjonalne niż dzieci zdrowe (Schwartz i Rozumalski 2008). Na zmieniającą się wraz ze wzrostem i rozwojem dziecka z MPD sferę ruchową ma również silny wpływ stopień jego rozwoju emocjonalnego, przystosowanie do życia społecznego, osobowość, sprawność intelektualna prawidłowo przeprowadzany proces fizjoterapii oraz opieka rodziców.

## **1.2. Hemiplegia mózgowego porażenia dziecięcego**

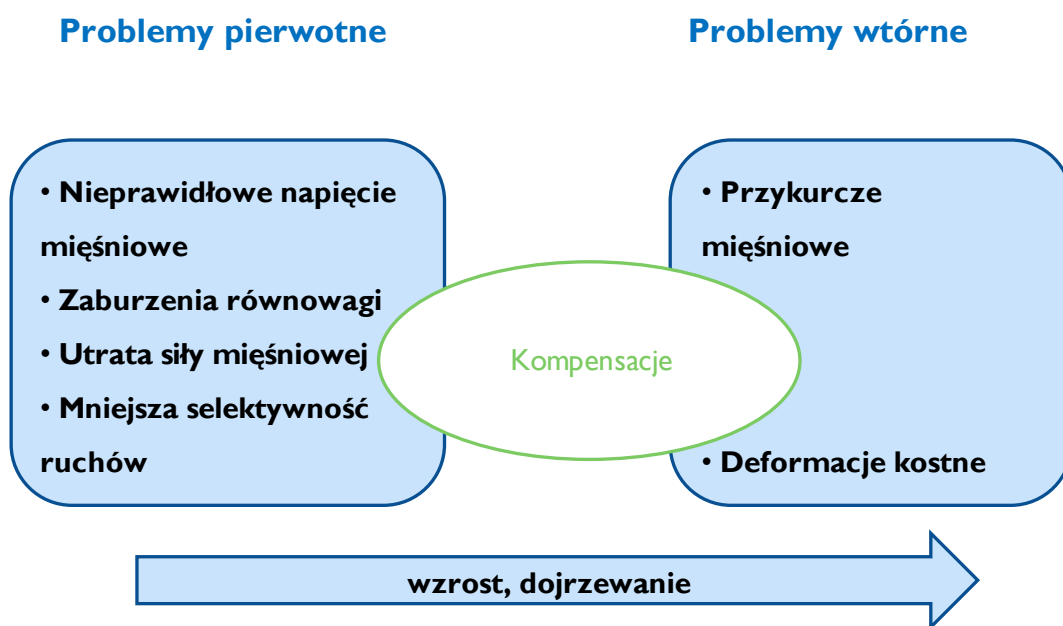
Hemiplegia jest jedną z najczęstszych postaci MPD (ponad 38%) oraz drugą po diplegii najczęstszą postacią u wcześniaków (20%). Może być wrodzona lub nabyta (Krägeloh-Manni i Cans 2009). Charakteryzuje ją niedowład, przeważnie o charakterze spastycznym, który dotyczy kończyny górnej i dolnej po tej samej stronie ciała (Sees i Miller 2013). Może być prawo lub lewostronny w zależności od lokalizacji uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego. Przyczyny hemiplegii w okresie prenatalnym wciąż nie są poznane, ale coraz częściej mówi się o podłożu genetycznym, szczególnie jeśli chodzi o zakrzepowość tętnic wewnątrzczaszkowych (Jaspers i wsp. 2016). Rezonans magnetyczny (MRI) stanowi współcześnie najdokładniejsze narzędzie diagnostyczne w przebiegu MPD. Cioni w 1999 roku, dzięki analizie wyników MRI stworzył podział hemiplegii, który związany jest z czasem i umiejscowieniem uszkodzenia centralnego układu nerwowego (Cioni i Ferrari 2010).



Ryc.1. Podział hemiplegii wg. Cioni (opracowanie Beata Wnuk 2020).

Na postać kliniczną hemiplegii wpływa głównie typ uszkodzenia, czas oraz wielkość uszkodzenia centralnego układu nerwowego. Pacjenci z hemiplegią są osobami bardzo wysoko funkcjonującymi motorycznie. Według skali Gross Motor Function Classification System (GMFCS) zaliczamy ich do I lub II poziomu lokomocji, co pokazuje że są to dzieci samodzielnie poruszające się, co przekłada się na ich aktywne uczestnictwo w życiu społecznym (Sienkiewicz i wsp. 2009, Dong i wsp. 2017).

Głównym problemem w osiągnięciu prawidłowych wzorców ruchowych u dzieci z hemiplegią jest spastyczność, czyli nadmierne, nieprawidłowe napięcie mięśniowe (Dudek i wsp. 2009). Konsekwencją utrzymującego się zwiększonego napięcia mięśniowego, są zmiany we włóknach mięśniowych i w tkance łącznej, co prowadzi do rozwoju deformacji kostno-stawowych, utrwalenia się przykurczów oraz wytwarzania kompensacji ruchowych (Michlitsch i wsp. 2006). Skutkuje to asymetrią w obrębie tułowia i kończyn, zaburzeniami równowagi i co za tym idzie wpływa na nieprawidłowy obraz chodu (Bih- Jen i wsp. 2009).



Ryc.2. Powstawanie różnych dysfunkcji wraz ze wzrostem i dojrzewaniem pacjenta z MPD (opracowanie własne).

Współcześnie w celu zmniejszania spastyczności u dzieci z MPD stosuje się fizjoterapię dobraną indywidualnie do potrzeb pacjenta, leczenie chirurgiczne, leczenie farmakologiczne oraz zaopatrzenie ortopedyczne. Jednakże to fizjoterapia nadal pozostaje najważniejszą metodą zmniejszania spastyczności w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego (Christiansen i Lange 2008).

### 1.3. Skala Gross Motor Function Classification System (GMFCS)

Jest to 5-stopniowy system klasyfikacji opisujący funkcje tzw. motoryki dużej dzieci i młodzieży z mózgowym porażeniem dziecięcym określany na podstawie ich samodzielnie inicjowanego ruchu ze szczególnym uwzględnieniem siedzenia, przenoszenia i lokomocji:

- Poziom I - chodzenie bez ograniczeń funkcjonalnych.
- Poziom II - chodzenie bez pomocy sprzętu ortopedycznego, ograniczenie poruszania się poza domem.

- Poziom III - chodzenie przy pomocy sprzętu ortopedycznego (kule, trójnogi, balkonik).
- Poziom IV - samodzielność lokomocyjna przy użyciu sprzętu ortopedycznego (wózek inwalidzki).
- Poziom V - ograniczona lokomocja, nawet przy użyciu sprzętu ortopedycznego.

Na każdym poziomie motoryczności stworzono również podział na 4 kategorie wiekowe (2-4 rok życia, 4-6 rok życia, 6-12 rok życia, 12-18 rok życia). Natomiast, aby prawidłowo zakwalifikować pacjenta do danego poziomu powstał szczegółowy opis wytycznych. Im niższy poziom klasyfikacji tym dziecko wymaga większej ilości punktów wspomagania ([www.canchild.ca](http://www.canchild.ca)).

Głównym celem klasyfikacji GMFCS jest określenie, do którego poziomu zakwalifikowano obecne możliwości i ograniczenia funkcji motorycznych dzieci i młodzieży. Ocenie poddaje się codzienne funkcjonowanie w domu, szkole i społeczności (Rethlefsen i wsp. 2022).

Piscitelli i wsp. (2021) po przeprowadzeniu wnikliwego przeglądu systematycznego z metaanalizą dowiedli, iż skala GMFCS jest rzetelnym i niezawodnym narzędziem badawczym jeśli jest wykonywana przez wykwalifikowany personel medyczny.

#### **1.4. Cechy chodu fizjologicznego u dzieci**

Chód jest podstawowym i naturalnym sposobem przemieszczania się człowieka, będąc jednocześnie jedną z najbardziej złożonych czynności ruchowych wykonywanych w życiu codziennym, co pozostaje od wielu lat przedmiotem zainteresowania wielu klinicystów (Winter 2009).

J. Perry podzieliła cykl chodu na osiem faz, które współcześnie wpisały się w kanon analizy chodu każdego pacjenta (Perry 1992). Przyczyniło się to również do powstania wielu artykułów naukowych dotyczących tematyki chodu, których ilość między rokiem 1950 a 1991 wyniosła zaledwie 5 955 tyś. natomiast pomiędzy 1992r. a 2022r. liczy już 66 555 tyś. (wyszukiwarka PubMed).

Chód dziecka przed 7 rokiem życia znacznie różni się od chodu osoby dorosłej, im młodsze dziecko, tym wspomniane różnice są większe. Analizując chód dziecka można posłużyć się wzorcami chodu osoby dorosłej. Należy jednak wziąć pod uwagę różnice jakie występują ze względu na wiek, masę, wysokość ciała oraz niedojrzałość chodu, którą charakteryzuje:



- nierówna długość kroku
- krótkie kroki
- duża częstotliwość kroków
- kończyny górne w odwiedzeniu i rotacji zewnętrznej
- kontakt płaską stopą z podłożem w chwili jej postawienia na podłożu
- możliwe zgięcie podeszwy stopy w fazie przenoszenia
- nadmierne zgięcie kończyn w stawach biodrowych i kolanowych w fazie przenoszenia
- w fazie podporowej wyprost lub przeprost w stawie kolanowym
- szeroka płaszczyzna podporu
- odwiedzenie i rotacja zewnętrzna kończyn dolnych powodująca ustawienie stopy w pronacji (stopa płaska)
- miednica relatywnie nieruchoma
- brak naprzemiennych ruchów kończyn górnych (Bober i Bugajski 2006).

Wraz ze wzrostem dziecka zmniejsza się szerokość kroku, częstotliwość kroków, pojawiają się naprzemienne ruchy kończyn górnych oraz wzrasta długość kroku i prędkość chodu (Gieysztor i wsp. 2021). Dojrzałość chodu osiągnięta jest przez dziecko w wieku 7-8 lat i po tym czasie nie odbiega znacząco od chodu osób dorosłych pod kątem wzorców ruchowych, faz chodu i jakości chodu (Kraan 2017). Jednakże, długość kończyn dolnych determinująca długość kroku zmienia się, aż do osiągnięcia 13-15 roku życia. W związku z tym, niektóre parametry czasowo-przestrzenne mogą się różnić w stosunku do chodu osób dorosłych (Owen 2015). Na owe parametry ma również znaczący wpływ obuwie w jakim na co dzień poruszają się dzieci i młodzież, a szczególnie jego elastyczność, o czym przekonują dane Cranage i wsp. (2019).

Zrozumienie i znajomość zasad rządzących prawidłowym przebiegiem chodu, zarówno u dzieci, jak i dorosłych, pozwala na wskazanie nawet najdrobniejszych odstępstw od tzw. normy, dzięki czemu rozpoznanie patologii w chodzie staje się ścisłe.

### **1.5. Chód nieprawidłowy w przebiegu hemiplegii mózgowego porażenia dziecięcego**

Nieprawidłowości chodu wynikają głównie z deformacji kostnych, zaburzenia siły mięśniowej, zaburzenia kontroli motorycznej oraz bólu (Armand i wsp. 2016).

W MPD do pierwotnych skutków uszkodzenia mózgu zaliczyć możemy utratę selektywnej kontroli mięśni, głównie w dystalnych częściach ciała, trudności z równowagą oraz nieprawidłowe napięcie mięśniowe, głównie w postaci spastyczności (Rodda i Graham

2001). Powoduje to uruchomienie się mechanizmów kompensacyjnych co utrwała nieprawidłowe wzorce posturalno- lokomocyjne. Wszystkie te następstwa, mają znaczący wpływ na jakość chodu (Perry i Burnfield 2010).

Winters i wsp. (1987) jako pierwsi podjęli próbę sklasyfikowania wzorców chodu u osób z hemiplegią. Opisali system klasyfikacji z wykorzystaniem parametrów kinematycznych w płaszczyźnie strzałkowej stawu skokowego, kolanowego, biodrowego oraz miednicy. Stworzono 4 typy wzorców chodu, które odzwierciedlają analogicznie wzrastający poziom zajęcia. Typ 1 reprezentuje pacjenta z wyraźną końskością stopy w fazie przenoszenia, powiązaną z nadaktywnością mięśnia trójgłowego łydki i/lub osłabieniem mięśnia piszczelowego przedniego. Dopóki nie ma do czynienia z rzeczywistym przykurczem, jedynym zaleceniem jest stosowanie ortezy dla kontroli opadania stopy.

Typ 2 przedstawia wyraźną końskość stopy podczas fazy przenoszenia, jak również ograniczenie zgięcia grzbietowego stopy w fazie podporu z powodu przykurczu zginaczy podeszwowych. Działanie terapeutyczne opiera się na uzyskaniu większego zgięcia grzbietowego w stawie skokowym podczas podporu po przez wydłużenie mięśnia trójgłowego łydki i /lub mięśnia piszczelowego tylnego.

Typ 3 przedstawia chód pacjenta z cechami charakterystycznymi dla typu 1 i 2. Dodatkowo pojawia się spastyczność i przykurcze mięśni dwustawowych przechodzących przez staw kolanowy. Zwykle objawia się to poprzez zwiększone zgięcie kończyny w stawie kolanowym w chwili kontaktu pięty z podłożem oraz w fazie podparcia, jak również poprzez zmniejszenie zgięcia kończyny w stawie kolanowym w fazie przenoszenia. Działanie terapeutyczne wobec pacjenta wymaga zastosowania ortezy, jak również odpowiedniej terapii mięśni obsługujących staw kolanowy m.in mięśni kulszowo-goleniowych i mięśnia prostego uda.

Ostatni, 4 typ przedstawia chód pacjenta z cechami charakterystycznymi dla typów 1-3, ale połączonego z ograniczeniem prostowania w stawie biodrowym w fazie przetaczania i zwiększonym przodopochyleniem miednicy w fazie podporu. Podejście terapeutyczne wobec pacjenta wymaga odpowiedniej terapii mięśni obejmujących wszystkie trzy główne stawy kończyny dolnej: skokowego, kolanowego, biodrowego.

Rodda i Graham (2001) uzupełnili system klasyfikacji o obraz chodu z przeprostem w stawie kolanowym połączonym z wyraźną końskością stopy podczas fazy podporu i przenoszenia oraz nieprawidłowościami w stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej. Podejście terapeutyczne w takim wypadku może zawierać osteotomię derotacyjną kości

udowej, wydłużanie mięśni (przywodzicieli stawu biodrowego, kulszowo-goleniowych, mięśnia trójgłowego łydki) dla poprawy ruchomości stawu skokowego (Gage i wsp. 2009).

### **1.6. Zastosowanie ortez AFO u dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia**

Postępowanie ortotyczne stwarza istotne i przydatne możliwości leczenia wielu schorzeń, które wpływają na chód i postawę ciała oraz stanowią część ogólnego programu fizjoterapii ustalonego dla pacjentów z MPD (Morris i wsp. 2010). Orteza jest elementem podtrzymującym i wydłużającym, efekty uzyskane podczas ćwiczeń.

U pacjentów z hemiplegią na kończynę dolną stosuje się najczęściej ortezы podudziowe- AFO (ankle foot orthosis), które są sztywne, czyli nie posiadają ruchomości w obrębie stawu skokowego. Mają one za zadanie utrzymać staw skokowy w pozycji pośredniej, aby zapobiegać nieprawidłowościom mięśniowo-szkieletowym, oraz poprawić jakość chodu (Harlaar i wsp. 2010). Należy pamiętać, że każde zaopatrzenie ortopedyczne dobierane jest indywidualnie do potrzeb pacjenta (Xin i Yuexi 2012).

Z dostępnej literatury wynika, iż stosowanie ortez podudziowych wpływa znacząco na kinetykę i kinematykę chodu u dzieci z MPD. Pourhosseingholi i wsp. (2019) dokonali systematycznego przeglądu piśmiennictwa, dotyczącego wpływu ortezы AFO na model chodu u dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia. Wyniki pokazały jednoznacznie, poprawę w zakresie szeregu parametrów czasowo-przestrzennych (m. in. prędkości chodu, długość i częstotliwości kroków, czy wartości kątowych w stawie skokowym, kolanowym, biodrowym oraz miednicy).

Nieodzownym elementem prawidłowo funkcjonującej ortezы jest obuwie, które znacząco wpływa na biomechaniczny obraz chodu pacjenta (Owen 2010). Regulując wysokość pięty za pomocą klinów, obcasów możliwe jest skorygowanie pozycji w obrębie stawów kolanowych (Kavi i wsp. 2010). Za pomocą podklejenia obuwia różnym rodzajem tworzywa, możemy również wyrównać różnicę w długości kończyn, co w przypadku hemiplegii jest częstym zjawiskiem.

### **1.7. Analiza chodu jako narzędzie badawcze**

W dziedzinie fizjoterapii powszechnie stosuje się i rozwija obiektywne sposoby oceny efektów usprawniania ruchowego, które są niezależne od stosowanych metod terapeutycznych, systemu leczenia oraz skupiają się głównie na poziomie funkcjonalności

pacjenta oceniając jego tzw. dużą i małą motorykę (Chang i wsp. 2006). U dzieci z hemiplegią MPD głównym celem terapii jest poprawa jakości chodu, gdyż jak już wcześniej wspomniano jest to grupa pacjentów bardzo dobrze radząca sobie na poziomie funkcjonalnym (Ozge i wsp. 2016). Jedną z metod, która w obiektywny sposób ocenia te działania terapeutyczne jest analiza chodu (Rasmussen i wsp. 2015). Dostarcza ona informacji o zmiennych czasowo-przestrzennych, zmianach kątowych w poszczególnych stawach, czego zaobserwowanie podczas terapii z pacjentem jest utrudnione (Richard i wsp. 2016).

Najczęściej wykorzystywanymi systemami śledzenia ruchu, zarówno w praktyce klinicznej, jak i w laboratoriach badawczych są systemy optoelektroniczne stanowiące „złoty standard” wśród innych technik pomiarowych (Hyungwon 2014). Technologia ta pozwala na pomiar położenia znaczników (tzw. markerów) w przestrzeni z bardzo dużą dokładnością. Najczęściej systemy te składają się z zestawu kamer, które emitują promieniowanie z zakresu podczerwieni i rejestrują promieniowanie odbite od pasywnych, odblaskowych markerów (Jochamczyk i wsp. 2009). Parametry kinematyczne wyznaczone są na podstawie trajektorii markerów umieszczonych na ciele badanej osoby. W analizie chodu, zakłada się, że segmenty są ciałami sztywnymi wykonującymi obrót wokół pewnego stałego punktu będącego środkiem stawu lub osi (Misako i Yumi 2014). Najczęściej stosowaną metodą ilościowego opisu wzajemnej orientacji segmentów ciała to metoda Cardana, gdzie ruch w stawie reprezentowany jest jako złożenie trzech rotacji wokół trzech różnych osi (Wren i wsp. 2011).

W praktyce klinicznej analiza chodu znalazła zastosowanie głównie w trzech obszarach:

- w ocenie funkcjonalnej pacjenta polegającej na określeniu w jakim stopniu chód odbiega od wzorca dla osób zdrowych
- w ocenie postępów leczenia operacyjnego, farmakologicznego, czy fizjoterapeutycznego
- w celu opisanego stereotypu chodu w różnych jednostkach chorobowych (Syczewska i wsp. 2004).

Ponadto ilościowy opis kinematyki chodu człowieka może znaleźć zastosowanie w projektowaniu protez, ortez, czy egzoszkieleatów (Davis 2010).

## 1.8. Uzasadnienie podjęcia tematu badawczego

Zgodnie z aktualnymi wytycznymi World Health Organization i modelem funkcjonalnej rehabilitacji (ICF), dąży się w terapii do jak największej samodzielności pacjenta (Wojciechowska i Starz 2018). Dzieci z hemiplegią, wykazują największą samodzielność ze wszystkich typów MPD, dlatego zastosowanie ortez AFO u tej grupy nie ma na celu nauki chodu, a jedynie poprawę jego jakości.

Buckon i wsp. (2001) zajmowali się wpływem ortez AFO na jakość chodu i umiejętności funkcjonalne u 30 dzieci z hemiplegią MPD. Autorzy dowiedli, że przy użyciu ortez AFO zwiększyła się długość kroku w porównaniu do chodu bez ortez, jednak prędkość chodu pozostała taka sama. Dodatkowo wykazano również zmniejszenie zgięcia kończyny w stawie kolanowym podczas kontaktu pięty z podłożem.

Thompson i wsp. (2002) przeprowadzili badania, które dotyczyły wpływu ortez AFO na długość ścięgien mięśni tylnej grupy uda, u 18 dzieci z hemiplegią MPD. Oceniono parametry czasowe i przestrzenne oraz kinematykę stawu kolanowego. Autorzy podali statystycznie istotne zwiększenie prędkości i długości kroku z użyciem ortez AFO. Zauważono również, że wzrosła długość ścięgien mięśni tylnej grupy uda przy użyciu ortez. Schweizer i wsp. (2014) dowiedli również, że przy zastosowaniu ortez AFO u dzieci z hemiplegią zmianom uległy wartości kinetycznych i kinematycznych wskaźników chodu oraz poprawiła się stabilność tułowia.

Do niedawna w praktyce fizjoterapeutycznej stosowano ortozy na kończynę dolną, tylko po stronie zajętej, co ma swoje odzwierciedlenie w doniesieniach naukowych. Jednak, obecnie coraz częściej specjaliści z dziedziny fizjoterapii zalecają stosowanie ortez na obie kończyny dolne, aby dać pacjentowi poczucie symetrii ciała co jest istotne w kształtowaniu prawidłowych wzorców ruchowych (Surana i wsp. 2019). Balaban i wsp. (2007) dowiedli, że stosowanie ortez AFO u pacjentów z hemiplegią wydłuża czas podparcia na jednej kończynie, chód jest bardziej energooszczędny oraz zmniejsza się zużycie tlenu przy jednoczesnym wzroście szybkości chodu. Specjaliści, tacy jak Szmurło, czy Bonikowski uważają, że pomimo uszkodzenia jednej strony ciała, druga pozornie zdrowa nie funkcjonuje w pełni sprawnie, dlatego wymaga również zaopatrzenia ortopedycznego (Bonikowski i wsp. 2016).

Wszystkie spostrzeżenia powstałe głównie poprzez praktyczną pracę z pacjentem nie znalazły jeszcze odniesienia we współczesnej literaturze naukowej. Słuszne więc, wydaje

się podjęcie wyzwania i potwierdzenie naukowe, czy zastosowanie dwóch ortez u pacjentów z hemiplegią daje większe korzyści niż stosowanie jednej ortozy.

## **1.9. Cel pracy i pytania badawcze**

Głównym celem niniejszej pracy była rejestracja chodu u dzieci z hemiplegią oraz analiza kinematycznych wskaźników tego rodzaju lokomocji. Zmienne te zdecydowano się określić w trzech grupach młodych pacjentów: poruszających się bez zaopatrzenia ortopedycznego, używających na co dzień jednej ortozy podudziowej typu AFO po stronie porażonej oraz wśród dzieci z ortezami AFO wspomagającymi równocześnie obie kończyny dolne.

Statystyczna analiza wyników miała na celu ustalenie różnic w sposobie lokomocji dzieci z każdej grupy oraz określenie wielkości deficytów w odniesieniu do norm referencyjnych.

Dodatkowy aspekt, podjętej tematyki, stanowiła ocena symetryczności chodu u dzieci w każdej z badanych grup.

Dla osiągnięcia tak sformułowanego celu pracy, zdecydowano się postawić następujące pytania badawcze:

1. Czy zastosowanie ortez typu AFO oddziaływało korzystnie na jakość chodu u dzieci z hemiplegią?
2. Który wariant zaopatrzenia ortopedycznego dzieci z hemiplegią MPD, wpłynął najkorzystniej na poziom kinematycznych wskaźników chodu?
3. Czy zastosowanie ortez typu AFO przyczyniało się do zmian w symetrii ruchu kończyn dolnych u dzieci z hemiplegią?
4. Czy zastosowanie ortez typu AFO rzutowało na wartości kątowe w głównych stawach kończyny dolnej?
5. Czy zastosowanie u pacjentów z hemiplegią MPD różnych wariantów zaopatrzenia ortopedycznego wpłynęło na wielkość odchylenia od normy w postawie ich ciała?

## **2. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE**

Wyniki badań uzyskano w ramach realizacji projektu statutowego pt. „Ocena zmian wzorca chodu, dużej motoryki oraz wydolności fizycznej i ich wpływu na sprawność funkcjonalną u dzieci z hemiparesis spastica poddanych interwencjom (próba rewizji modeli terapeutycznych)”. Projekt zrealizowano w Instytucie Rehabilitacji Medycznej Akademii Wychowania Fizycznego im. Bronisława Czecha w Krakowie, w Centralnym Laboratorium Naukowo-Badawczym Pracowni Biofizyki i Analizy Ruchu w latach 2015-2019, która posiada certyfikat jakości PN-EN ISO 9001:2015.

Uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie na wykonanie badań według zaproponowanej metodyki (74/KBL/OIL/2015). Wszyscy uczestnicy badań oraz ich opiekunowie prawni zapoznali się z pisemną informacją dotyczącą celu i przebiegu badań, podpisali deklarację świadomego i dobrowolnego uczestnictwa w projekcie badawczym oraz zostali poinformowani o możliwości rezygnacji z udziału w badaniach, na dowolnym etapie, bez podawania przyczyny. Wzór informacji dla rodzica został umieszczony w aneksie. Podkreślenia wymaga fakt, iż wszystkie uzgodnione procedury badawcze, opracowana metodyka badań oraz narzędzia pomiarowe wykorzystane w procesie zbierania danych pomiarowych nie miały niekorzystnego wpływu na dotychczasowy stan zdrowia badanych dzieci.

### **2.1. Charakterystyka badanych osób**

W badaniu udział wzięło 43 dzieci, które systematycznie uczęszczały 2 razy w tygodniu na indywidualne zajęcia z fizjoterapii. Spośród osób, których rodzice zadeklarowali chęć udziału w projekcie wyłoniono 3 grupy:

- grupę 1 (n=18, w tym 12 chłopców) stanowiły dzieci, które na co dzień nie stosują żadnego zaopatrzenia ortopedycznego na kończyny dolne (Gr.1),
- grupę 2 (n=14, w tym 6 chłopców) stanowiły dzieci, stosujące na co dzień jedną ortezę AFO na stronę porażoną (Gr.2),
- grupę 3 (n=11, w tym 5 chłopców) stanowiły dzieci, która na co dzień stosują dwie ortozy AFO (Gr.3).

Podstawową charakterystykę opisową badanych grup przedstawiono w tab.1.

Tab.1. Wiek, wysokość oraz masa ciała w grupach badanych dzieci.

	Gr. 1			Gr. 2			Gr. 3		
	$\bar{x} \pm SD$	min	max	$\bar{x} \pm SD$	min	max	$\bar{x} \pm SD$	min	max
Wiek [lata]	7,5±1,7	5	10	7,4±1,9	5	10	7,2±1,9	5	10
Wysokość ciała [cm]	118,7±9,9	108	140	123,6±12	109	141	121,2±12,1	107	142
Masa ciała [kg]	23,8±5,7	16	36	26,6±6,3	17	37	25±6,2	17	35

Kryteria włączenia do badań stanowiły:

- rozpoznanie hemiparesis spastica mózgowego porażenia dziecięcego,
- kwalifikacja do I lub II poziomu charakteryzującego jakość lokomocji według klasyfikacji GMFCS,
- wiek od 5 do 10 roku życia,
- potwierdzenie tzw. normy intelektualnej w dokumentacji medycznej pacjenta,
- brak przeciwwskazań medycznych do kompleksowej fizjoterapii,
- stosowanie ortez AFO nie krócej niż trzy miesiące, u pacjentów zakwalifikowanych do 2 i 3 grupy badawczej.

Wystarczającym kryterium wyłączającym z badań stanowiło niespełnienie przynajmniej jednego z kryteriów włączających, a także brak zgody na udział w projekcie. Do kolejnych etapów badań nie włączano także wyników spośród tych pacjentów, którzy z dowolnej przyczyny przerwali dokonywane już rejestracje chodu, nie realizując założonej ich liczby.

## 2.2. Narzędzia badawcze

Najważniejszą część linii pomiarowej stanowił system rejestracji ruchu BTS SMART D-140 6 TVC (Bioengineering, Włochy). W konsekwencji, na każdym etapie rejestracji i późniejszej obróbki danych pomiarowych, wszelkie procedury oraz stosowane operacje matematyczne wykorzystywały oryginalne modele i algorytmy stworzone przez twórców tego systemu.





Ryc.3. Pracownia Biofizyki i Analizy Ruchu, AWF Kraków.

W jego składzie były stacja robocza, komputer PC zaopatrzony w stosowne oprogramowanie, sześć kamer pracujących w podczerwieni (IR) oraz sferyczne i półsferyczne markery przyklejane do skóry osoby badanej w ściśle, anatomicznie określonych lokalizacjach.

### **2.2.1. Pomiary antropometryczne**

Przed przystąpieniem do rejestracji lokomocji, u każdego pacjenta wykonano obowiązkowe pomiary antropometryczne. Ich przeprowadzenie stanowiło niezbędny element badań, gdyż uzyskane w ten sposób informacje były wprowadzane do matematycznego modelu w dalszych etapach obróbki danych pomiarowych. Wszystkich pomiarów, każdorazowo, dokonywała ta sama przeszkolona osoba, dysponująca stosowną wiedzą anatomiczną. W tej części badań używano zalegalizowanej wagi lekarskiej ze wzrostomierzem model WGILAB-RDW-391, cyrkla kabłąkowego Martina oraz atestowanej taśmy centymetrowej. Pomiarów wysokości i masy ciała dokonywano w pozycji stojącej, zaś wszystkich pozostałych w leżeniu na lekarskiej kozetce.

Na tym etapie przyjętej procedury pomiarowej, wyznaczono wartości:

- masy ciała [kg]
- wysokości ciała [cm]
- szerokości miednicy [cm]- odległość pomiędzy dwoma kolcami biodrowymi przednimi górnymi



Ryc.4. Pomiar szerokości miednicy u badanych dzieci.

- wysokości (głębokości) miednicy [cm]- odległość w linii prostej pomiędzy kolcem biodrowym przednim górnym i prostą przechodzącą przez środek krętarza większego kości udowej



Ryc.5. Pomiar głębokości miednicy u badanych dzieci.

- szerokości kolana [cm]- odległość pomiędzy kłykciami kości udowej



Ryc.6. Pomiar szerokości kolana u badanych dzieci.

- szerokości kostki [cm]- odległość pomiędzy kostką boczną i przyśrodkową



Ryc.7. Pomiar szerokości kostki u badanych dzieci.

- długości kończyny [cm]- odległość pomiędzy kolcem biodrowym przednim górnym, a punktem znajdującym się na środku odcinka pomiędzy kostką boczną i przyśrodkową.



Ryc.8. Pomiar długości kończyny u badanych dzieci.

### 2.2.2. Rozmieszczenie markerów

Po wykonaniu pomiarów antropometrycznych i wprowadzeniu tak uzyskanych wartości do programu komputerowego, przystąpiono do umieszczania na ciele pacjenta sferycznych markerów. Umieszczano je w miejscach ściśle określonych przez twórców i producentów BTS SMART. Tylko w takiej sytuacji, późniejsze matematyczne modelowanie ruchu lokomocyjnego pozbawione mogło być wstępnych błędów. Zgodnie z pomiarowym protokołem Davisa, dedykowanym dla badanych w wieku od 5 do 10 lat, wykorzystano 20 markerów mocując je w następującej konfiguracji:

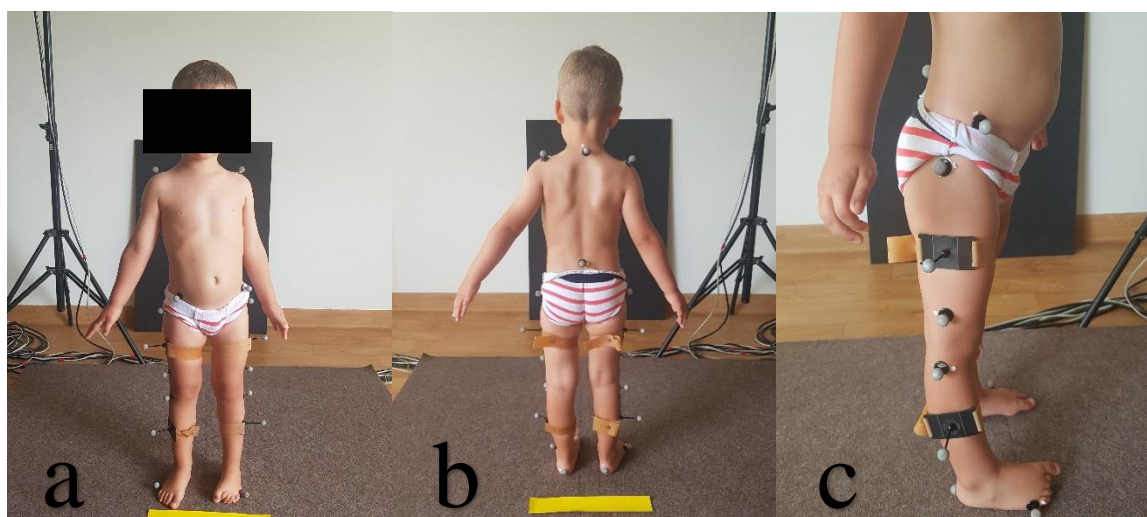
- 3 markery w obrębie obręczy barkowej: na wyrostku kolczystym siódmego kręgu szyjnego oraz na prawym i lewym wyrostku barkowym łopatki
- 3 markery na obręczy miednicznej: na prawym i lewym kolcu biodrowym przednim górnym oraz pomiędzy kolcami biodrowymi tylnymi górnymi
- 3 markery na każdym udzie: na krętarzu większym, kłykcium bocznym i drążku poziomym. Umieszczenie drążka poziomego polega na wyznaczeniu linii pomiędzy markerem na krętarzu większym i kłykcium, a następnie

umieszczeniu drążka prostopadle do niej (trzy markery muszą się znajdować w tej samej płaszczyźnie)

- 3 markery na każdym podudziu: na głowie kości strzałkowej, kostce bocznej, drążku poziomym umieszczonym analogicznie, jak w przypadku uda
- 1 marker na każdej stopie – na skórze, bezpośrednio ponad na stawie śródstopno-paliczkowym piątej kości śródstopia.

Poza markerami wymienionymi powyżej, wyłącznie podczas pomiarów statycznych umieszczano dwa dodatkowe (półsferyczne) – na lewej i prawej pięcie. Ich odległość od podłoża (wysokość umiejscowienia) była identyczna jak umieszczonych ponad piątą kością śródstopia.

Na ryc. 9 zilustrowano sposób, w jaki markery zostały umieszczone podczas sesji pomiarowych.



Ryc.9. Rozmieszczenie markerów na ciele pacjenta. Widok a- z przodu, b- z tyłu, c- z boku.

### 2.2.3. Rejestracja chodu

U każdego pacjenta bezpośrednio przed rejestracją chodu dokonywano zapisu w pozycji statycznej. Jego celem było ustalenie przestrzennego położenia markerów, ich identyfikacja oraz uzyskanie danych zawierających wartości kątowe: ukośności miednicy zwanej wysokością, rotacji miednicy, pochylenia miednicy, odwiedzenia/przywiedzenia w stawie biodrowym, rotacji w stawie biodrowym oraz zgięcia w stawie biodrowym, kolanowym, skokowym górnym, rotacji w stawie skokowym dolnym. Bez tego etapu procedury pomiarowej, późniejsze modelowanie ruchu oraz analiza danych byłyby

niemożliwe. Dopiero po tym etapie rozpoczynała się główna część badań – rejestracja chodu w oznaczonej przestrzeni pomiarowej w następujących wariantach:

- pacjenci z grupy 1 (bezortezowi) wykonywali podstawowy wariant 12 przejść, bez żadnego zaopatrzenia ortopedycznego,
- pacjenci z grupy 2 (jednoortezowi) wykonywali podstawowy wariant przejść oraz 12 przejść z jedną ortezą AFO po stronie zajętej,
- pacjenci z grupy 3 (dwuortezowi) wykonywali również wariant podstawowy 12 przejść oraz 12 przejść w dwóch ortezach AFO.

Podstawowy wariant chodu badane dzieci realizowały idąc boso. Z kolei podczas przejścia w zaopatrzeniu ortopedycznym, pacjenci mieli założone obuwie, które jak już wcześniej wspomniano, współcześnie stanowi integralną część prawidłowo działającej ortozy. Konieczność uwzględnienia zaopatrzenia ortopedycznego była powodem, dla którego markery umieszczone w obszarze podudzia, stawu skokowego i stopy zostały przemieszczone na ramiona ortozy oraz obuwia. Zmiana warunków chodu była przyczyną korekty pomiarów antropometrycznych kończyny dolnej, nad i pod stawem skokowym, tak by uwzględniały one nową sytuację, i umożliwiały najwyższą jakość rejestracji chodu w ortezach.

W każdym przejściu badani przemieszczali się z najbardziej komfortową, samodzielnie dobraną prędkością. Podczas jednego przejścia w przestrzeni pomiarowej dzieci wykonywały średnio 5-6 cykli chodu. Z uwagi na to, że podczas badań dzieci ubrane były jedynie w bieliznę, dbano o ich komfort termiczny: pracownia była klimatyzowana, zapewniała odpowiednią, stałą temperaturę otoczenia oraz wilgotność powietrza.

#### **2.2.4. Raport końcowy**

Stacja robocza gromadziła obrazy rejestrowane przez kamery rozstawione wokół przestrzeni pomiarowej, w której znajdował się pacjent. Efekt pracy stacji roboczej trafiał do komputera PC wyposażonego w dedykowane oprogramowanie (BTS Tracker). Dzięki niemu informacje były przekształcane w wizualną rekonstrukcję obrazu za pomocą danych dotyczących wzajemnych zmian położenia poszczególnych części ciała oznaczonych markerami. W tym etapie wykorzystywano protokół Daviesa, zgodnie z którym w systemie identyfikowano i odpowiednio nazywano kolejne markery. Otrzymane zmienne wykorzystano do tworzenia raportów z przeprowadzonych badań chodu. W celu ich

wygenerowania zastosowano moduły matematycznego modelowania opracowane przez twórców systemu BTS SMART. W tej części obróbki danych uwzględnione zostały charakterystyczne zdarzenia podczas chodu, takie jak kontakt pięty z podłożem (Heel Strike) i oderwanie palców (Toe Off). Ich oznaczenia dokonano w programie SMART Analyser, a całą procedurę powtarzano dla 6 cykli, dla każdej kończyny dolnej. Przykładowy, wygenerowany raport z badań zamieszczono w Aneksie. Uwzględniono w nim dane normatywne, uzyskane przez twórców systemu BTS SMART w identycznych warunkach pomiarowych (20 dziewczynek oraz 20 chłopców, rasy białej europejskiej, w wieku od 5 do 12 lat, o masie ciała od 17 do 36 kg i wysokości ciała od 0,96 do 1,46 m).

### **2.3. Zmienne uzyskane w badaniach**

W niniejszych badaniach lokomocji dokonano identyfikacji kończyn dolnych u dzieci na podstawie strony porażenia. Dlatego w przyjętych oznaczeniach i skrótach zdecydowano się stosować określenie **NP** dla nieporażonej strony ciała oraz **P** dla strony porażonej.

Ze względu na dużą ilość ocenianych wskaźników, w opisie tabel i rycin, przyjęto formę opisową każdego parametru oraz badanej grupy.

### **2.4. Statystyczne opracowanie wyników**

Zawartość uzyskanych raportów stanowiła podstawę dokonywania wszelkich porównań oraz stosownych obliczeń, niezbędnych do uzyskania odpowiedzi na pytania badawcze.

Analizę statystyczną przeprowadzono z wykorzystaniem pakietu statystycznego IBM SPSS Statistics 26.

Do opisu zebranych danych ilościowych wykorzystano następujące statystyki opisowe:

- średnia arytmetyczna (M)
- odchylenie standardowe (SD)

W analizie statystycznej zastosowano następujące testy:

- test Shapiro-Wilka - z wykorzystaniem tego testu zbadano założenie normalności rozkładu wyników. Nie we wszystkich przypadkach wskazano, aby rozkład

zmiennych był zbliżony do normalnego, jednak według obecnych doniesień nie jest on konieczny w przypadku analiz ogólnych modeli liniowych- GLM (Generalized Linear Model) (Kesleman i wsp. 2016).

Następnie przeprowadzono analizy ANOVA oraz MANOVA w następującej kolejności:

- Zbadanie różnic pomiędzy badanymi grupami – w tym celu zastosowano jednoczynnikową analizę wariancji ANOVA (w sumie przeprowadzono 136 oddzielnych analiz ANOVA).
- Zbadanie różnic pomiędzy stroną porażoną, a nieporażoną oraz czy te różnice istotnie się różnią pomiędzy grupami – w tym celu zastosowano dwuczynnikową analizę wariancji MANOVA (w sumie przeprowadzono 130 oddzielnych analiz MANOVA):
  - gdy dzieci nie miały założonych ortez model: stroną ciała [nieporażona vs porażona] z czynnikiem międzygrupowym [grupa I vs grupa II vs grupa III].
  - gdy dzieci miały założone ortezy (grupa z jedną ortezą i dwoma ortezami) model: stroną ciała [nieporażona vs porażona] z czynnikiem międzygrupowym [grupa II vs grupa III]
- W grupach dzieci, które nosiły ortezy (grupa 2 i 3) zbadanie różnic pomiędzy pomiarami gdy badane dzieci nie miały założonych ortez w porównaniu do sytuacji gdy ortezy były założone: pomiar [bez ortez vs z ortezami] z czynnikiem międzygrupowym [grupa II vs grupa III].

W celu ustalenia siły efektu obliczono cząstkowe eta kwadrat ( $\eta^2_P$ ), którego wartości  $>0.01$ ,  $0.06$  oraz  $0.14$  odpowiadają małej, średniej oraz dużej mierze siły efektu (Cohen 1988; Miles i Shevlin 2001; Cohen i wsp. 2003).

W przypadku stwierdzenia istotnych interakcji obliczono prawdopodobieństwo dla testów post-hoc z użyciem testu *post-hoc* Bonferroniego (Dunn 1959, 1961; Goeman i Solari 2014).

We wszystkich analizach, jako istotne przyjęto efekty dla których wartość prawdopodobieństwa  $p$  była mniejsza od przyjętego poziomu istotności  $\alpha = 0,05$  ( $p < 0,05$ ).

### 3. WYNIKI

#### 3.1. Charakterystyka pozycji statycznej

W podrozdziale tym, przedstawiono wyniki odnoszące się do zmiennych kontowych charakteryzujących statyczną pozycję w grupach badanych dzieci. Wyniki zaprezentowano w następującej kolejności: miednica, staw biodrowy, staw kolanowy, a na końcu przedstawiono rezultaty odnoszące się do stawu skokowego.

Tab.2. Ukośność, rotacja oraz pochylenie miednicy w pozycji statycznej.

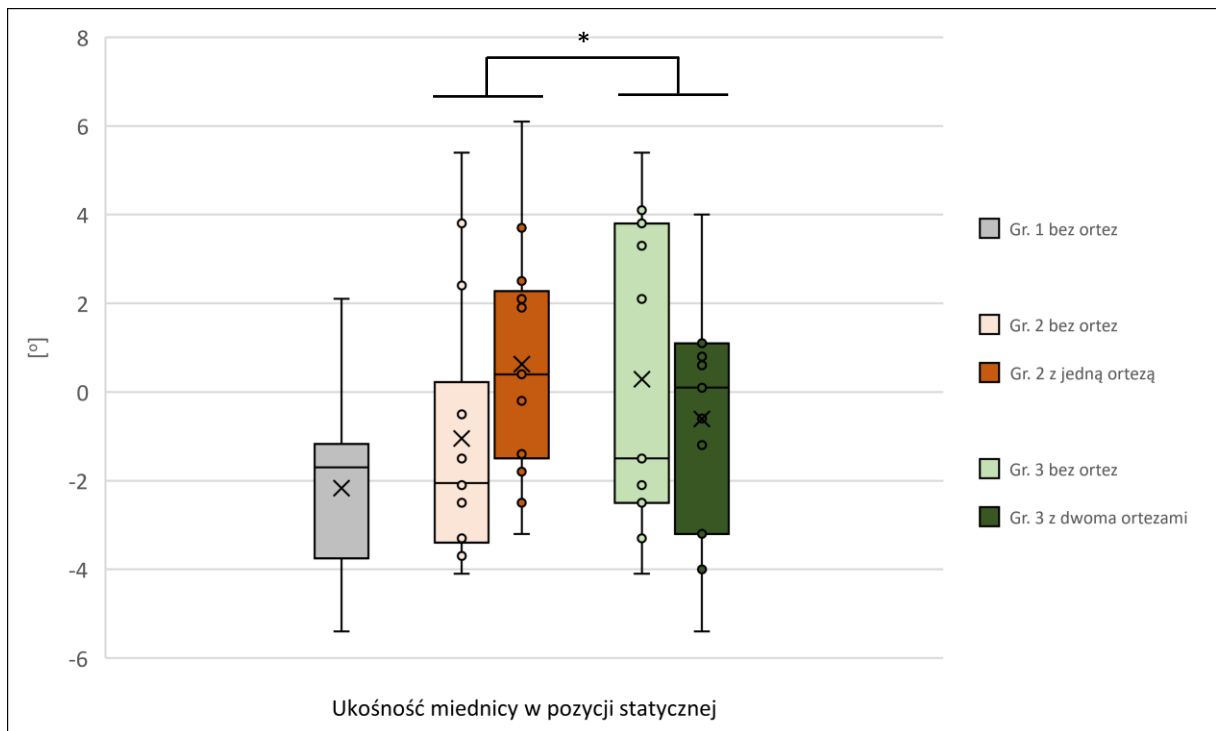
założona orteraza/y	Grupa					
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)		Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)		Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)	
	Ukośność miednicy [°]					
	M	SD	M	SD	M	SD
nie	2,17	2,00	1,05	2,94	-0,29	3,46
tak	-	-	-0,63	2,61	1,01	2,56
	Rotacja miednicy [°]					
	M	SD	M	SD	M	SD
nie	13,75	10,09	13,24	12,44	10,38	15,85
tak	-	-	12,29	13,30	2,48	14,92
	Pochylenie miednicy [°]					
	M	SD	M	SD	M	SD
nie	21,31	7,86	28,64	34,86	32,65	38,87
tak	-	-	21,53	4,91	23,54	3,52

Wyniki przeprowadzonej analizy ANOVA nie wskazały istotnych statystycznie różnic pomiędzy badanymi grupami pod względem ukośności, rotacji oraz pochylenia miednicy w pozycji stojącej zarówno w przypadku braku założonych ortez jak i w sytuacji, gdy w grupie 2 oraz 3 ortezy były założone ( $p > 0,05$ ). Zaobserwowano natomiast tendencje różnic ( $0,1 > p > 0,05$ ) w przypadku ukośności miednicy ( $F(2, 42) = 2,777$ ;  $p = 0,074$ ), gdzie zanotowano najniższe kąty w grupie z 2 ortezami, w następnej kolejności w grupie z 1 ortezą natomiast najwyższe w grupie bez ortez. Ponadto wskazano tendencję różnic w przypadku rotacji miednicy ( $F(2, 42) = 3,009$ ;  $p = 0,096$ ). W tym przypadku wskazano mniejszą rotację w grupie z 2 ortezami w porównaniu do grupy dzieci noszących jedną ortezę.



Wyniki analizy MANOVA, której celem było zbadanie, czy istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy wynikami pomiarów uzyskanymi, gdy badane dzieci nie miały założonych ortez oraz gdy je założyły (grupa 2 oraz 3) nie wskazały istotnych różnic pomiędzy pomiarami z oraz bez ortez w przypadku badanych kątów odnoszących się do ukośności, rotacji oraz pochylenia miednicy ( $p > 0,05$ ).

W przypadku interakcji: pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] wskazano istotne różnice w odniesieniu do ukośności miednicy ( $F(1, 27) = 5,033$ ;  $\eta^2_p = 0,180$ ;  $p = 0,035$ ) - różnica pomiędzy wartościami orteza vs brak ortezy jest mniejsza w grupie 3 (z dwoma ortezami). Nie wskazano innych istotnych interakcji ( $p > 0,05$ ).



\* pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3]:  $p < 0,05$

Ryc.10. Ukośność miednicy w pozycji statycznej – bez założonych ortez vs z założonymi ortezami.

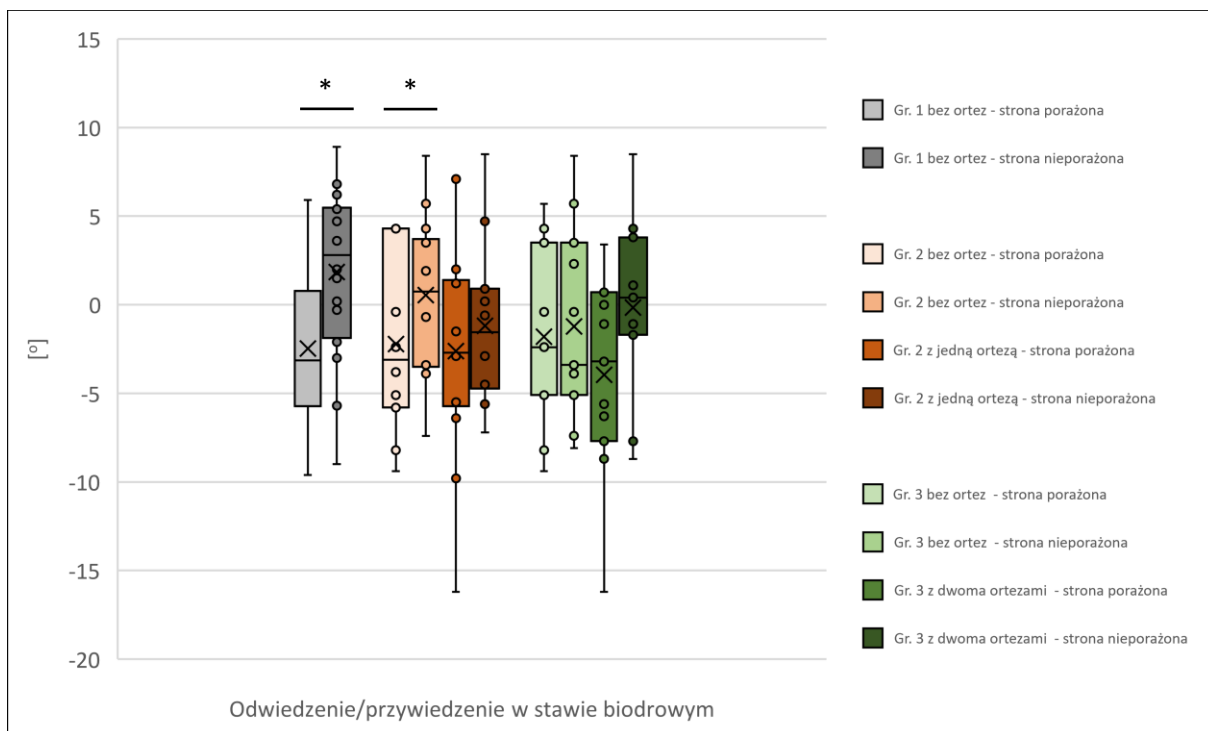
Tab.3. Charakterystyka kątów notowanych w stawie biodrowym w pozycji statycznej.

założona orteraza/y	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Odwiedzenie/przywiedzenie [°]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>-2,47*</b>	4,33	<b>1,85</b>	4,78	<b>-2,23*</b>	4,85	<b>0,55</b>	4,29	-1,81	4,97	-1,23	5,51
tak	-	-	-	-	-2,62	6,30	-1,19	4,21	-3,96	5,66	-0,15	4,98
	Rotacja [°]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	7,87	11,84	1,59	8,90	-0,12	13,88	4,57	14,41	7,88	16,80	9,04	14,96
tak	-	-	-	-	8,57	16,20	5,51	16,42	12,86	11,66	10,58	15,75
	Zginanie/prostowanie [°]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>17,64*</b>	14,43	<b>14,61</b>	12,61	<b>23,56*</b>	12,54	<b>18,09</b>	10,06	<b>24,77*</b>	14,68	<b>21,48</b>	9,43
tak	-	-	-	-	26,66	7,08	17,95	10,96	22,52	10,76	21,92	11,08

\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

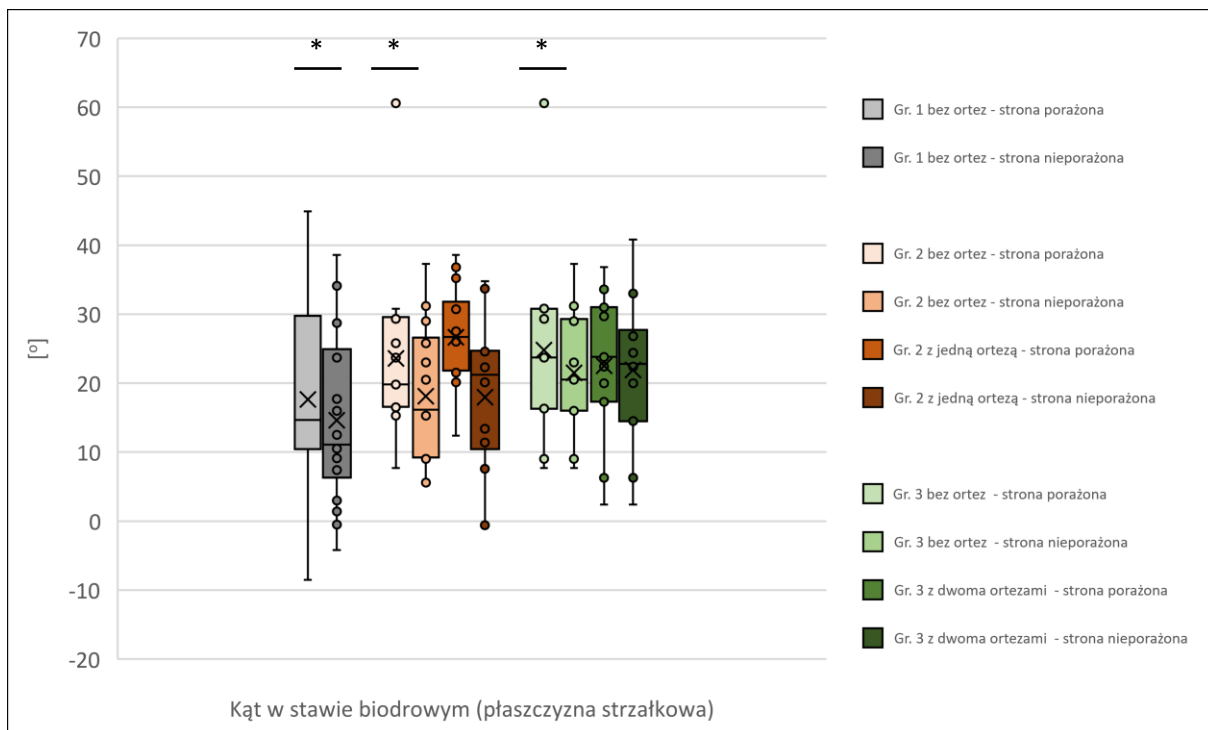
Analiza ANOVA nie wskazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy badanymi grupami pod względem kątów odwiedzenia/przywiedzenia, rotacji oraz zginania/prostowania w stawie biodrowym zarówno po stronie porażonej, jak i nieporażonej oraz w przypadku gdy badani nie mieli założonych ortez (3 grupy) i gdy dzieci z grup 2 i 3 nosiły ortezy ( $p > 0,05$ ).

Wyniki testu MANOVA badającego różnice pomiędzy stroną porażoną i nieporażoną z uwzględnieniem grupy, wskazały istotne różnice w przypadku odwiedzenia/przywiedzenia w stawie biodrowym ( $F(1, 40) = 4,378$ ;  $\eta^2_P = 0,099$ ;  $p = 0,043$ ) oraz zgięcia/wyprostu w stawie biodrowym ( $F(1, 40) = 9,589$ ;  $\eta^2_P = 0,193$ ;  $p = 0,004$ ), gdy badano dzieci bez założonych ortez. W przypadku odwiedzenia/przywiedzenia w grupie 1 i 2 po stronie nieporażonej zanotowano istotnie statystycznie większe odwiedzenie. Natomiast po stronie porażonej we wszystkich grupach, zaobserwowano wzrost zgięcia w stawie biodrowym. W odniesieniu do rotacji w stawie biodrowym nie wskazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy stroną porażoną i nieporażoną ( $p > 0,05$ ).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

Ryc.11. Kąt w płaszczyźnie czołowej, notowany w stawie biodrowym w pozycji statycznej.



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

Ryc.12. Kąt w płaszczyźnie strzałkowej, notowany w stawie biodrowym w pozycji statycznej.

Analizując wyniki odnoszące się do interakcji strona [nieporażona vs porażona] × grupa [1 vs 2 vs 3] nie wskazano istotnych różnic. Zanotowano jedynie tendencję w przypadku rotacji w stawie biodrowym ( $F(2, 40) = 2,650$ ;  $\eta^2_P = 0,117$ ;  $p = 0,083$ ), która może świadczyć o tym, że u osób z grupy bez ortez istnieje największa różnica między stronami, w następnej kolejności plasuje się wynik u dzieci z grupy 2, natomiast u badanych z dwoma ortezami odnotowano najmniejszą różnicę.

W przypadku analiz odnoszących się do pomiarów przeprowadzonych w czasie, gdy dzieci miały założone ortezy (grupa 2 i 3), nie wskazano istotnych statystycznie różnic ( $p > 0,05$ ) pomiędzy stroną porażoną oraz nieporażoną, w żadnym z badanych kątów tj. odwiedzeniu/przywiedzeniu w stawie biodrowym, rotacji w stawie biodrowym oraz zginaniu/prostowaniu w tymże stawie. Nie zanotowano także istotnych interakcji strona [nieporażona vs porażona] × grupa [2 vs 3] ( $p > 0,05$ ). W granicach tendencji różnic uplasowały się wyniki dotyczące kąta w stawie biodrowym (w płaszczyźnie strzałkowej) zarówno w przypadku różnic między stronami ( $F(1, 27) = 4,090$ ;  $\eta^2_P = 0,151$ ;  $p = 0,055$ ), gdzie po stronie porażonej zanotowano większe zgięcie, jak i interakcji strona × grupa ( $F(1, 27) = 3,103$ ;  $\eta^2_P = 0,119$ ;  $p = 0,091$ ), gdzie można przypuszczać, że w grupie z jedną ortezą (grupa 2) różnica między stronami jest znacznie większa.

Wyniki testu MANOVA nie wskazały istotnych różnic pomiędzy pomiarami bez ortez w porównaniu z założonymi ortezami ( $p > 0,05$ ). Zaobserwowano natomiast jedną tendencję w przypadku rotacji biodra po stronie porażonej ( $F(1, 27) = 3,090$ ;  $\eta^2_P = 0,118$ ;  $p = 0,092$ ), gdzie po założeniu ortez uzyskane kąty rotacji zewnętrznej biodra w obu grupach są wyższe.

Nie wskazano także istotnych interakcji pomiar [bez ortez vs z ortezami] × grupa [grupa 2 vs grupa 3] ( $p > 0,05$ ). Zaobserwowano natomiast jedną tendencję w przypadku odwiedzenia/przywiedzenia w stawie biodrowym po nieporażonej stronie ( $F(1, 27) = 3,169$ ;  $\eta^2_P = 0,121$ ;  $p = 0,088$ ), gdzie w grupie 2 (z jedną ortezą) kończyna uległa przywiedzeniu po założeniu ortez, natomiast w grupie z dwoma ortezami (grupa 3) wartość kątowa zbliżyła się do 0.

Tab.4. Kąt w stawie kolanowym notowany w płaszczyźnie strzałkowej w pozycji statycznej.

założona ortezami/y	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	2,68	17,30	-0,06	9,74	13,63	14,45	8,62	13,48	12,65	18,32	10,20	15,86
tak	-	-	-	-	10,86	12,47	3,87	12,60	5,94	15,35	8,07	11,30

W przypadku zmiennej odnoszącej się do kąta w stawie kolanowym nie wskazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy badanymi grupami ( $p > 0,05$ ), w żadnym z przeprowadzonych pomiarów (bez ortez oraz z ortezami, zarówno po stronie porażonej jak i nieporażonej). Zaobserwować można natomiast tendencję różnic w przypadku pomiaru przeprowadzonego bez ortez po nieporażonej stronie ( $F(2, 42) = 2,777$ ;  $p = 0,074$ ), gdzie większe zgięcie w stawie kolanowym wskazano w grupie z 2 ortezami.

Wyniki analizy MANOVA nie wskazały istotnych statystycznie różnic pomiędzy stroną porażoną i nieporażoną ( $p > 0,05$ ). Zaobserwować można natomiast tendencję różnic wskazującą na prawdopodobny fakt, że po stronie porażonej kąt zgięcia w stawie kolanowym jest wyższy w porównaniu do strony nieporażonej ( $F(1, 40) = 2,949$ ;  $\eta^2_p = 0,069$ ;  $p = 0,094$ ). Nie wskazano istotnej interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] ( $p > 0,05$ ).

Analizując wyniki odnoszące się do pomiarów przeprowadzonych w czasie, gdy dzieci miały założone ortezy (grupa 2 i 3), nie wskazano istotnych statystycznie różnic ( $p > 0,05$ ) pomiędzy stroną porażoną oraz nieporażoną ( $p > 0,05$ ). Nie zanotowano także istotnych interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [2 vs 3] ( $p > 0,05$ ).

Nie wskazano także istotnych statystycznie różnic w uzyskanych wynikach kątów w stawie kolanowym zmierzonych w momencie gdy dzieci miały założone ortezy w porównaniu gdy ich nie miały ( $p > 0,05$ ). Nie zanotowano także istotnej interakcji pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] dla żadnej ze stron ( $p > 0,05$ ).

Tab.5. Kąty w stawie skokowym notowane w pozycji statycznej, w płaszczyźnie poprzecznej oraz strzałkowej.

założona ortezą/ły	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Zgięcie [°]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>6,23*</b>	5,76	<b>9,06</b>	3,89	<b>7,31*</b>	6,16	<b>10,91</b>	5,55	<b>8,34*</b>	7,55	<b>11,93</b>	5,71
tak	-	-	-	-	4,31	7,45	8,48	7,29	8,01	8,68	11,65	8,66
	Rotacja [°]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>-22,26*</b>	10,05	<b>-9,43</b>	7,42	<b>-17,81*</b>	18,84	<b>-8,31</b>	18,66	<b>-15,81*</b>	20,79	<b>-10,48</b>	22,69
tak	-	-	-	-	<b>-13,01#</b>	9,25	<b>-13,04#</b>	9,30	<b>-6,23*</b>	4,50	<b>-5,63</b>	5,96

\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

# - grupa 2 vs grupa 3  $p < 0,05$

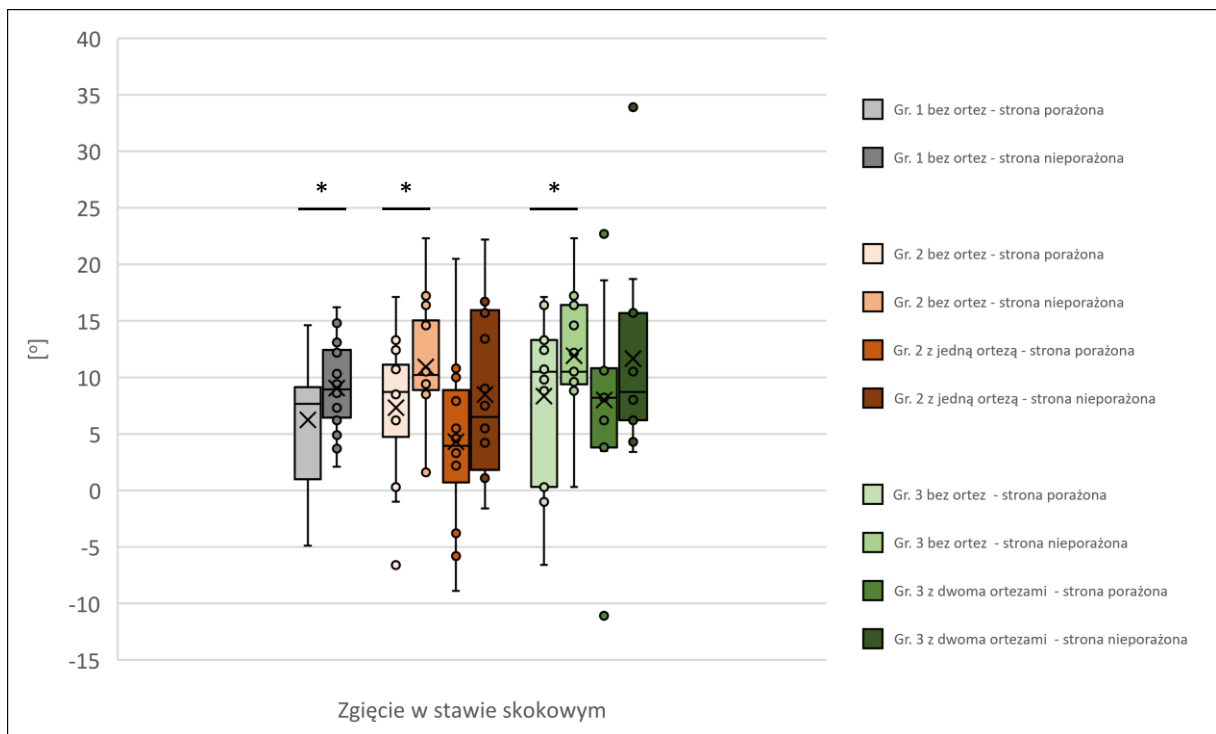
Wyniki przeprowadzonej analizy ANOVA wskazały istotne statystycznie różnice pomiędzy badanymi grupami pod względem rotacji stopy przy założonych ortezach zarówno po stronie porażonej ( $F(2, 42) = 4,957$ ;  $p = 0,036$ ) jak i nieporażonej ( $F(2, 42) = 5,257$ ;  $p = 0,031$ ). W obu przypadkach w grupie drugiej (z jedną ortezą) uzyskane kąty były istotnie niższe w odniesieniu do kątów uzyskanych w grupie trzeciej (z dwoma ortezami). W przypadku pozostałych pomiarów nie wskazano istotnych statystycznie różnic.

Analiza MANOVA przeprowadzona dla pomiarów bez ortez wskazała istotne statystycznie różnice pomiędzy stroną porażoną i nieporażoną w przypadku zgięcia w stawie skokowym ( $F(1, 40) = 7,941$ ;  $\eta^2_P = 0,166$ ;  $p = 0,007$ ) oraz rotacji stopy ( $F(1, 40) = 13,316$ ;  $\eta^2_P = 0,250$ ;  $p = 0,001$ ). W obu przypadkach we wszystkich grupach po stronie porażonej wartości kątowe były istotnie statystycznie niższe w porównaniu do strony nieporażonej. Nie wskazano natomiast istotnej interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] zarówno w przypadku zgięcia, jak i rotacji w stawie skokowym ( $p > 0,05$ ).

W przypadku analiz odnoszących się do pomiarów przeprowadzonych w czasie, gdy badane dzieci miały założone ortezy (grupa 2 i 3) zanotowano istotną statystycznie różnicę pomiędzy stroną porażoną vs nieporażoną pod względem wartości kąta odnoszącego się do zgięcia w stawie skokowym ( $F(1, 27) = 5,195$ ;  $\eta^2_P = 0,184$ ;  $p = 0,032$ ) – po stronie porażonej wskazano mniejsze zgięcie w stawie. W przypadku rotacji stopy takich różnic nie wskazano

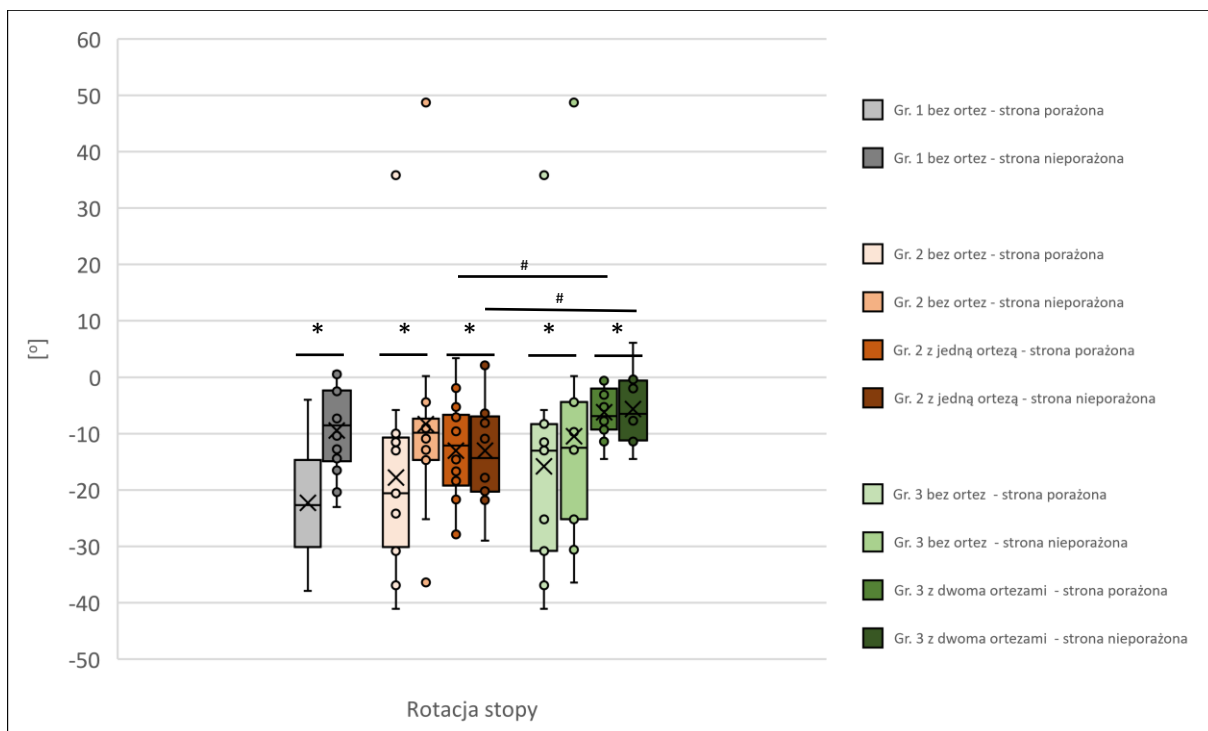
( $p > 0,05$ ). Nie zanotowano istotnej statystycznie interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] ( $p > 0,05$ ).

Analizując wyniki MANOVA odnoszącej się do różnic pomiędzy uzyskanymi wartościami kątowymi w czasie pomiarów, gdy badane dzieci były bez ortez oraz z ortezami nie wskazano istotnych statystycznie różnic ( $p > 0,05$ ). Zanotowano natomiast tendencje po stronie porażonej zarówno w przypadku zgięcia w stawie skokowym ( $F(1, 27) = 3,237$ ;  $\eta^2_p = 0,123$ ;  $p = 0,085$ ) oraz rotacji stopy ( $F(1, 27) = 3,698$ ;  $\eta^2_p = 0,139$ ;  $p = 0,067$ ). W momencie założenia ortez w obu grupach wartości kątowe uległy redukcji. Nie wskazano, aby grupa (interakcja pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3]) odgrywała istotną rolę w przypadku zaobserwowanych różnic ( $p > 0,05$ ).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

Ryc.13. Kąt w płaszczyźnie strzałkowej, notowany w stawie skokowym w pozycji statycznej.



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

# - grupa 2 vs grupa 3  $p < 0,05$

Ryc.14. Kąt w płaszczyźnie poprzecznej, notowany w stawie skokowym w pozycji statycznej.

### 3.2. Czasowo-przestrzenne wskaźniki chodu

W tabelach 6 oraz 7 przedstawiono średnie wartości badanych wskaźników przestrzennych odnoszących się do chodu. W pierwszej kolejności przeanalizowano średnią prędkość chodu, szerokość kroku oraz częstotliwość chodu.

Wyniki ANOVA nie wskazały istotnych statystycznie różnic pomiędzy dziećmi z badanych grup pod względem mierzonych wskaźników przestrzennych zarówno w sytuacji gdy dzieci nie miały jak i miały założone ortozy.



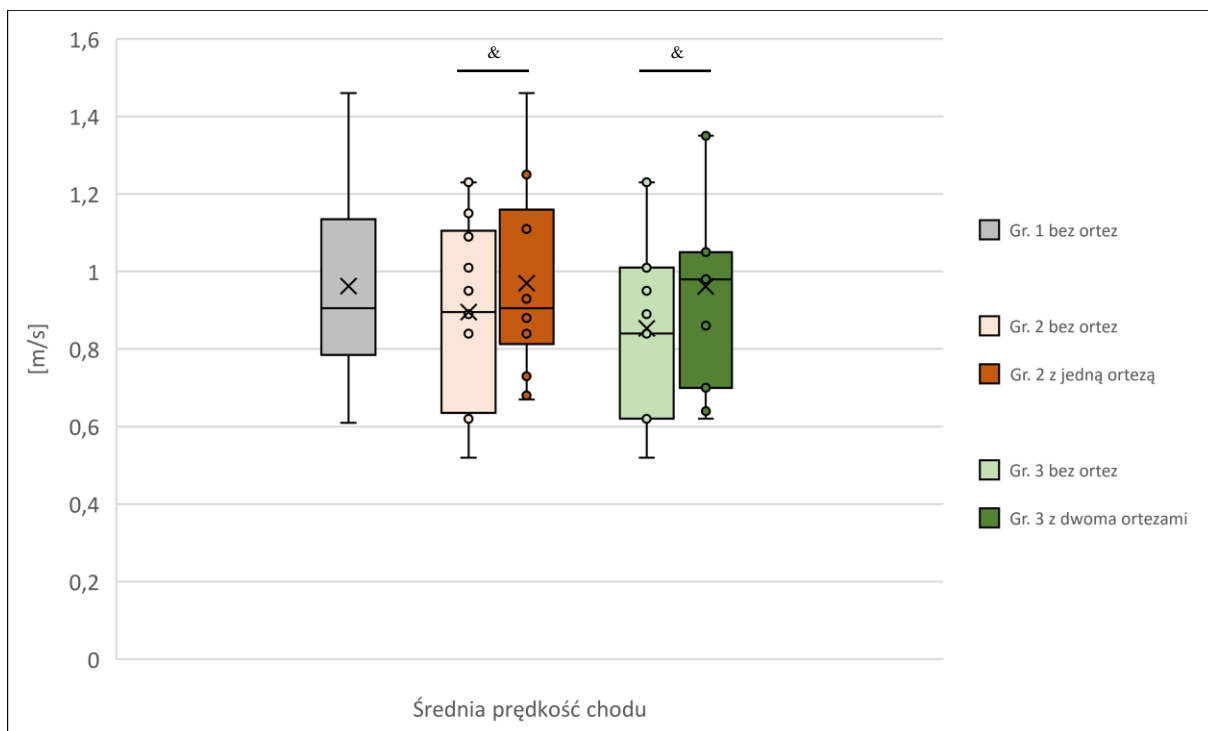
Tab.6. Prędkość chodu, szerokość kroku oraz częstotliwość kroków w badanych grupach dzieci.

założona orteraza/y	Grupa					
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)		Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)		Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)	
	Prędkość chodu [m/s]					
	M	SD	M	SD	M	SD
nie	0,96	0,22	<b>0,90<sup>&amp;</sup></b>	0,23	<b>0,85<sup>&amp;</sup></b>	0,24
tak	-	-	<b>0,97</b>	0,24	<b>0,96</b>	0,25
	Szerokość kroku [m]					
	M	SD	M	SD	M	SD
nie	0,16	0,03	<b>0,16<sup>&amp;</sup></b>	0,02	<b>0,16<sup>&amp;</sup></b>	0,02
tak	-	-	<b>0,17</b>	0,03	<b>0,18</b>	0,03
	Częstotliwość kroków [kroki/min]					
	M	SD	M	SD	M	SD
nie	115,72	12,92	119,71	18,29	119,09	15,42
tak	-	-	113,36	10,73	114,45	10,60

<sup>&</sup> - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

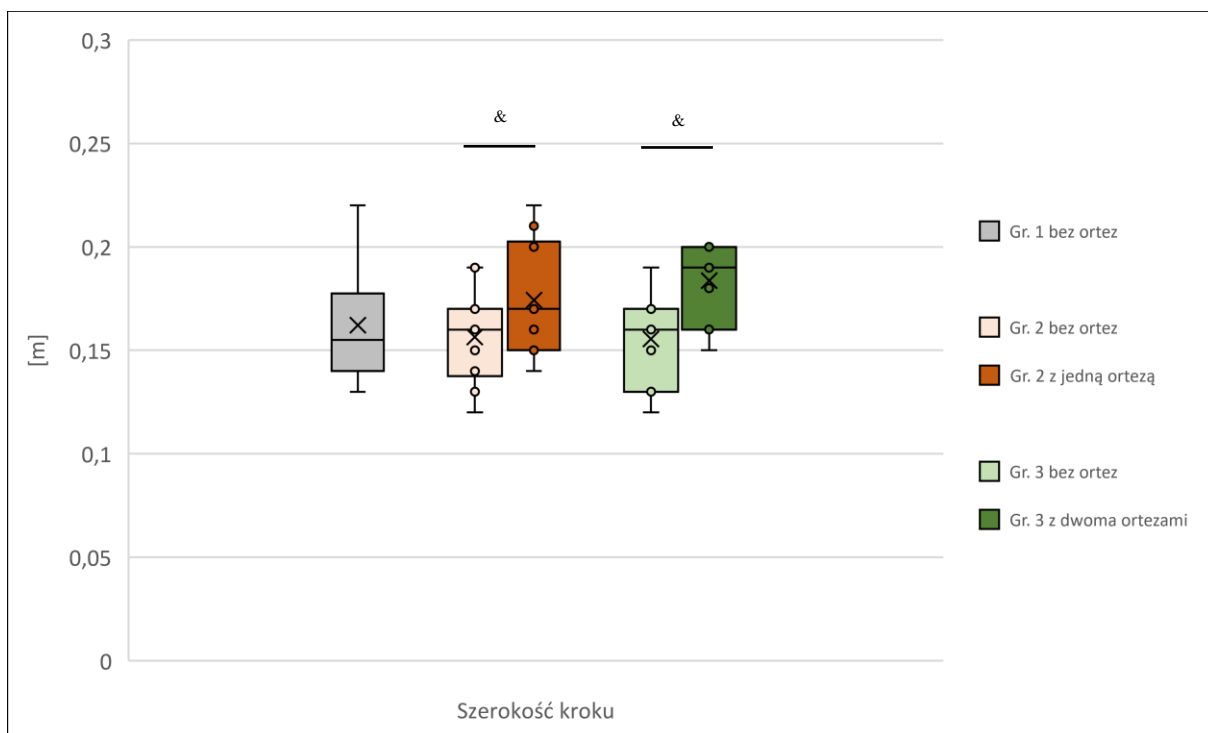
W przypadku wyników odnoszących się do porównania badanych parametrów w sytuacji gdy dzieci nie miały założonych ortez i je założyły wskazano istotne statystycznie różnice w przypadku średniej prędkości chodu ( $F(1, 23) = 6,178$ ;  $\eta^2_p = 0,212$ ;  $p = 0,021$ ) oraz szerokości kroku ( $F(1, 23) = 8,462$ ;  $\eta^2_p = 0,269$ ;  $p = 0,008$ ). We wszystkich przypadkach zanotowano wyższe wartości badanych parametrów w sytuacji, gdy dzieci miały założone ortezy. Nie wskazano istotnych różnic w przypadku częstotliwości chodu ( $p > 0,05$ ).

Nie zanotowano istotnej interakcji pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] w przypadku badanych parametrów ( $p > 0,05$ ).



& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Ryc.15. Charakterystyka prędkości chodu w grupach badanych.



& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Ryc.16. Szerokość kroków stawianych podczas chodu u dzieci z badanych grup.

Tab.7. Długość kroków i cykli oraz prędkość przenoszenia kończyny dolnej podczas chodu, chodu w badanych grupach dzieci.

założona orteraza/y	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Długość kroku [m]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	0,47	0,09	0,49	0,09	0,41	0,09	0,43	0,10	<b>0,39<sup>&amp;</sup></b>	0,09	<b>0,40<sup>&amp;</sup></b>	0,07
tak	-	-	-	-	0,43	0,12	0,47	0,13	<b>0,47</b>	0,08	<b>0,47</b>	0,07
	Długość cyklu chodu [m]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>1,06<sup>§</sup></b>	0,17	<b>1,07<sup>§</sup></b>	0,19	0,94	0,19	0,94	0,19	<b>0,90<sup>&amp;</sup></b>	0,16	<b>0,89<sup>&amp;</sup></b>	0,16
tak	-	-	-	-	1,03	0,29	1,08	0,26	<b>1,11</b>	0,17	<b>1,09</b>	0,17
	Prędkość przenoszenia kończyny dolnej [m/s]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>2,33<sup>*</sup></b>	0,48	2,47	0,47	<b>2,06<sup>*</sup></b>	0,47	<b>2,30</b>	0,49	<b>1,98<sup>*&amp;</sup></b>	0,49	<b>2,24<sup>&amp;</sup></b>	0,52
tak	-	-	-	-	<b>2,21<sup>*</sup></b>	0,53	<b>2,42</b>	0,54	<b>2,25<sup>*</sup></b>	0,39	<b>2,40</b>	0,38
	Prędkość kroku [m/s]											
	M	sd	M	sd	M	sd	M	sd	M	sd	M	sd
nie	1,48	1,84	1,04	0,23	<b>0,95<sup>&amp;</sup></b>	0,23	<b>0,98<sup>&amp;</sup></b>	0,20	<b>0,91<sup>&amp;</sup></b>	0,24	<b>0,94<sup>&amp;</sup></b>	0,21
tak	-	-	-	-	<b>1,03</b>	0,25	<b>1,06</b>	0,24	<b>1,05</b>	0,20	<b>1,05</b>	0,21

<sup>§</sup> - gr 1 vs grupa 3  $p < 0,05$

<sup>\*</sup> - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

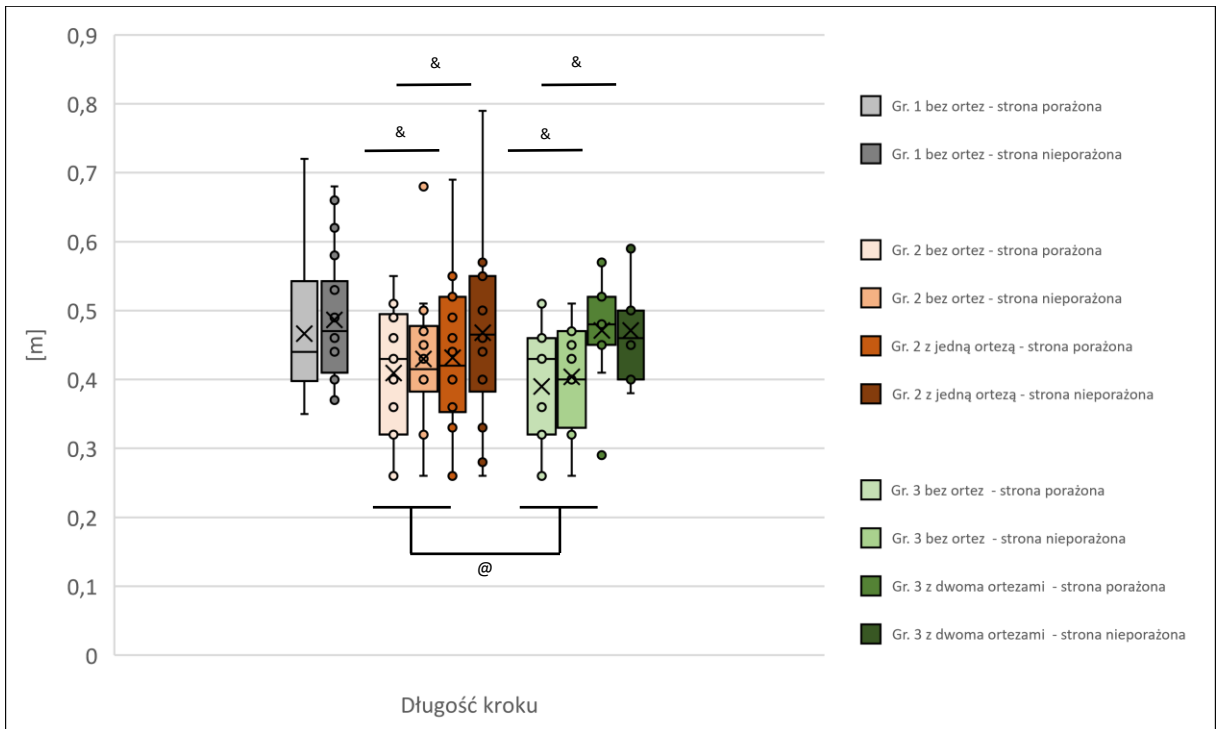
<sup>&</sup> - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Wyniki ANOVA odnoszące się do parametrów przestrzennych przedstawionych w tabeli 7 nie wskazały istotnych statystycznie różnic pod względem długości kroku, prędkości przenoszenia kończyny dolnej oraz prędkości kroku pomiędzy badanymi grupami ( $p > 0,05$ ). W przypadku długości cyklu chodu zanotowano istotne różnice pomiędzy grupami, gdy dzieci nie miały założonych ortez. Zarówno po stronie porażonej ( $F(2, 42) = 3,674$ ;  $p = 0,034$ ) jak i nieporażonej ( $F(2, 42) = 3,877$ ;  $p = 0,029$ ) wskazano, że dzieci z grupy 1 uzyskiwały najwyższe wartości tego parametru, w następnej kolejności znalazły się dzieci z grupy 2 natomiast najniższe wartości uzyskiwały dzieci z grupy 3. Analiza post hoc wskazała, że istotnie różnią się wyniki pomiędzy grupą 1 a 3 ( $p < 0,05$ ).

Wyniki analizy MANOVA badającej różnice pomiędzy stroną porażoną i nieporażoną, nie wskazały istotnych statystycznie różnic w przypadku długości kroku, długości cyklu chodu oraz prędkości kroku zarówno gdy badani nie mieli założonych ortez i gdy ortezy były założone ( $p > 0,05$ ). W przypadku prędkości przenoszenia kończyny dolnej zanotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy kończyna po stronie porażonej

i nieporażonej, zarówno gdy badane dzieci nie miały założonych ortez ( $F(1, 23) = 15,507$ ;  $\eta^2_P = 0,279$ ;  $p > 0,001$ ) jak i gdy nosiły ortozy ( $F(1, 23) = 8,338$ ;  $\eta^2_P = 0,266$ ;  $p = 0,008$ ) – w obu przypadkach prędkość przenoszenia kończyny po stronie nieporażonej była wyższa. Analizując wyniki badające interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] w przypadku długości kroku, długości cyklu chodu oraz prędkości przenoszenia kończyny dolnej nie wskazano istotnych różnic ( $p > 0,05$ ).

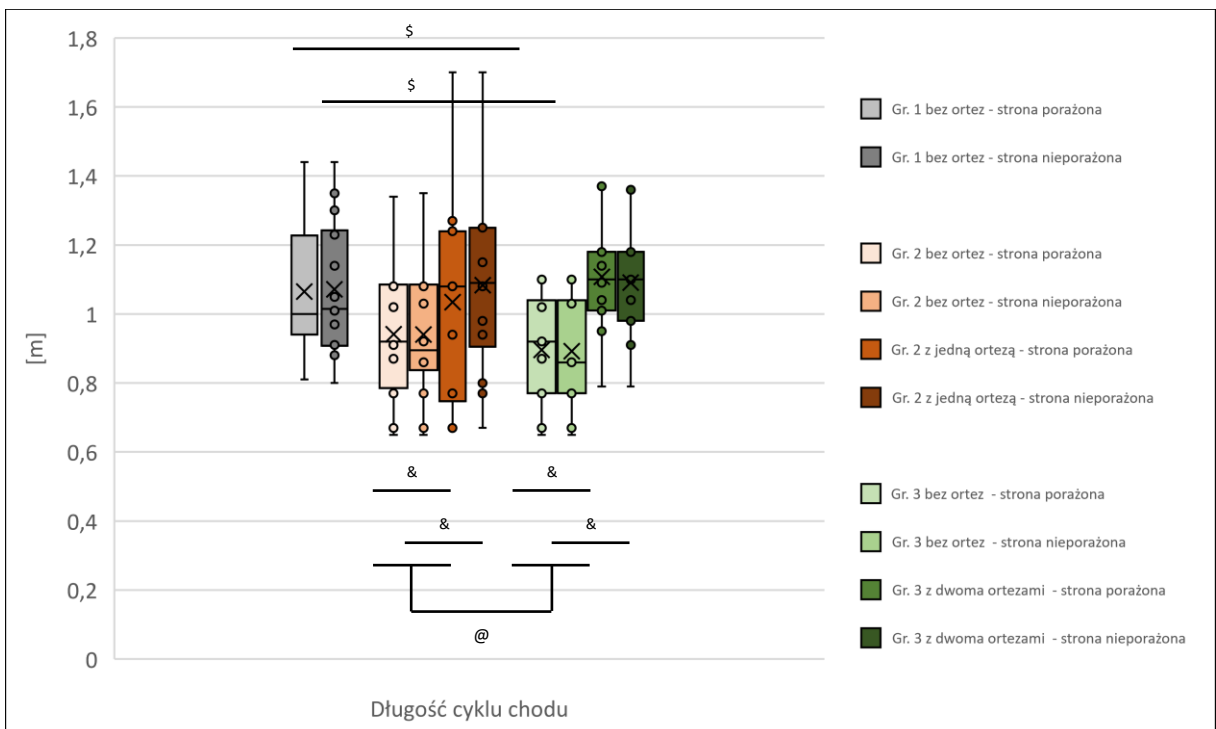
Analizując wyniki odnoszących się do pomiarów przeprowadzonych w czasie, gdy dzieci nie miały założonych ortez w porównaniu do wyników gdy badani nosili ortozy (grupa 2 i 3) wskazano istotne statystycznie różnice w odniesieniu do długości kroku zarówno po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 23,463$ ;  $\eta^2_P = 0,505$ ;  $p > 0,001$ ) i nieporażonej ( $F(1, 23) = 14,438$ ,  $\eta^2_P = 0,386$ ;  $p = 0,001$ ), długości cyklu chodu zarówno po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 30,497$ ;  $\eta^2_P = 0,570$ ;  $p < 0,001$ ) jak i nieporażonej ( $F(1, 23) = 55,935$ ;  $\eta^2_P = 0,709$ ;  $p < 0,001$ ), prędkości przenoszenia kończyny dolnej po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 6,708$ ;  $\eta^2_P = 0,226$ ;  $p = 0,016$ ) oraz prędkości kroku po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 5,816$ ;  $\eta^2_P = 0,202$ ;  $p = 0,024$ ) i nieporażonej ( $F(1, 23) = 4,285$ ;  $\eta^2_P = 0,157$ ;  $p = 0,050$ ). We wszystkich wyżej wymienionych przypadkach zaobserwowano wyższe wartości pomiarów przeprowadzonych, gdy dzieci nosiły ortozy. Znotowano także dwie istotne statystycznie interakcje pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] – w przypadku długości kroku po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 7,630$ ;  $\eta^2_P = 0,249$ ;  $p = 0,011$ ) oraz długości cyklu chodu po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 4,649$ ;  $\eta^2_P = 0,168$ ;  $p = 0,042$ ). Zaobserwowane interakcje wskazują na większą poprawę rezultatów w grupie 3 (dzieci noszące 2 ortozy).



@ pomiar[bez ortez vs z ortezami] × grupa[grupa 2 vs grupa 3]:  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Ryc.17. Charakterystyka długości kroków podczas chodu badanych dzieci.

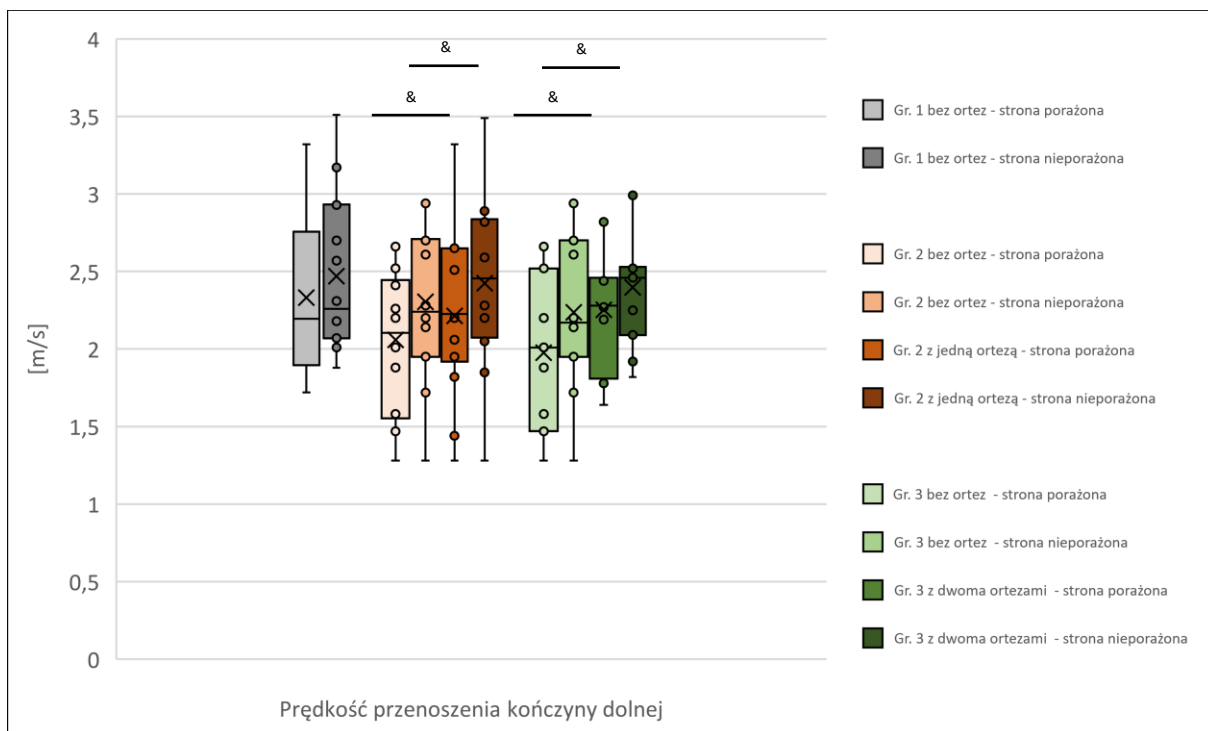


@ pomiar[bez ortez vs z ortezami] × grupa[grupa 2 vs grupa 3]:  $p < 0,05$

§ - gr 1 vs grupa 3  $p < 0,05$

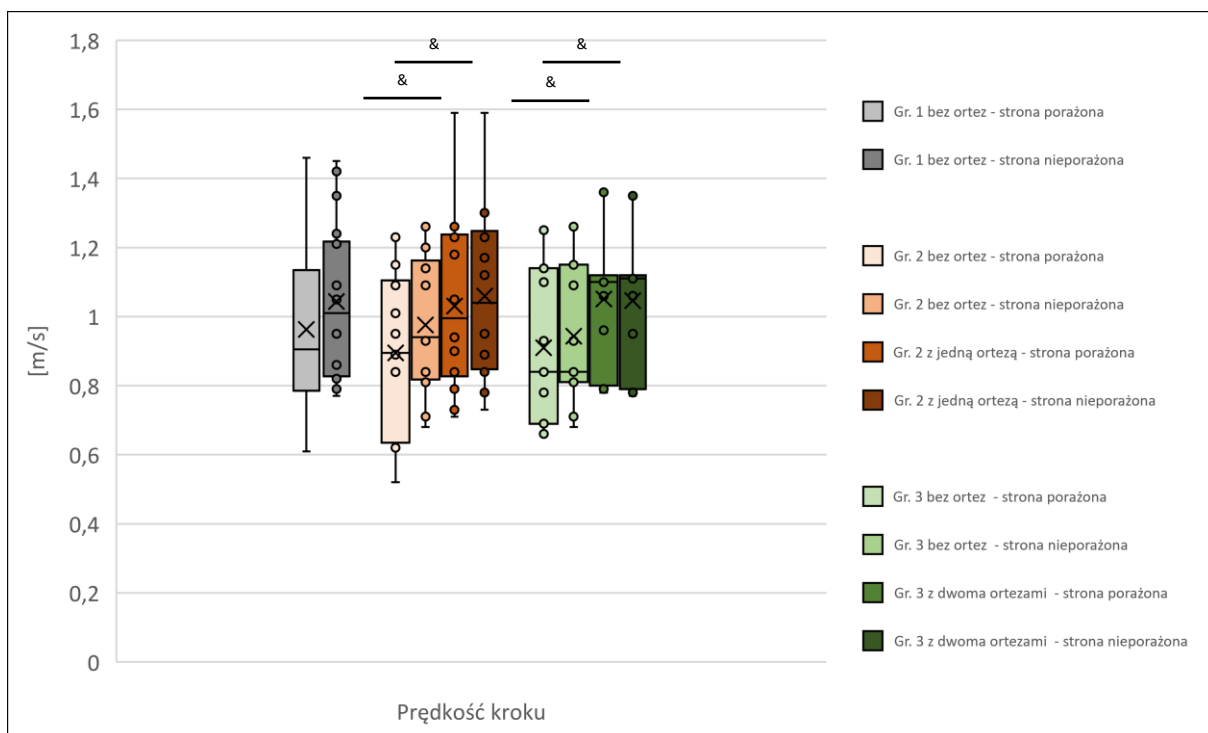
& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Ryc.18. Charakterystyka długości cyklu podczas chodu badanych dzieci.



& - brak ortez vs założone ortesy  $p < 0,05$

Ryc.19. Charakterystyka prędkości przenoszenia kończyny dolnej podczas chodu badanych dzieci.



& - brak ortez vs założone ortesy  $p < 0,05$

Ryc.20. Charakterystyka prędkości kroku podczas chodu badanych dzieci.

Tabela 8 przedstawia statystyki opisowe odnoszące się do parametrów czasowych chodu tj. czasu cyklu chodu, czasu trwania fazy kontaktu oraz przenoszenia podczas chodu. Wyniki analizy ANOVA nie wskazały istotnych statystycznie różnic między badanymi grupami w przypadku tych parametrów ( $p > 0,05$ ).

Tab.8. Czas cyklu, fazy kontaktu oraz przenoszenia podczas chodu w badanych grupach dzieci.

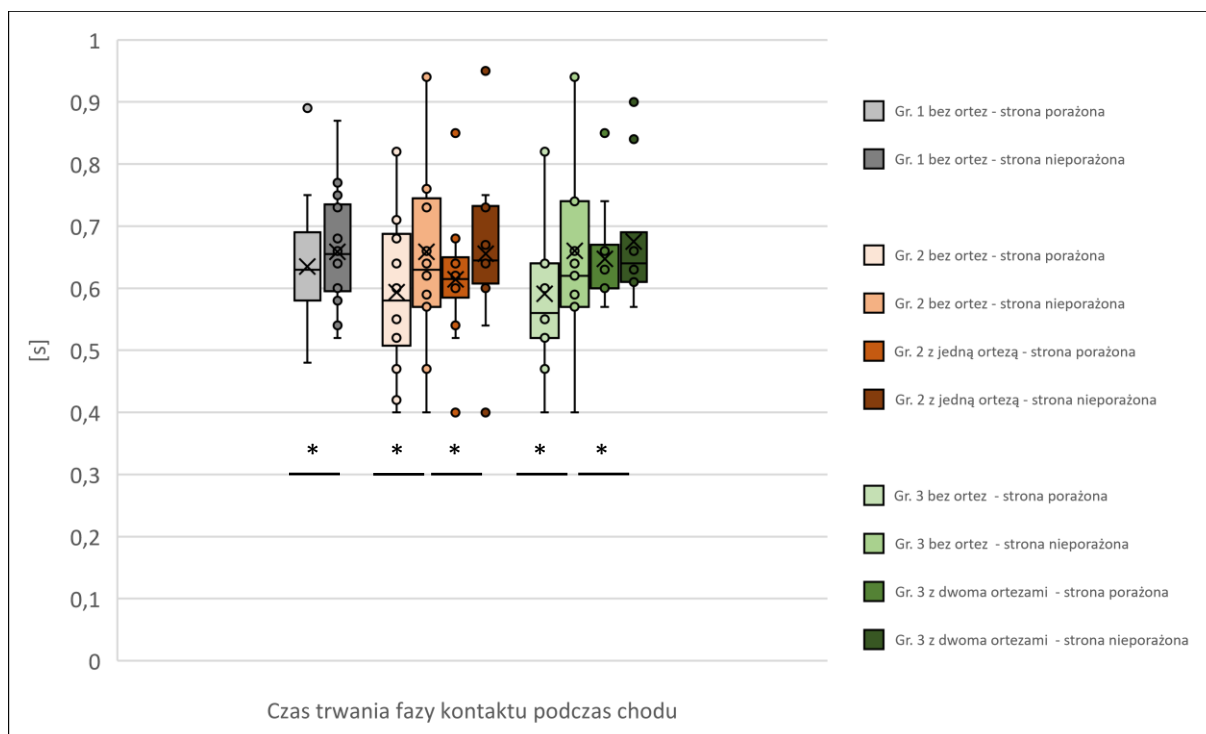
założona orteraza/y	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Czas cyklu [s]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	1,03	0,12	1,04	0,11	1,00	0,20	1,00	0,16	1,00	0,20	0,98	0,16
tak	-	-	-	-	1,01	0,15	1,02	0,14	1,07	0,12	1,06	0,12
	Czas fazy kontaktu [s]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>0,64*</b>	0,10	<b>0,66</b>	0,09	<b>0,59*</b>	0,13	<b>0,66</b>	0,15	<b>0,59*</b>	0,13	<b>0,66</b>	0,16
tak	-	-	-	-	<b>0,61*</b>	0,10	<b>0,66</b>	0,12	<b>0,65*</b>	0,08	<b>0,68</b>	0,10
	Czas fazy przenoszenia [s]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	0,40	0,04	0,37	0,04	0,43	0,12	0,38	0,11	0,43	0,13	0,38	0,12
tak	-	-	-	-	0,43	0,10	0,39	0,11	0,42	0,05	0,38	0,03

\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

Na podstawie wyników analizy GLM nie wskazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy stroną porażoną i nieporażoną pod względem czasu cyklu chodu. Po stronie nieporażonej zanotowano natomiast istotnie wyższe wartości czasu trwania kontaktu podczas chodu zarówno gdy dzieci nie nosiły ortez ( $F(2, 40) = 13,806$ ;  $\eta^2_P = 0,257$ ;  $p = 0,001$ ) jak i w sytuacji gdy je miały założone ( $F(1, 23) = 4,691$ ;  $\eta^2_P = 0,169$ ;  $p = 0,041$ ). W przypadku czasu trwania fazy przenoszenia podczas chodu nie wskazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy stronami ( $p > 0,05$ ). Nie wskazano także istotnej statystycznie interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] w żadnej z wyżej opisywanych zmiennych.

Wyniki analizy, której celem było zbadanie czy istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy wynikami pomiarów uzyskanymi, gdy badane dzieci nie miały założonych ortez oraz gdy je założyły (grupa 2 oraz 3) nie wskazały istotnych różnic pomiędzy pomiarami

z oraz bez ortez w przypadku czasu cyklu chodu, czasu fazy kontaktu podczas chodu oraz czasu fazy przenoszenia podczas chodu ( $p > 0,05$ ). Nie zanotowano także istotnych statystycznie interakcji pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] w żadnej z omawianych w tym paragrafie zmiennych ( $p > 0,05$ ).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

Ryc.21. Czas trwania fazy kontaktu z podłożem podczas chodu w grupach badanych dzieci.

Następnym krokiem analizy, było wyznaczenie względnych wartości czasu kontaktu z podłożem, przenoszenia oraz podwójnego kontaktu w czasie chodu. Tabela 9 przedstawia uzyskane wyniki.

Jednoczynnikowa analiza wariancji ANOVA nie wskazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami w przypadku względnego czasu trwania fazy kontaktu podczas chodu, względnego czasu trwania fazy przenoszenia oraz względnego czasu podwójnego kontaktu z podłożem ( $p > 0,05$ ).

Analiza MANOVA wskazała istotne różnice w wartościach względnego czasu trwania fazy kontaktu podczas chodu pomiędzy stroną porażoną i nieporażoną, zarówno gdy dzieci nie nosiły ortez  $F(2, 40) = 11,044$ ;  $\eta^2_P = 0,216$ ;  $p = 0,002$  oraz gdy je miały założone  $F(1, 23) = 4,870$ ;  $\eta^2_P = 0,175$ ;  $p = 0,038$  – w obu przypadkach po stronie nieporażonej zanotowano wyższe wartości procentowe. Nie wskazano istotnych różnic w przypadku



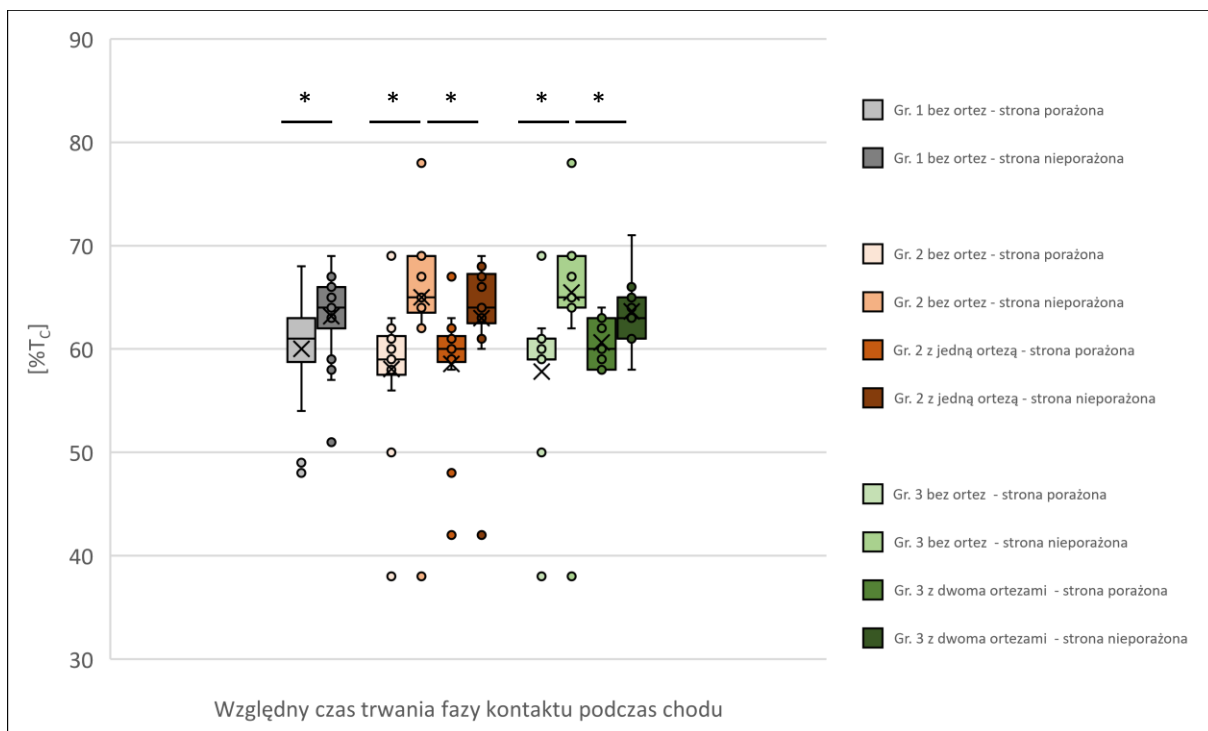
względnego czasu przenoszenia ( $p > 0,05$ ). Odnosząc się do wyników względnego czasu podwójnego kontaktu z podłożem wskazano istotne różnice pomiędzy stronami, gdy dzieci miały założone ortezy  $F(1, 23) = 5,134$ ;  $\eta^2_P = 0,128$ ;  $p = 0,033$ ). Gdy dzieci nie miały założonych ortez (grupa 2 i 3) zanotowano tendencją różnic  $F(1, 23) = 3,959$ ;  $\eta^2_P = 0,090$ ;  $p = 0,053$ ). W obu przypadkach wyniki świadczą o tym, że po stronie nieporażonej względny czas kontaktu z podłożem jest dłuższy. Nie stwierdzono natomiast interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] w żadnej z wyżej opisywanych zmiennych.

MANOVA dla zmiennych zależnych nie wskazała istotnych różnic pomiędzy pomiarami bez oraz z ortezami w przypadku względnych czasów trwania kontaktu, przenoszenia oraz podwójnego kontaktu zarówno po stronie porażonej jak i nieporażonej. Nie wskazano także istotnej interakcji pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] w żadnej z omawianych w tym paragrafie zmiennych ( $p > 0,05$ ).

Tabela.9. Charakterystyka względnego czasu cyklu, fazy pojedynczego i podwójnego kontaktu z podłożem podczas chodu, w grupach badanych.

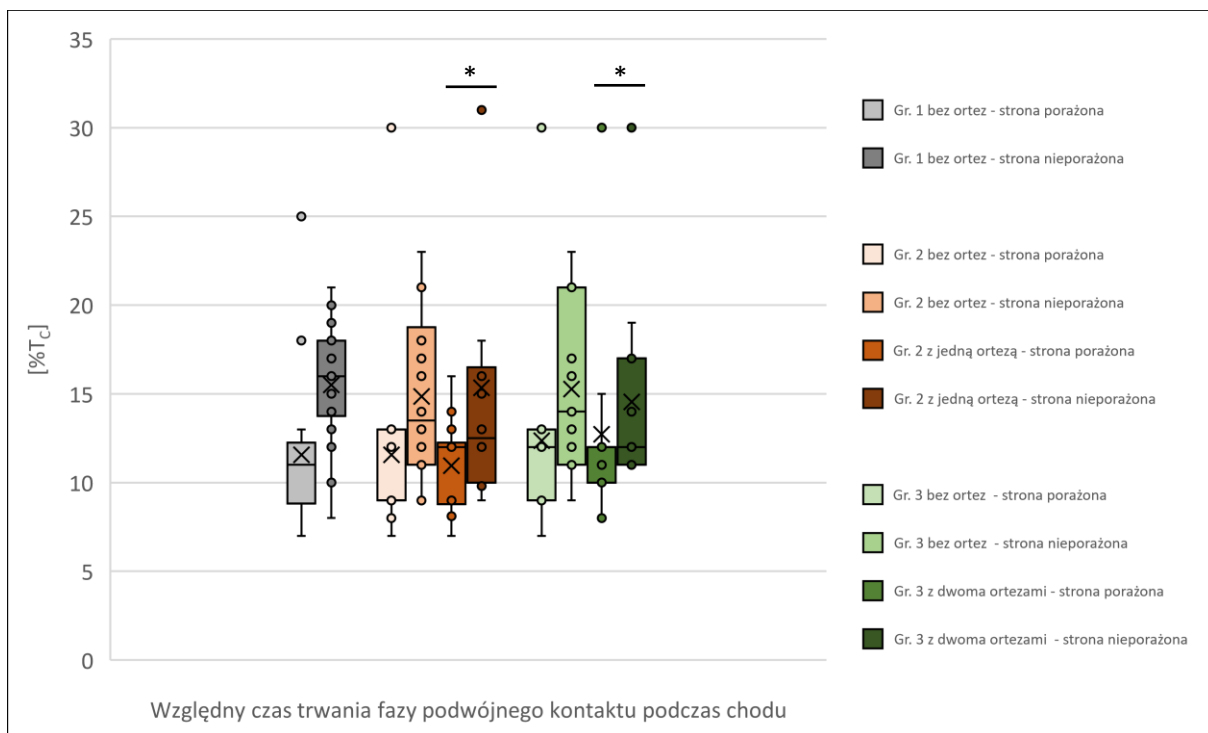
założona ortezą/y	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Względny czas trwania fazy kontaktu [%T <sub>C</sub> ]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>60,00*</b>	5,25	<b>63,17</b>	4,34	<b>58,07*</b>	7,08	<b>65,00</b>	9,30	<b>57,82*</b>	7,88	<b>65,45</b>	10,54
tak	-	-	-	-	58,57	6,27	63,00	6,61	60,64	2,25	63,64	3,32
	Względny czas trwania fazy przenoszenia [%T <sub>C</sub> ]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	38,39	3,22	35,83	3,00	42,64	11,62	38,21	12,50	43,00	13,10	38,55	14,21
tak	-	-	-	-	41,52	9,93	38,36	10,94	39,45	2,21	36,27	3,38
	Względny czas podwójnego kontaktu z podłożem [%T <sub>C</sub> ]											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	13,23	8,31	15,50	3,38	11,57	5,68	14,86	4,57	12,36	6,22	15,27	4,71
tak	-	-	-	-	<b>10,94*</b>	2,60	<b>15,34</b>	7,15	<b>12,73*</b>	6,07	<b>14,55</b>	5,79

\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

Ryc.22. Względny czas trwania fazy kontaktu z podłożem podczas chodu w grupach badanych dzieci.



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

Ryc.23. Względny czas trwania fazy podwójnego kontaktu z podłożem podczas chodu w grupach badanych dzieci.

Uzyskane rezultaty badanych cech (tabele 6-9) odniesiono do norm. Zarówno po stronie porażonej jak i nie porażonej oraz niezależnie od faktu, czy dzieci nie nosiły ortez czy miały je założone, we wszystkich grupach zanotowano wyniki poniżej normy w przypadku następujących zmiennych: długość kroku, prędkość kroku, prędkość przenoszenia kończyny dolnej oraz częstotliwość kroku. Powyżej normy zanotowano względny czas fazy podwójnego kontaktu z podłożem oraz szerokość kroku. W normie uplasowały się rezultaty czasu trwania fazy przenoszenia oraz czas cyklu. W przypadku pozostałych parametrów zanotowano pewne zróżnicowanie między grupami.

Tab.10. Wartości normatywne dla prawej i lewej kończyny dolnej.

<b>Parametry czasowo-przestrzenne</b>	<b>PRAWA</b>	<b>LEWA</b>
Względny czas trwania fazy kontaktu [%TC]	58,5 ± 2,1	58,7 ± 2,9
Względny czas trwania fazy przenoszenia [%TC]	41,5 ± ,9	41,3 ± 2,9
Względny czas podwójnego kontaktu z podłożem [%TC]	5,3 ± ,6	5,7 ± ,8
Czas fazy kontaktu [s]	0,57 ± ,06	0,58 ± ,08
Czas fazy przenoszenia [s]	0,41 ± ,04	0,42 ± ,03
Czas cyklu [s]	0,98 ± ,1	0,99 ± ,1
Częstotliwość kroków [kroki/min]	132,626 ± 4,32	132,626 ± 4,32
Długość kroku [m]	0,54 ± ,03	0,55 ± ,02
Prędkość kroku [m/s]	1,22 ± ,19	1,2 ± ,19
Prędkość przenoszenia kończyny dolnej [m/s]	2,76 ± ,42	2,72 ± ,32
Długość cyklu chodu [m]	1,09 ± ,07	1,08 ± ,08
Szerokość kroku [m]	0,11 ± ,02	0,11 ± ,03
Prędkość chodu [m/s]	1,21 ± ,16	1,21 ± ,16

W ostatnim etapie analizy przedstawiono wyniki odnoszące się do zakresów ruchu w stawie skokowym, kolanowym, biodrowym oraz miednicy.

Tab.11. Charakterystyka zakresu ruchu w stawie skokowym w cyklu chodu oraz jego fazach (płaszczyzna strzałkowa).

założona orteza/ły	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Zakres ruchu w całym cyklu											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	29,49	7,22	28,14	3,75	27,31	6,48	28,04	3,99	26,35	5,82	28,25	3,78
tak	-	-	-	-	<b>21,23*</b>	4,35	<b>32,98#</b>	5,40	<b>20,98*</b>	4,41	<b>23,18</b>	5,72
	Zakres ruchu w fazie kontaktu											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	23,74	6,06	22,63	5,19	<b>21,48&amp;</b>	8,00	23,78	5,65	<b>20,05&amp;</b>	6,07	22,28	5,09
tak	-	-	-	-	<b>18,40*</b>	3,85	22,87	7,57	<b>17,94*</b>	4,77	19,49	4,45
	Zakres ruchu w fazie przenoszenia											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	13,51	7,76	17,91	4,21	14,71	6,53	15,43	5,19	14,92	8,11	16,04	7,72
tak	-	-	-	-	<b>10,19*</b>	5,98	<b>24,59#</b>	5,47	<b>10,23*</b>	5,79	<b>12,29</b>	4,54

\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

# - grupa 2 vs grupa 3  $p < 0,05$

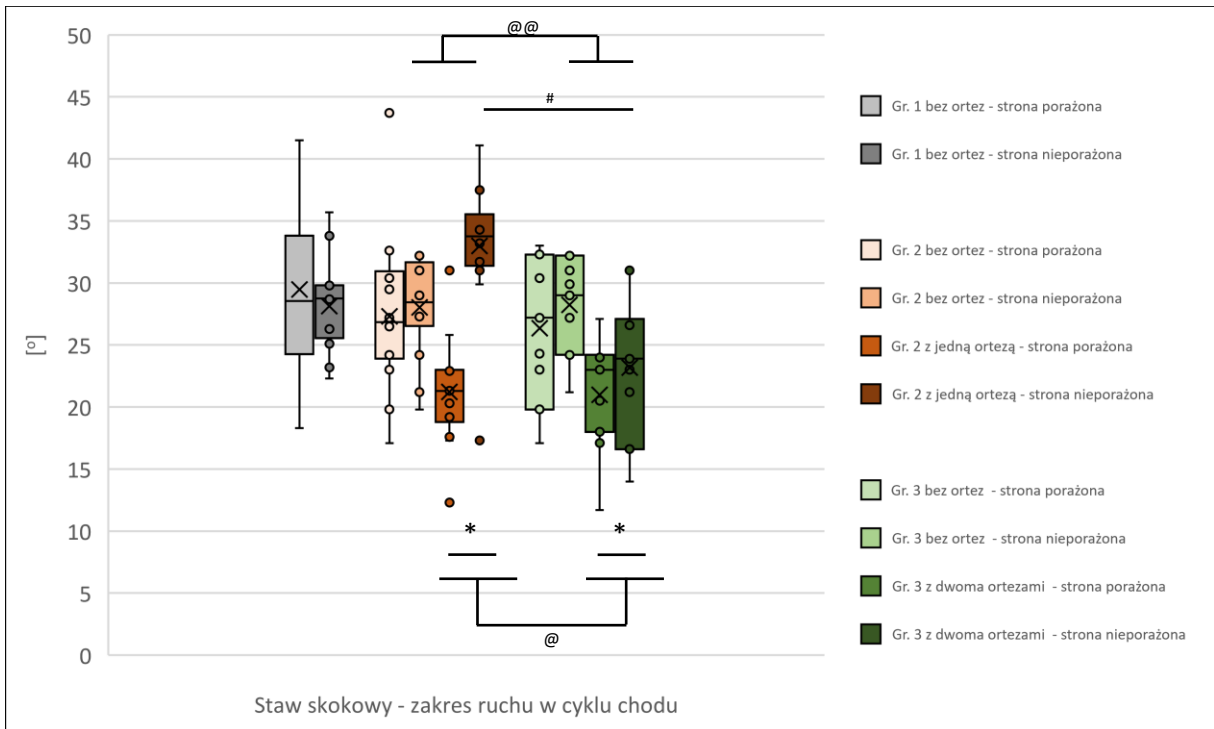
& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Wyniki jednoczynnikowej analizy wariancji ANOVA odnoszące się do zakresów ruchu w stawie skokowym po nieporażonej stronie wskazały istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami w przypadku pomiarów dla pełnego cyklu chodu  $F(1, 24) = 19,269$ ;  $p < 0,001$ ) oraz fazy przenoszenia  $F(1, 24) = 35,979$ ;  $p < 0,001$ ) przeprowadzonych przy założonych ortezach. W obu przypadkach zanotowano istotnie statystycznie wyższe zakresy ruchu w grupie drugiej w porównaniu do trzeciej grupy (tabela 3.2.5).

Nie wskazano istotnych różnic w zaobserwowanych zakresach ruchów pomiędzy stroną porażoną i nieporażoną w sytuacji, gdy dzieci nie miały założonych ortez ( $p > 0,05$ ). Zaobserwowano natomiast istotne statystycznie różnice pomiędzy stronami, gdy w grupach drugiej oraz trzeciej dzieci założyły ortezy. Różnice te dotyczyły całego cyklu ruchu ( $F(1, 23) = 25,842$ ;  $\eta^2_P = 0,529$ ;  $p < 0,001$ ) oraz fazy przenoszenia ( $F(1, 23) = 21,925$ ;  $\eta^2_P = 0,488$ ;  $p < 0,001$ ). W przypadku fazy kontaktu zanotowano tendencję różnic ( $F(1, 23) = 3,912$ ;  $\eta^2_P = 0,145$ ;  $p = 0,060$ ). We wszystkich pomiarach wskazano wyższe zakresy ruchu po nieporażonej stronie. Ponadto wskazano istotne statystycznie interakcje

strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] w przypadku zakresu ruchu przy założonych ortezach w pełnym cyklu chodu ( $F(1, 23) = 12,111$ ;  $\eta^2_P = 0,345$ ;  $p < 0,001$ ) oraz w fazie przenoszenia ( $F(1, 23) = 12,310$ ;  $\eta^2_P = 0,349$ ;  $p = 0,002$ ). W obu przypadkach w grupie drugiej (z jedną założoną ortezą) różnica pomiędzy zakresami ruchu była znacznie wyższa, niż w przypadku grupy trzeciej, w której dzieci miały założone dwie ortozy.

Analizując wyniki odnoszące się do pomiarów przeprowadzonych w czasie, gdy dzieci nie miały założonych ortez w porównaniu do wyników, gdy nosiły ortozy (grupa 2 i 3) wskazano istotne statystycznie różnice po stronie porażonej w odniesieniu do zakresów ruchu w pełnym cyklu chodu ( $F(1, 23) = 28,437$ ;  $\eta^2_P = 0,553$ ;  $p < 0,001$ ), fazy kontaktu ( $F(1, 23) = 4,483$ ;  $\eta^2_P = 0,163$ ;  $p = 0,045$ ) oraz przenoszenia ( $F(1, 23) = 10,416$ ;  $\eta^2_P = 0,312$ ;  $p = 0,004$ ). We wszystkich przypadkach zanotowano zmniejszenie zakresu ruchu po założeniu ortez. Ponadto przeprowadzona analiza badająca interakcje pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] wskazała istotne różnice w przypadku zakresu ruchu w pełnym cyklu po stronie nieporażonej ( $F(1, 23) = 39,664$ ;  $\eta^2_P = 0,633$ ;  $p < 0,001$ ) oraz w fazie przenoszenia ( $F(1, 23) = 18,019$ ;  $\eta^2_P = 0,439$ ;  $p < 0,001$ ). Uzyskane wyniki wskazują na istotne różnice pomiędzy badanymi grupami – w grupie drugiej (z jedną ortezą) wskazano wyższe wartości zakresu ruchu po stronie nieporażonej, gdy dzieci miały założoną ortezę, w grupie trzeciej natomiast (z dwoma ortezami) zanotowano niższe wartości zakresu ruchu.



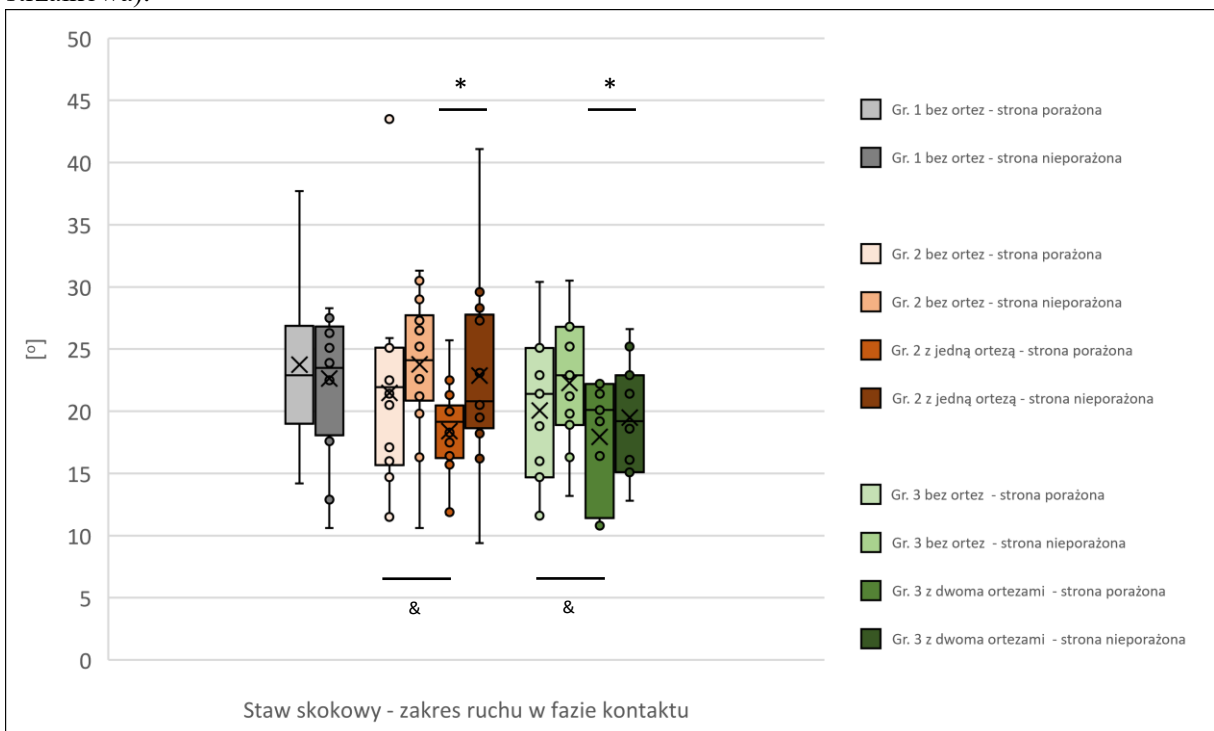
\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

# - grupa 2 vs grupa 3  $p < 0,05$

@ pomiar[bez ortez vs z ortezami] × grupa[grupa 2 vs grupa 3]  $p < 0,05$

@@ pomiar[bez ortez vs z ortezami] × grupa[grupa 2 vs grupa 3]  $p < 0,05$

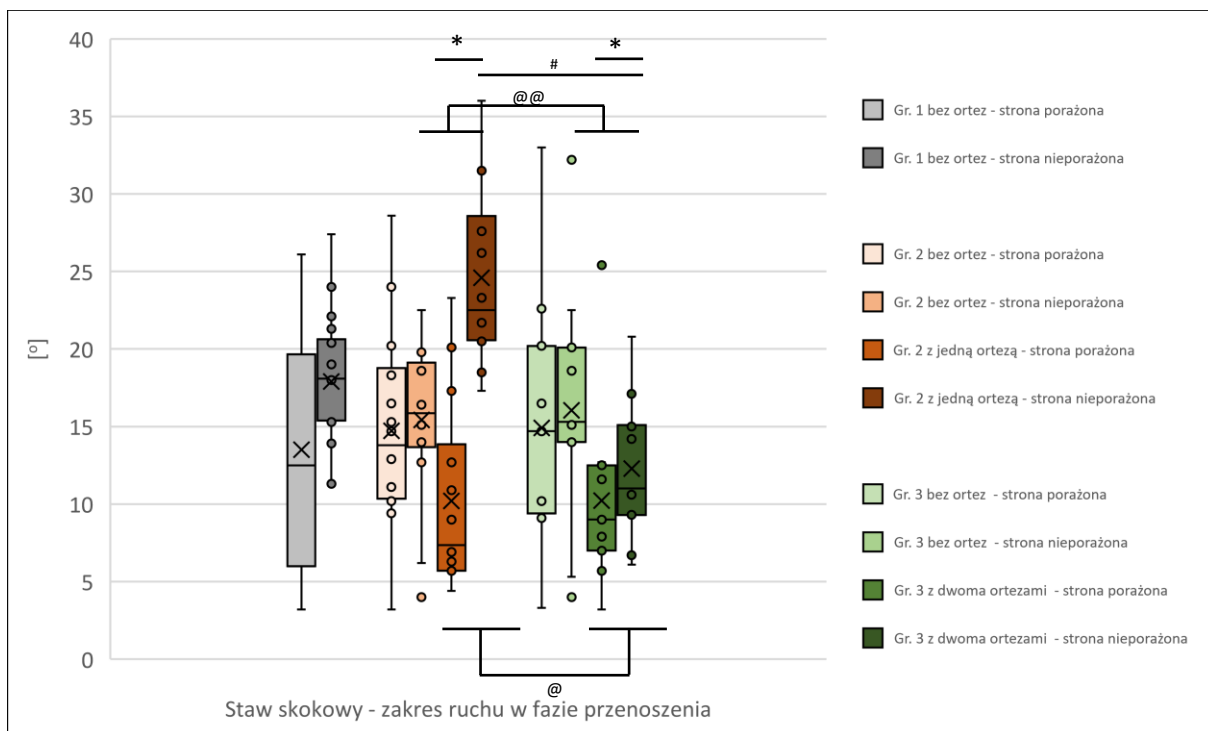
Ryc.24. Zakres ruchu stawu skokowego w jednym cyklu chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Ryc.25. Zakres ruchu stawu skokowego w fazie kontaktu z podłożem podczas chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

# - grupa 2 vs grupa 3  $p < 0,05$

@ pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3]  $p < 0,05$

@@ pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3]  $p < 0,05$

Ryc.26. Zakres ruchu stawu skokowego w fazie przenoszenia stopy podczas chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).

Kolejnym krokiem analizy było zbadanie zakresów ruchu w stawie kolanowym. Statystyki opisowe oraz wyniki analiz statystycznych przedstawiono w tabeli 12.

Tab.12. Charakterystyka zakresu ruchu w stawie kolanowym w cyklu chodu oraz jego fazach (płaszczyzna strzałkowa).

założona orteraza/y	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Zakres ruchu w całym cyklu											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	52,58	11,79	50,98	7,18	<b>49,38<sup>&amp;</sup></b>	11,39	<b>55,84<sup>&amp;</sup></b>	7,82	<b>52,26<sup>&amp;</sup></b>	13,60	<b>54,28<sup>&amp;</sup></b>	7,12
tak	-	-	-	-	<b>53,30</b>	12,49	<b>60,64</b>	3,85	<b>58,81</b>	13,40	<b>62,49</b>	4,43
	Zakres ruchu w fazie kontaktu											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	28,52	11,06	26,96	10,06	25,53	9,74	34,97	15,13	27,06	16,63	32,59	14,16
tak	-	-	-	-	26,97	7,96	29,62	7,41	29,67	11,62	31,17	7,71
	Zakres ruchu w fazie przenoszenia											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>45,28<sup>*</sup></b>	10,89	<b>46,61</b>	6,93	<b>39,58<sup>*&amp;</sup></b>	10,59	<b>49,72<sup>&amp;</sup></b>	4,95	<b>43,17<sup>*&amp;</sup></b>	11,51	<b>49,15<sup>&amp;</sup></b>	7,69
tak	-	-	-	-	<b>43,59<sup>*</sup></b>	16,43	<b>56,01</b>	5,33	<b>49,45<sup>*</sup></b>	15,16	<b>56,12</b>	4,67

\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

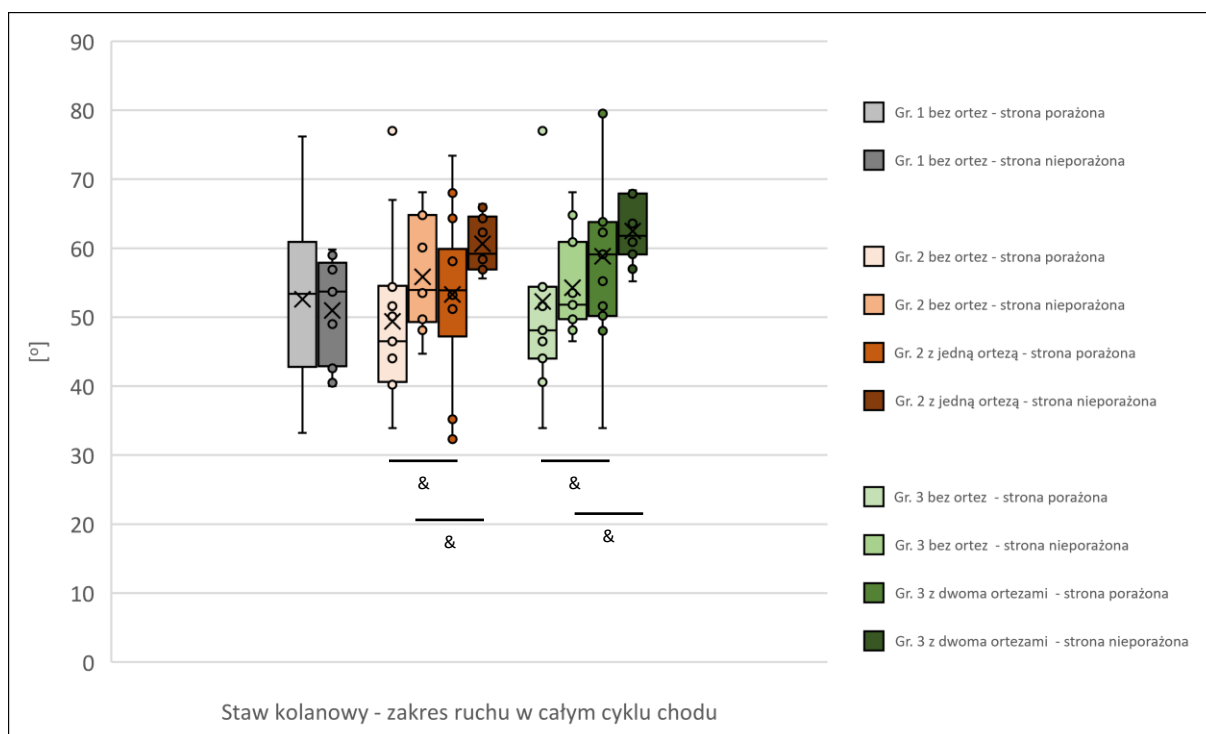
Nie wskazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy badanymi grupami w zakresie ruchu w pełnym cyklu chodu, fazie kontaktu oraz przenoszenia ( $p > 0,05$ ).

Wyniki analizy MANOVA, której celem było zbadanie czy istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy wynikami pomiarów uzyskanymi, gdy badane dzieci nie miały założonych ortez oraz gdy je założyły (grupa 2 oraz 3) w przypadku zakresu ruchu w fazie przenoszenia wskazały istotne statystycznie różnice zarówno, gdy dzieci nie miały założonych ortez ( $F(1, 40) = 11,857$ ;  $\eta^2_P = 0,229$ ;  $p = 0,001$ ) oraz gdy je nosiły ( $F(1, 23) = 10,993$ ;  $\eta^2_P = 0,323$ ;  $p = 0,003$ ). W obu przypadkach po stronie porażonej zakres ruchu był mniejszy. Nie zanotowano istotnych różnic w przypadku zakresu ruchu w całym cyklu chodu oraz w fazie podporu ( $p > 0,05$ ). Analiza badająca interakcje strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] nie wskazała istotnych statystycznie interakcji w żadnym z badanych zakresów w stawie kolanowym ( $p > 0,05$ ). Zanotowano natomiast dwie tendencje potencjalnie wskazujące na takie interakcje. Pierwsza z nich dotyczy zakresu ruchu w pełnym cyklu chodu, gdy dzieci miały założone ortezy ( $F(1, 23) = 3,627$ ;  $\eta^2_P = 0,136$ ;  $p = 0,069$ ) – zanotowano znacznie mniejszą różnicę pomiędzy stronami



u dzieci, które miały założone dwie ortezy (grupa 3). Druga tendencja wskazująca na interakcję odnosi się do zakresu ruchu w fazie przenoszenia, gdy dzieci nie miały założonych ortez. U dzieci z grupy drugiej wskazano największe różnice pomiędzy stronami (strona nieporażona charakteryzowała się wyższymi zakresami ruchu), w następnej kolejności uplasowały się różnice w grupie trzeciej a na końcu w grupie 1.

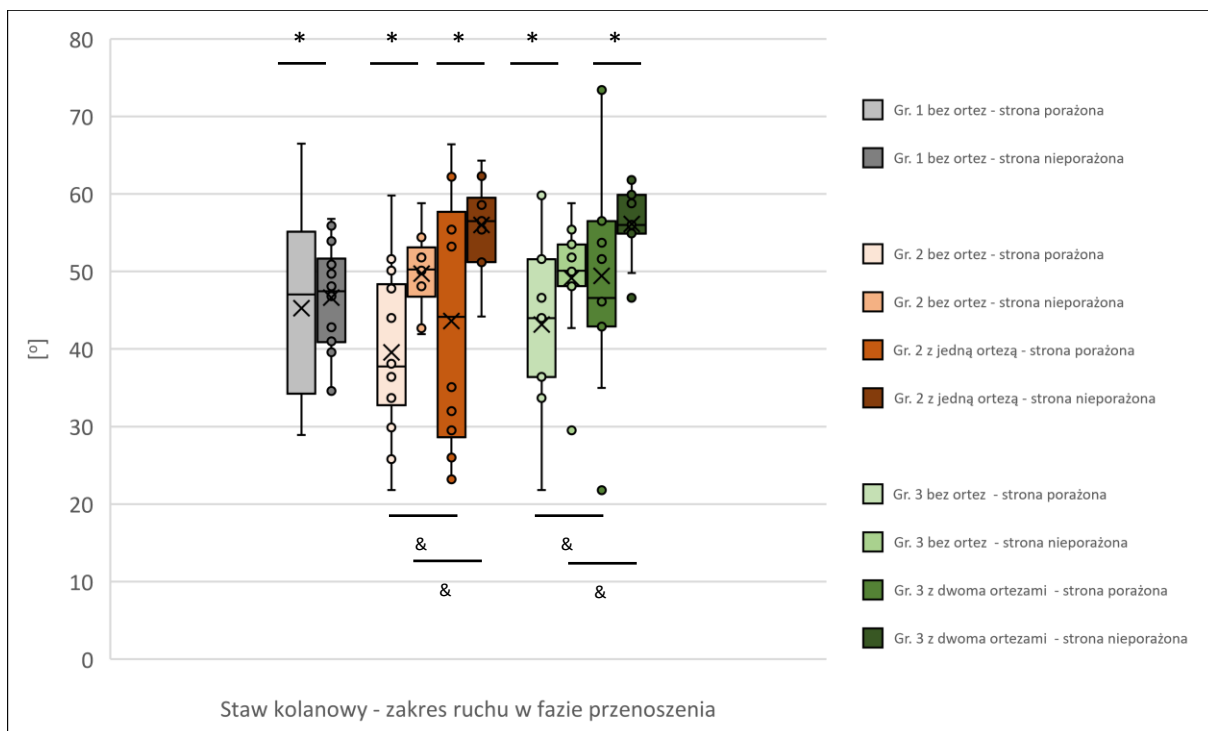
W przypadku wyników analizy MANOVA dotyczącej różnic pomiędzy zanotowanymi zakresami ruchu, gdy dzieci nie nosiły ortez w porównaniu do sytuacji, gdy miały założone ortezy, wskazano istotne różnice w przypadku: zakresu ruchu w pełnym cyklu po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 10,658$ ;  $\eta^2_P = 0,317$ ;  $p = 0,003$ ) i nieporażonej ( $F(1, 23) = 41,530$ ;  $\eta^2_P = 0,644$ ;  $p < 0,001$ ) oraz zakresu ruchu w fazie przenoszenia po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 6,452$ ;  $\eta^2_P = 0,219$ ;  $p = 0,018$ ) i nieporażonej ( $F(1, 23) = 37,720$ ;  $\eta^2_P = 0,621$ ;  $p < 0,001$ ). We wszystkich czterech przypadkach gdy dzieci miały założone ortezy zanotowano istotnie wyższe zakresy ruchu w porównaniu do pomiarów przeprowadzonych bez ortez. Nie zanotowano natomiast interakcji pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] ( $p > 0,05$ ).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Ryc.27. Zakres ruchu stawu kolanowego w jednym cyklu chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).



Ryc.28. Zakres ruchu stawu kolanowego w fazie przenoszenia stopy podczas chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).

Wyniki odnoszące się do zakresów ruchu w stawie biodrowym przedstawiono w tabeli 13. Analiza z użyciem testu ANOVA wskazała istotne różnice pomiędzy grupami w przypadku zakresów ruchu w pełnym cyklu po stronie nieporażonej ( $F(2, 42) = 3,528$ ;  $p = 0,039$ ). Test post hoc wykazał jedynie istotne różnice pomiędzy grupą 1 oraz 2, gdzie zanotowano wyższe wartości zakresu ruchu w grupie 2.

Zaobserwowano także istotne różnice pomiędzy stronami (porażoną a nieporażoną) w przypadku chodu, gdy dzieci nie miały założonych ortez ( $F(1, 40) = 18,180$ ;  $\eta^2_P = 0,441$ ;  $p < 0,001$ ). Dodatkowo zanotowano tendencję różnic gdy dzieci miały założone ortezy ( $F(1, 23) = 3,685$ ;  $\eta^2_P = 0,138$ ;  $p = 0,067$ ). Po stronie nieporażonej zaobserwowano wyższe zakresy ruchu. Analogiczne różnice można zauważyć w przypadku zakresu ruchu w fazie kontaktu, gdy dzieci nie miały założonych ortez ( $F(2, 40) = 27,597$ ;  $\eta^2_P = 0,285$ ;  $p < 0,001$ ) oraz gdy je założyły ( $F(1, 23) = 21,514$ ;  $\eta^2_P = 0,483$ ;  $p < 0,001$ ) oraz w fazie przenoszenia jedynie w czasie gdy dzieci nosiły ortezy ( $F(1, 23) = 6,008$ ;  $\eta^2_P = 0,207$ ;  $p = 0,022$ ). Nie zanotowano istotnych interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3] w przypadku któregoś z zakresów ruchu w stawie biodrowym ( $p > 0,05$ ).

Tab.13. Charakterystyka zakresu ruchu w stawie biodrowym w cyklu chodu oraz jego fazach (płaszczyzna strzałkowa).

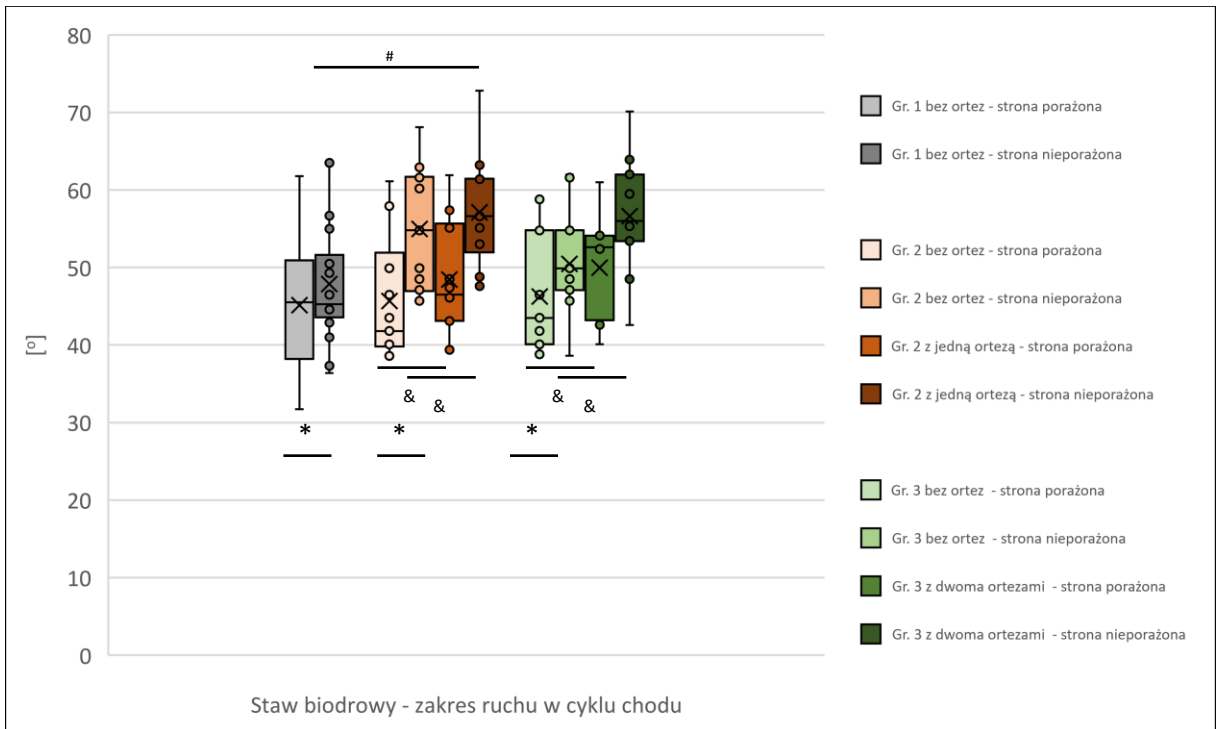
założona ortezą/ty	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Zakres ruchu w całym cyklu											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>45,12*</b>	8,27	<b>47,88#</b>	7,70	<b>45,66*#&amp;</b>	8,02	<b>54,96&amp;</b>	7,71	<b>46,27*#&amp;</b>	7,73	<b>50,48&amp;</b>	6,83
tak	-	-	-	-	<b>48,43</b>	6,95	<b>57,13</b>	6,86	<b>49,96</b>	6,53	<b>56,60</b>	7,41
	Zakres ruchu w fazie kontaktu											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>36,37*</b>	6,81	<b>46,46</b>	7,97	<b>39,84*#&amp;</b>	8,72	<b>52,76&amp;</b>	9,25	<b>41,53*#&amp;</b>	7,87	<b>47,97&amp;</b>	8,72
tak	-	-	-	-	<b>44,09*</b>	8,40	<b>54,32</b>	9,01	<b>47,43*</b>	6,13	<b>54,37</b>	8,79
	Zakres ruchu w fazie przenoszenia											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	33,96	7,95	37,97	8,83	<b>36,96&amp;</b>	6,37	<b>36,64&amp;</b>	12,20	<b>37,85&amp;</b>	7,86	<b>34,19&amp;</b>	13,60
tak	-	-	-	-	<b>42,62</b>	6,29	<b>47,38</b>	6,78	<b>43,47</b>	6,43	<b>47,65</b>	7,10

# - grupa 1 vs grupa 2  $p < 0,05$

\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Wyniki analizy MANOVA odnoszące się do różnic w zakresach ruchu stawu biodrowego, gdy dzieci nie nosiły ortez w stosunku do sytuacji, gdy miały założone ortezy zanotowano wyższe zakresy ruchu, gdy dzieci były w ortezach, w przypadku pełnego cyklu chodu po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 6,144$ ;  $\eta^2_P = 0,211$ ;  $p = 0,021$ ) oraz nieporażonej ( $F(1, 23) = 12,295$ ;  $\eta^2_P = 0,348$ ;  $p = 0,002$ ); fazy kontaktu po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 14,912$ ;  $\eta^2_P = 0,393$ ;  $p = 0,001$ ) i nieporażonej ( $F(1, 23) = 7,629$ ;  $\eta^2_P = 0,249$ ;  $p = 0,011$ ) oraz fazy przenoszenia także po stronie porażonej ( $F(1, 23) = 18,372$ ;  $\eta^2_P = 0,444$ ;  $p < 0,001$ ) i nieporażonej ( $F(1, 23) = 17,989$ ;  $\eta^2_P = 0,439$ ;  $p < 0,001$ ). Nie wskazano istotnej interakcji pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] ( $p > 0,05$ ).

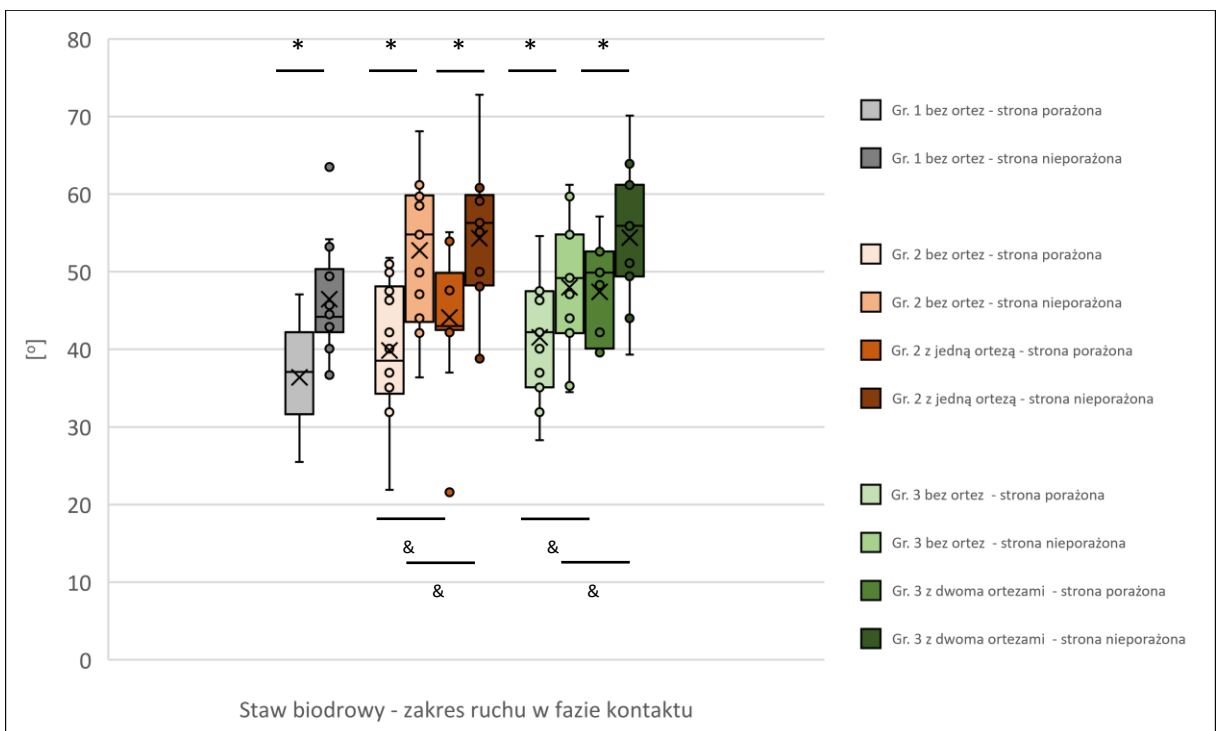


\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

# - grupa 1 vs grupa 2  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

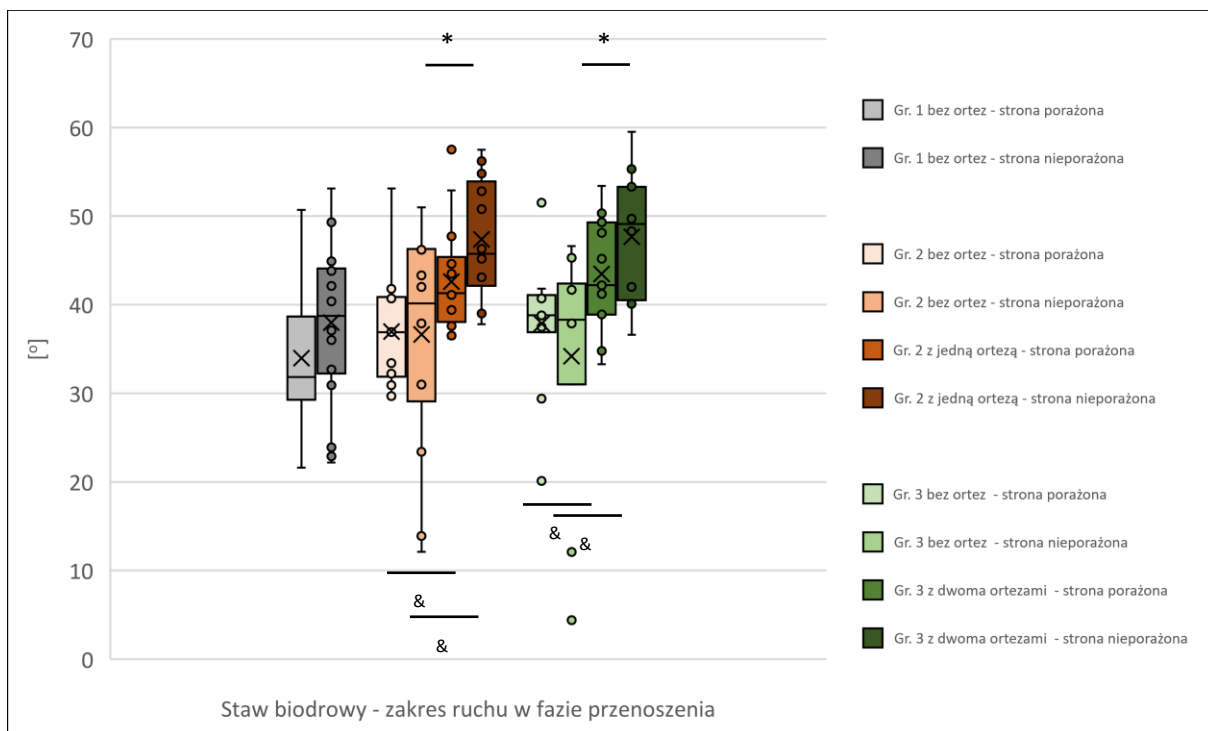
Ryc.29. Zakres ruchu stawu biodrowego w jednym cyklu chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortezy  $p < 0,05$

Ryc.30. Zakres ruchu stawu biodrowego w fazie kontaktu stopy z podłożem podczas chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortozy  $p < 0,05$

Ryc.31. Zakres ruchu stawu biodrowego w fazie przenoszenia stopy podczas chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).

Tab.14. Charakterystyka zakresu ruchu miednicy w cyklu chodu oraz jego fazach (płaszczyzna strzałkowa).

założona ortezaza/y	Grupa											
	Gr. 1 - bez ortez (n = 18)				Gr. 2 - z 1 ortezą (n = 14)				Gr. 3 - z 2 ortezami (n = 11)			
	Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona		Strona porażona		Strona nieporażona	
	Zakres ruchu w całym cyklu											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	7,35	3,26	7,27	3,21	7,83	2,86	7,89	2,86	6,75	2,60	6,85	2,36
tak	-	-	-	-	8,58	3,38	8,42	3,17	7,17	3,03	7,13	3,17
	Zakres ruchu w fazie kontaktu											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	6,37	3,34	6,71	3,46	6,91	2,67	7,43	3,27	6,16	2,59	6,28	2,81
tak	-	-	-	-	7,29	3,06	7,39	3,76	6,73	2,99	6,50	3,59
	Zakres ruchu w fazie przenoszenia											
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
nie	<b>6,05*</b>	3,83	<b>4,23</b>	2,22	<b>6,48*</b>	3,93	<b>3,47&amp;</b>	1,49	<b>4,61*</b>	3,35	<b>3,55&amp;</b>	1,67
tak	-	-	-	-	6,51	4,47	<b>5,16</b>	2,77	4,55	4,35	<b>5,93</b>	2,80

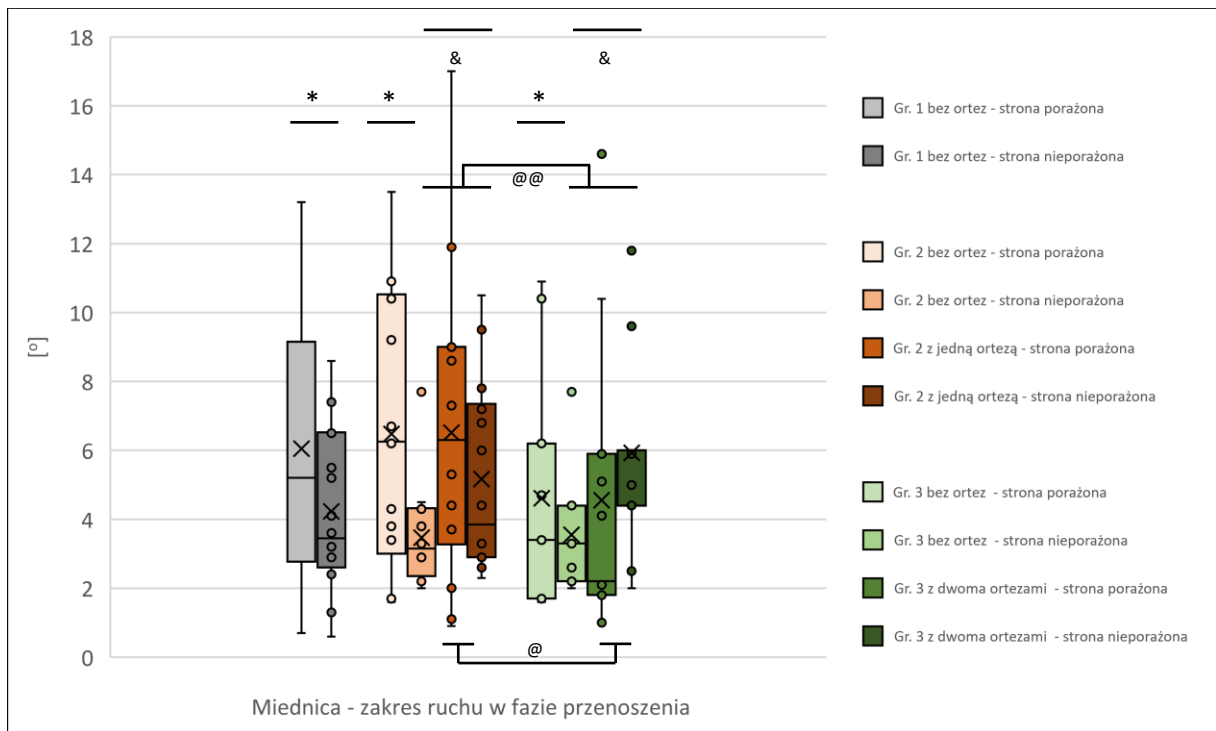
\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

& - brak ortez vs założone ortozy  $p < 0,05$

Tabela 14 przedstawia statystyki opisowe odnoszące się do zakresów ruchu w miednicy. Jednoczynnikowa analiza wariancji ANOVA nie wskazała istotnych różnic pomiędzy grupami w którymkolwiek z badanych zakresów ruchu miednicy ( $p > 0,05$ ).

Porównanie strony porażonej do nie porażonej nie wskazało istotnych różnic w przypadku pełnego cyklu chodu oraz fazy kontaktu ( $p > 0,05$ ). Zaobserwowano natomiast istotne różnice w odniesieniu do zakresu ruchu w fazie przenoszenia, gdy dzieci nie miały założonych ortez ( $F(2, 40) = 13,368$ ;  $\eta^2_p = 0,250$ ;  $p = 0,001$ ) – po stronie porażonej zaobserwowano większe zakresy ruchu. Gdy dzieci nosiły ortezы takich różnic nie wskazano ( $p > 0,05$ ). Analiza interakcji strona [nieporażona vs porażona]  $\times$  grupa [1 vs 2 vs 3], wskazała istotne interakcje w fazie przenoszenia, gdy dzieci miały założone ortezы ( $F(1, 23) = 4,564$ ;  $\eta^2_p = 0,166$ ;  $p = 0,044$ ) – dzieci, które miały założoną jedną ortezę (grupa 2) charakteryzowały wyższe zakresy ruchu po stronie porażonej, natomiast u dzieci noszącymi dwie ortezы wyższe wartości wskazano po stronie nieporażonej.

Wyniki MANOVA porównującej zakresy ruchy gdy dzieci nie miały założonych ortez do zakresów gdy te ortezы nosiły nie wskazały istotnych statystycznie różnic w przypadku pełnego cyklu ruchu, fazy kontaktu oraz fazy przenoszenia ( $p > 0,05$ ). W przypadku wyników analiz interakcji pomiar[bez ortez vs z ortezami]  $\times$  grupa[grupa 2 vs grupa 3] zanotowano istotne różnice w przypadku fazy przenoszenia po stronie nieporażonej ( $F(1, 23) = 14,716$ ;  $\eta^2_p = 0,390$ ;  $p = 0,001$ ), gdzie wyższą różnicę wskazano w grupie dzieci z dwoma ortezami (grupa 3).



\* - strona porażona vs strona nieporażona  $p < 0,05$

& - brak ortezy vs założone ortozy  $p < 0,05$

@ strona[porażona vs nieporażona] × grupa[grupa 2 vs grupa 3]:  $p < 0,05$

Ryc.32. Zakres ruchu miednicy w fazie przenoszenia stopy podczas chodu u badanych dzieci (płaszczyzna strzałkowa).

#### 4. DYSKUSJA

Mózgowe porażenie jest najczęstszą niepełnosprawnością fizyczną dzieciństwa. W ostatnim dziesięcioleciu dokonano ważnych odkryć we wczesnej diagnostyce, profilaktyce i leczeniu MPD, co wpłynęło na częstość występowania, rokowanie i możliwości leczenia tych pacjentów (Novak i wsp. 2020).

W ostatnich latach rozwinęła się znacznie wiedza na temat genetycznych podstaw występowania mózgowego porażenia dziecięcego, co dało nowe spojrzenie kliniczne na tą grupę pacjentów. U jednej trzeciej wszystkich dzieci z mózgowym porażeniem prawdopodobny jest udział genów, zwłaszcza tych bez tradycyjnych czynników ryzyka, takich jak wcześniactwo i niedotlenienie (Fahey i wsp. 2017). W obrazie klinicznym, są to pacjenci bardzo wysoko funkcjonujący w sferze ruchowej, w normie intelektualnej, z nieobciążonym wywiadem okołoporodowym oraz w trakcie trwania ciąży, gdzie zaburzenia motoryczne manifestują się w postaci spastyczności w dystalnych częściach ciała (Vitrikas i wsp. 2020). Zarrei i wsp. (2018) przeprowadzili badania, dotyczące wpływu genów wyłącznie na rozwój hemiplegii mózgowego porażenia dziecięcego. W badanej grupie 97 dzieci z MPD, 7 z nich (co stanowiło 7,2%) wykazało zmienność liczby kopii DNA lub aberracji chromosomów płci, co może świadczyć o związku nieprawidłowości genetycznych z występowaniem mózgowego porażenia dziecięcego.

Epidemiolodzy sugerują, że zmniejszenie częstości występowania oraz nasilenia objawów mózgowego porażenia dziecięcego, jest spowodowane połączeniem kompleksowych interwencji położniczych i noworodkowych. Ciągły rozwój perinatologii, czyli medycyny matczyno-łożniczej, zabezpiecza potrzeby matki i jej dziecka od wdrożenia właściwej terapii po przeprowadzeniu bezpiecznego porodu (Munar i wsp. 2015). Natomiast wyspecjalizowana kadra medyczna oraz wysokiej jakości sprzęt na oddziałach neonatologicznych, zapewnia pomoc dzieciom przedwcześnie urodzonym. Dlatego też, najbardziej zauważalny przełom w badaniach ostatniej dekady dokonał się w obszarze profilaktyki która, ma na celu zminimalizować czynniki ryzyka MPD, takiej jak wcześniactwo i niedotlenienie okołoporodowe (Shepherd i wsp. 2017, Chorna i wsp. 2017). Warto zwrócić uwagę, iż w krajach wysoko rozwiniętych, dzięki wczesnej diagnostyce i profilaktyce częstość występowania MPD spadła, aż o 30% (Galea i wsp. 2019). Współcześnie, zachodzi więc etyczna konieczność przeniesienia działań profilaktycznych oraz podjęcie szeregu inicjatyw z zakresu zdrowia publicznego z krajów wysoko rozwiniętych na kraje o niskich dochodach. Wskaźnik występowania MPD w owych



krajach jest dwukrotnie wyższy, a 78,2% dzieci nie otrzymuje żadnej fizjoterapii (Khandaker i wsp. 2019).

85% dzieci z mózgowym porażeniem prezentuje spastyczność jako podstawowy typ motoryczny, w którym sztywność mięśni zwiększa się proporcjonalnie do prędkości rozciągania (Howard i wsp. 2005). Jason i Walter (2021) w swoich badaniach przedstawiają mechaniczne/strukturalne przyczyny zmniejszonego potencjału siły czynnej, spastycznych mięśni szkieletowych u pacjentów z MPD do których zaliczają: zmniejszoną wielkość mięśni, zmniejszoną kurczliwość tkanki mięśniowej, nadmiernie rozciągnięte sarkomery, utratę tytyny sarkomerowej. Von Walden i wsp. (2018) zwrócili również uwagę na zmianę w macierzy zewnątrzkomórkowej mięśni szkieletowych (włókna kolagenowe i elastynowe) u dzieci z mózgowym porażeniem, w połączeniu ze zwiększeniem kolagenu śródmięśniowego i zmniejszoną produkcją rybosomów, co przyczynia się do sztywności mięśni. Dlatego też, w kontekście leczenia spastyczności, obecne badania koncentrują się na lepszym zrozumieniu patologii, histochemii i struktury mięśni w MPD.

Pomimo ciągłego i dynamicznego rozwoju medycyny, nadal nie znaleziono „złotego środka” w leczeniu skutków mózgowego porażenia dziecięcego. Novak i wsp. (2020), postanowili zatem zidentyfikować współcześnie dostępne wielokierunkowe interwencje, pomagające zminimalizować objawy MPD. Za pomocą własnej opracowanej strategii, autorzy ustalili 182 interwencje, co stanowiło wzrost o 118 interwencji w stosunku do 2013r. Spośród tych interwencji 41 (23%) stanowiły strategie mające na celu zapobiegać porażeniu mózgowemu, a 141 (77%) to interwencje, których celem było opanowanie skutków mózgowego porażenia dziecięcego. Strategie profilaktyczne podzielono na strategie prewencji przedporodowej - 11 (27%) i strategie prewencji noworodków - 30 (73%). Interwencje związane ze skutkami MPD, podzielono na interwencje zdrowotne - 83 (59%), farmakologiczne - 25 (18%), chirurgiczne - 19 (13%), regeneracyjne - 4 (3%) oraz medycyny komplementarnej i alternatywnej - 10 (7%). Każdą z tych interwencji autorzy sprawdzili pod kątem skuteczności oraz zwrócili uwagę, aby dla najlepszego efektu terapeutycznego, wybierać kombinację interwencji, które odnoszą się do konkretnego celu w procesie usprawniania chorego dziecka. Badacze chcieli również dostarczyć klinicytom oraz rodzicom niepełnosprawnych dzieci cennych wskazówek w procesie podejmowania decyzji terapeutycznych. W odniesieniu do zagadnień niniejszej pracy, wykorzystano wskaźnik interwencji związany z zastosowaniem ortez. Novak i wsp. (2020) dowiedli, że stosowanie zaopatrzenia ortopedycznego w połączeniu z innymi interwencjami daje pozytywny wynik („zielone światło”), co wiąże się z wysoką skutecznością stosowania

ortez. Również interwencje związane z aktywnością fizyczną (głównie ćwiczenia z oporem, trening siłowy) poprawiają sprawność, chodzenie, mobilność, uczestnictwo i jakość życia tych pacjentów.

Chociaż dzieci z hemiplegią poruszają się samodzielnie i wykazują wysoki poziom motoryczności, to charakteryzują się deficytem siły głównych grup mięśniowych porażonej strony ciała nawet o 48% w stosunku do strony nieporażonej (Fujita i wsp. 2021). W związku z tym ich chód jest asymetryczny o zwiększonym, względem normy, koszcie energetycznym, a wzorzec chodu zaburzony (Engsberg i wsp. 2000). Steenbergen i wsp. (2009) dowodzą również, że deficyty ruchowe u dzieci z hemiplegią, są związane nie tylko z ich problemami z wykonaniem, ale także z zaburzeniami planowania ruchowego. Dlatego też, podczas przeprowadzanych badań, pacjentom określono przestrzeń w której mogli się poruszać, za pomocą linii lub dodatkowo używano komendy słownej „start”, „stop”.

Na całym świecie, a także w Polsce prowadzone są liczne badania doświadczalne związane z analizą chodu u dzieci z zaburzeniami ruchu. Badania te, w sposób nieinwazyjny wspomagają diagnozowanie niektórych schorzeń, śledzenie postępów fizjoterapii, a także ocenę doboru zaopatrzenia ortopedycznego (Głowacka-Kwiecień i wsp. 2008).

Ortezy kończyn dolnych stanowią współcześnie jedną z głównych interwencji w wielokierunkowym leczeniu mózgowego porażenia dziecięcego (Rasmussen i wsp. 2019). W praktyce klinicznej u tej grupy pacjentów stosuje się szeroką gamę ortez typu AFO (Krasowicz 2019). Charakteryzują się one odpowiednią konstrukcją oraz materiałami z których są zbudowane, umożliwiając dzięki temu różne poziomy usztywnienia i kontroli stawu skokowego. W sposób pośredni wpływają również na ustawienie i kontrolę stawu kolanowego, biodrowego oraz miednicy (Lucareli i wsp. 2007).

W niniejszej pracy, analizie poddano wpływ zastosowania ortez podczas pozycji statycznej, jak również wpływ na parametry kinematyczne chodu u dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia dziecięcego. Aboutorabi i wsp. (2017) stworzyli przegląd systematyczny współczesnej literatury (lata 2007-2015), mający na celu ocenę różnego rodzaju ortez AFO na wzorzec chodu dzieci z MPD. Kryteria włączenia do grupy, spełniło 17 artykułów, co daje niewielką liczbę w kontekście tematyki związanej z analizą chodu w mózgowym porażeniu dziecięcym. Eddison i Chockalingam (2012) uważają, iż przyczyną tak małej ilości badań klinicznych na temat stosowania ortez u pacjentów z MPD jest brak dostępu do analizy chodu 2D/3D dla większości klinicystów.

Nieodzownym elementem dobrze funkcjonującej ortozy zaopatrującej kończynę dolną jest dobór prawidłowego obuwia. Już w połowie lat 70-tych ubiegłego wieku Cook

i Cozzen (1976) dostrzegli znaczenie wysokości obcasa w obuwiu dla jakości oddziaływania ortozy. Do niedawna uważano, że kąt ortozy AFO w stawie skokowym musi zawsze wynosić 90 stopni, a jakiegokolwiek zgięcie podeszwowe jest niedopuszczalne (Lucareli i wsp. 2007). To przekonanie, mogło wynikać z założenia, że cholewka musi być ustawiona pionowo, aby uzyskać wyprostowanie kolana podczas chodu w fazie pojedynczego podporu (Owen 2010). Ries i Schwartz (2018) poruszyli ciekawe zagadnienie, które dotyczyło samego zaprojektowania ortozy. Zauważyli, że prawidłowo wykonana orteza powinna utrzymywać stopę na pewnej różnicy poziomów pomiędzy płaszczyzną podporu pięty i płaszczyzną podporu przodostopia. Takie ustawienie stopy bezpośrednio wpływa na stabilizację stawu skokowego dolnego, a efekty dopasowania określa się mianem podpiętka funkcjonalnego. Niestety, bywa on mylony ze zgięciem podeszwowym i ustawieniem ortozy w pozycji „końskiej” (Krasowicz 2019). Natomiast Pratt i wsp. (2007) wykazali w swoich badaniach, iż wyprost stawu kolanowego w środkowej fazie pojedynczego podporu zapewnia zakres 7-12 stopni inklinacji (pochylenia) podudzia. Dane te znajdują potwierdzenie we wnioskach Owen (2010), chociaż należy wspomnieć, iż optymalny przedział wartości owego kąta inklinacji, określono w tym przypadku pomiędzy 10 a 12 stopni. Zatem sama orteza AFO utrzymująca stały kąt 90 stopni w stawie skokowym nie może przywrócić prawidłowego wzorca chodu, ponieważ blokuje wymagane nachylenie podudzia. Dlatego też, ortozy AFO powinny stanowić funkcjonalny komplet wraz z odpowiednio dobranym obuwiem. Podczas niniejszych badań, pacjenci wykonujący przejście w ortezach wykonywali je w obuwiu, które było indywidualnie dopasowane przez ortotyka.

Jak już wspomniano we wstępie, jednym z głównych celów usprawniania ruchowego pacjenta z hemiplegią, w warunkach gabinetowych, pozostaje dążenie do osiągnięcia symetrii postawy ciała. W konsekwencji, obciążenie kończyn dolnych staje się bardziej równomierne, co pozytywnie wpływa na stabilność ciała. Skutkuje to poprawą codziennej funkcjonalności pacjenta chociażby, poprzez łatwiejsze pokonywanie barier architektonicznych. W niniejszej pracy zdecydowano się na porównanie biomechanicznych wskaźników notowanych dla porażonej (P) i nieporażonej (NP) strony ciała, by możliwie najlepiej dokonać oceny symetrii u pacjentów z hemiplegią, zarówno w warunkach statycznych, jak i dynamicznych. Konieczność oceny postawy pacjenta w statyce, znajduje oparcie w badaniach Pavao i wsp. (2015). Wzmiankowani autorzy zwrócili uwagę na znaczenie jakości tego rodzaju pozycji u pacjentów z MPD, dla wykonywanych przezeń czynności motorycznych. W tym nurcie lokują się również badania Domagalskiej-Szopy i wsp. (2016) zajmujących się zależnością stabilności stojącej postawy pacjentów

z hemiplegią MPD oraz ich chodzeniem na bieżni. Wyniki uzyskane w grupie 45 osób dowiodły, iż trudności w kontrolowaniu pozycji statycznej były skutkiem tendencji do nadmiernego lub niedostatecznego obciążania kończyny porażonej. W konsekwencji, dysproporcje te wpływały na nieprawidłowe szczytowe zgięcie grzbietowe w stawie skokowym podczas pozycji stojącej oraz fazy przenoszenia podczas chodu.

Wyniki badań własnych pokazały brak istotnych różnic pomiędzy badanymi grupami pod względem ukośności, rotacji oraz pochylenia miednicy w pozycji stojącej zarówno w przypadku braku założonych ortez jak i w sytuacji, gdy w grupie 2 oraz 3 ortozy były założone. Lidbeck i wsp. (2014) oceniając postawę ciała podczas stania u dzieci z diplegią MPD, zarówno bez ortez, jak i z ortezami AFO uzyskali podobne wyniki. Nie można wykluczyć, iż świadczy to o braku pośredniego wpływu ortozy AFO na ustawienie miednicy.

W pozycji stojącej bez ortez, w obrębie stawu biodrowego po stronie porażonej we wszystkich badanych grupach, zaobserwowano istotnie większe zgięcie (średnio o 4 stopnie) w stosunku do strony nieporażonej. Po założeniu dwóch ortez AFO przez pacjentów z grupy 3, kąt w płaszczyźnie strzałkowej (zgięcie) po stronie porażonej, zmniejszył się o 2 stopnie. Zaobserwowano również mniejsze różnice między stroną porażoną i nieporażoną (ok. 4 stopnie) w porównaniu z grupą badanych zaopatrzonych w jedną ortezę (grupa 2), co dawać może podstawę we wskazywaniu poprawy symetryczności pozycji stojącej.

W obrębie stawu kolanowego po założeniu ortez w gr. 2 i 3 (pozycja statyczna) zwrócono uwagę na mniejsze zgięcie o ok. 3 stopnie, zarówno po stronie porażonej, jak i nieporażonej. Z kolei, w obrębie stawu skokowego we wszystkich trzech grupach badanych, w przypadku braku założonych ortez, wielkości zgięcia podszwowego oraz rotacji wewnętrznej po stronie porażonej, były zawsze większe niż po stronie nieporażonej. Założenie ortez, zarówno jednej jak i dwóch, wyraźnie zmniejszyło stopień wewnętrznej rotacji w obrębie tego stawu, ale co wydaje się być najważniejsze – wzmiankowane wartości kątowe notowane w obu kończynach dolnych stały się zbliżone do siebie. Wydaje się uprawnionym twierdzenie, iż dwie ortozy skuteczniej symetryzują staw skokowy, szczególnie w płaszczyźnie poprzecznej.

Wyniki własne, opisane powyżej, w części dotyczącej wyższych stawów kończyny dolnej (biodrowego i kolanowego), znalazły swoje oparcie w danych Lidbecka i wsp. (2014). Ten zespół badaczy raportował, iż podczas założenia dwóch ortez u pacjentów z diplegią MPD, zmniejszyło się zgięcie w stawach biodrowych (średnio o 10 stopni) oraz w kolanowych (o 2 stopnie) w stosunku do stania bez ortez. Równocześnie jednak, cytowani

badacze, nie odnotowali istotnych zmian w obrębie stawu skokowego w płaszczyźnie strzałkowej, w pozycji stojącej bez ortez i w ortezach. Obserwacja ta stoi w opozycji do badań własnych i jest nieco zaskakująca – szczególnie, iż ortozy AFO, z uwagi na swoją konstrukcję, winny w pierwszej kolejności wykazywać swój wpływ na staw goleniowo-skokowy. Niewykluczone, iż wzmiankowana odrębność wyników jest efektem doboru grupy do badań, ale co istotne, i co należy podkreślić, to potwierdzenie faktu mechanicznego oddziaływania zaopatrzenia ortopedycznego w obrębie stawu skokowego na wyższe piętra łańcucha biokinematycznego kończyny dolnej, zarówno gdy ma on charakter zamknięty (postawa stojąca) jak i otwarty (np. wymach podczas chodu). Pohl i Mehrholz (2006) oceniali wpływ jednej ortozy AFO na wartości kątowe poszczególnych stawów kończyny dolnej w pozycji statycznej oraz parametry czasowo-przestrzenne podczas chodu u pacjentów neurologicznych z niedowładem połowicznym. Pomimo nieco odmiennej grupy badawczej w stosunku do niniejszych badań, ze względu na jednostkę chorobową, schemat usprawniania ruchowego był bardzo podobny i skupiał się na osiągnięciu jak największej symetrii postawy ciała. Autorzy powyższych badań, uzyskali w swoich pomiarach istotną jej poprawę w obrębie kończyn dolnych po założeniu ortozy AFO oraz dodatkowo zaobserwowali znaczącą poprawę obciążenia kończyny objętej niedowładem. Opierając się na tych przesłankach (w niniejszych badaniach nie rejestrowano dynamicznych wskaźników w statycznych i dynamicznych warunkach) można z pewną ostrożnością wnioskować o szerszym niż tylko kinematyczne, oddziaływaniu ortez AFO. Spostrzeżenia (Pohl i Mehrholz 2006) o integralności obuwia z ortezą podczas chodu i konieczności stosowania ortez AFO wraz z indywidualnie dobranym obuwiem, stanowiły podstawę metodycznych założeń niniejszej rozprawy.

Bahar-Ozdemir i wsp. (2021) również wykazali pozytywny wpływ stosowania ortez AFO u dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia w ocenie równowagi statycznej. Wyniki pokazały jej znaczącą poprawę w stosunku do stania bez tego rodzaju zaopatrzenia. Korzystny wpływ zaopatrzenia ortopedycznego, mogą tłumaczyć badania Chow (2022). Przedstawiono w nich rozkład ciężaru na stronie podeszwowej prawej i lewej stopy, u 45 studentów z hemiplegią mózgowego porażenia dziecięcego. Po dokonaniu analizy porównawczej badanych wskaźników autor zaobserwował iż, studenci z MPD wykazywali obniżenie łuku podłużnego stopy po stronie porażonej, a ciężar ich ciała był przesunięty w kierunku strony nieporażonej. Po stronie nieporażonej obciążano zarówno przodostopie i tyłostopie, natomiast po stronie porażonej obciążenie było wywierane tylko na przodostopie. Zatem stosowanie ortez AFO na obie kończyny dolne u pacjentów

z hemiplegią może przyczyniać się do zmiany położenia środka ciężkości ciała, skutkując poprawą stabilności, poprzez równomierne obciążanie prawej i lewej kończyny dolnej.

Zasadniczym elementem, niniejszej dysertacji, była ocena parametrów kinematycznych chodu u dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia. Wyniki pomiarów ukazały istotny wzrost prędkości chodu po założeniu ortez u pacjentów w gr. 2 i 3, jednak prędkość ta nie była większa od wyników uzyskanych w gr.1. Wyniki w grupie drugiej i trzeciej, gdy badani nie mieli założonych ortez, znajdowały się poniżej normy, gdy ortezy zostały założone to wyniki plasowały się w przedziale świadczącym o normie. Jagadamma i wsp. (2014) w swoim systematycznym przeglądzie piśmiennictwa, po przeanalizowaniu 10 artykułów naukowych, postawili wnioski, iż zastosowanie ortez AFO u pacjentów z hemiplegią wpływa na wzrost prędkości chodu. Identyczne wnioski wynikają z podobnej analizy piśmiennictwa dokonanej przez Aboutorabiego i wsp. (2017). W tej pracy również raportowano istotny wzrost prędkości chodu po założeniu ortez podudziowych AFO, jak również i DAFO (z ruchomym stawem skokowym). Nietrudno wykazać, że wyniki własne, w odniesieniu do prędkości chodu notowanej u pacjentów MPD, znajdują oparcie w dostępnym piśmiennictwie.

Pacjenci z hemiplegią MPD są grupą pacjentów bardzo wysoko funkcjonującą motorycznie, o czym w pewnym stopniu świadczą również, bliskie normatywnym, wartości prędkości chodu. Stąd uzyskiwane w tym obszarze wyniki nie ulegają znacznym zmianom, szczególnie w warunkach chodu naturalnego, realizowanego z swobodną, bezpieczną i wygodną prędkością. W tym świetle, warto wspomnieć interesującą zależność wyartykułowaną w pracy Kocak i wsp. (2020). Zaobserwowano w nich, że wykonywanie przez dzieci z hemiplegią, działań wielozadaniowych zmniejsza prędkość chodu, długość kroków oraz ich częstotliwość. Dlatego też, podczas przeprowadzania analizy chodu wydaje się zasadnym zwrócenie uwagi na warunki panujące w pomieszczeniu badawczym takie jak: liczba osób, bodźce akustyczne, ilość komend słownych, które mogą zaważyć na jakości badań. Niewykluczone, iż wnioski Kocak i wsp. (2020) mogą stanowić podstawę różnic prędkości notowanych w badaniach lokomocji dzieci z MPD.

Statystyczna analiza wyników badań własnych, wykazała tendencję zwiększania długości kroków oraz istotne zwiększenie długości cyklu chodu, jedynie w 3 grupie pacjentów po założeniu dwóch ortez AFO. Poza tym, średnia długość cyklu chodu u dzieci z grupy pierwszej mieściła się w normie, natomiast w przypadku grup drugiej i trzeciej, gdy badani nie mieli założonych ortez lokowała się poniżej normy. W sytuacji, gdy ortezy były założone (gr. 2 i 3), prędkość swobodnego chodu badanych plasowała się w przedziale

normatywnym. Dodatkowo, stwierdzono tendencję wyrównania wartości długości kroków dla strony porażonej i nieporażonej (P i NP.), co świadczy o trybie podążania w kierunku symetryzacji chodu. Może to stanowić kolejny argument przemawiający za słusnością stosowania w praktyce klinicznej dwóch ortez u pacjentów z hemiplegią. Wyniki własne znalazły swoje oparcie, między innymi w badaniach Hayeka i wsp. (2007) którzy zaobserwowali wzrost długości kroku o 11,7% za równo po stronie porażonej i nieporażonej, po założeniu ortez AFO u 18 pacjentów z hemiplegią MPD. Badania własne dowiodły, iż w chodzie dzieci z hemiplegią MPD (grupy ortezowane), poza zwiększeniem długości kroków istotnie zwiększyła się również ich szerokość. Niewątpliwie można łączyć to zjawisko ze zwiększeniem bezpieczeństwa lokomocji. Jak wiadomo, zwiększając obszar podparcia minimalizowane jest ryzyko wypadnięcia pionowego rzutu środka ciężkości poza ten obszar. W konsekwencji chód (również postawa) są mniej narażone na negatywne skutki mechanicznych zakłóceń. Podobne w swoim wydźwięku wydają się być wyniki Leonard i wsp. (2021). Zespół ten dowiódł jakościowo lepszej stabilności postawy ciała oraz mniejszych wychyleń środka ciężkości podczas chodu dzięki szerokiej „płaszczyźnie podparcia” u pacjentów neurologicznych. Oczywiście, nie można wykluczyć że na wyższe wartości szerokości kroków może mieć wpływ konstrukcja ortezy oraz dopasowanego doń obuwia pacjenta, co również stwierdza w swoich badaniach Melanda i wsp. 2020.

Uzyskane wyniki pracy własnej pokazały, że czas trwania fazy kontaktu stopy z podłożem, podczas chodu bez ortez we wszystkich badanych grupach, był istotnie dłuższy po stronie nieporażonej, zarówno w ujęciu bezwzględnym (wyrażanym w sekundach), jak i względnym (wyrażanych w procentach czasu cyklu). Po założeniu ortez (gr. 2 i 3), bezwzględny czas trwania fazy kontaktu, po stronie porażonej wydłużył się (średnio o 5%). Założenie ortez sprzyjało większej symetryczności chodu, przy czym ta korzystna obserwacja był wyraźniejsza w odniesieniu do pacjentów poruszających się w dwóch ortezach. Warto dodać, że wzajemne proporcje faz kontaktu oraz przenoszenia w grupie pacjentów noszących dwie ortezы zbliżały się w kierunku tzw. „złoty” proporcji chodu (60% do 40%). Tendencję taką potwierdzają w swoich badaniach m.in. Hayek i wsp. (2007) oraz Schweizer i wsp. (2014).

Jak wiadomo, stosowanie ortez AFO u pacjentów z MPD ma na celu poprawę funkcji motorycznych, zmniejszenie spastyczności, zapobieganie rozwojowi przykurczów i szeroko rozumianych deformacji (Kerkum i wsp. 2015). Szttywne ortezы AFO zapewniają maksymalną ochronę stawu skokowego, jednak ograniczają tym samym jego zgięcie grzbietowe i podeszwowe podczas chodu, czego dowiedli w swoich badaniach Bahar-

Ozdemir i wsp. (2021). Wyniki własne również wykazały istotne zmniejszenie zakresu ruchu w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej, po założeniu ortezy. Zmiana ta, w gr.2 po stronie porażonej wyniosła średnio 6 stopni. Gdy pacjenci zaopatrzeni byli w dwie ortezy (gr. 3) zakres ten również zmniejszył się średnio o podobną wartość, zarówno po stronie porażonej, jak i nieporażonej. Opisane spostrzeżenie, znalazło oparcie w badaniach Liu i wsp. (2018), którzy obserwowali długoterminowy wpływ ortezy AFO na zakres ruchu w stawie skokowym u 23 dzieci z MPD. Ich wyniki ukazały, iż po stosowaniu (średnio 18 miesięcy) ortez podudziowych doszło do zmniejszenia zakresu ruchu w stawie skokowym średnio o 6 stopni. Niewykluczone, iż konsekwencją kinematycznych zmian w obrębie stawu skokowego są korzystne zmiany na wyższych piętrach łańcucha kinematycznego, jaki tworzy kończyna dolna, o czym mowa była już wcześniej. Delafontaine i wsp. (2017) uznali, iż stosowanie sztywnych ortez AFO oprócz zmniejszenia zakresu ruchu w stawie skokowym, obniża aktywność mięśnia płaszczkowatego oraz piszczelowego przedniego podczas rozpoczęcia chodu. Omawiając wyniki zmian wartości kątowych w stawie skokowym u dzieci z hemiplegią MPD, podczas ich swobodnego chodu, warto także uwypuklić, iż zarówno w jego całym cyklu, jak i poszczególnych fazach (kontaktu i przenoszenia), w grupie drugiej (z jedną założoną ortezą) różnica pomiędzy wartościami notowanymi po stronie porażonej oraz nieporażonej, były znacznie wyższe niż w przypadku grupy trzeciej (dzieci z dwoma ortezami). Taka obserwacja po raz kolejny zdaje się potwierdzać sugestię o większej symetrii chodu w grupie pacjentów z dwoma ortezami w porównaniu do pacjentów noszących jedną ortezę.

Niniejsze wyniki ukazały również wpływ ortezy AFO na zakres ruchu w stawie kolanowym i biodrowym. Odnotowano wzrost wartości średnio o 5 stopni w wyżej wymienionych stawach w cyklu chodu oraz jego fazach. Wyniki własne, znalazły swoje oparcie w danych Jagadamma i wsp. (2014), którzy również po przeprowadzeniu 8 dzieci z MPD (typ hemiplegia i diplegia), uzyskali wzrost zakresu ruchu w obrębie stawu kolanowego i biodrowego średnio o 3-5 stopni, po założeniu ortez AFO. Również w obrębie miednicy, wyniki własne, ukazały wzrost zakresu ruchu o 2-3 stopnie, po założeniu ortez AFO w 2 i 3 grupie badanych.

Uzupełnieniem całościowego badania chodu bywa również ocena jego wydajności. U pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym obserwuje się około trzykrotnie większy wydatek energetyczny podczas chodu w porównaniu z prawidłowo rozwijającymi się rówieśnikami (Gąsior i wsp. 2014). Istnieją badania, w których analizowano potencjalne czynniki mogące wpływać na wartość wydatku energetycznego chodu u pacjentów z MPD.



Wyniki Ballaz i wsp. (2010) sugerują, że na większe zużycie energii przez pacjenta, wpływają zmniejszone wartości zakresu ruchu w stawach skokowym i kolanowym oraz zmniejszona siła mięśniowa grupy mięśni kulszowo-goleniowych i/lub mięśnia czworogłowego uda. Wnioski te uzupełniają Goh i wsp. (2006) dowodzący, iż wpływ na koszt lokomocji takich pacjentów ma spastyczność ich mięśni, wyrażona w skali Ashworth. Ponadto wykazano, że zwiększenie masy ciała o 10% poprzez dodanie obciążenia w warunkach laboratoryjnych, powoduje wzrost wartości wydatku energetycznego o 20% (Plasschaert i wsp. 2008). Zaczęto również poszukiwać prostych, wygodnych i ekonomicznych metod oceny wydatku energetycznego w grupie pacjentów z MPD. Przyjmując liniową zależność między ilością pobieranego tlenu, a częstością akcji serca podczas wysiłku wprowadzono wskaźniki do oceny wydatku energetycznego chodu oparte na pomiarze tętna, do których należy zaliczyć między innymi wskaźnik EEI (Energy Expenditure Index) (Gąsior i wsp. 2014). Do jego obliczenia, używana jest ta sama formuła, która została zaprezentowana w literaturze po raz pierwszy w 1981 r. przez Mac Gregora do obliczenia wskaźnika kosztu fizjologicznego chodu – PCI (Physiological Cost Index). Formuła zawiera wartości tętna spoczynkowego oraz notowanego podczas chodu i prędkość chodu, a zwiększenie wartości każdej z tych zmiennych prowadzi do zwiększenia kosztu lokmocji. W literaturze dotyczącej wydatku energetycznego chodu u pacjentów z MPD wymiennie używa się tożsamyh nazw wskaźników EEI oraz PCI. Wyniki badań (m.in. Bratteby i wsp. 2011) potwierdziły rzetelność i powtarzalność wskaźników EEI/PCI jako narzędzia służącego do oceny wydatku energetycznego chodu u pacjentów z MPD. Przeszukaniem medycznych baz danych zajęli się Gąsior i wsp. (2014) zidentyfikowali 11 publikacji, w których dokonano oceny wpływu różnych form interwencji medycznej lub fizjoterapeutycznej na wartość wskaźnika wydatku energetycznego chodu u dzieci z mózgowym porażeniem. Jedną z nich była praca Mossberga i wsp. (1990), którzy zajęli się oceną wydatku energetycznego porównując chód w i bez ortez AFO. Wyniki tych autorów pokazały, iż zastosowanie ortez spowodowało spadek wydatku energetycznego o 11% w stosunku do chodu bez ortez. Dzięki zastosowaniu ortez, zwiększył się zakres ruchu w stawach kończyn dolnych, poprawiła się stabilność chodu, co wpłynęło na angażowanie mniejszej ilości grup mięśniowych i tym samym zminimalizowanie wydatku energetycznego. Mimo, iż w niniejszej pracy nie zajmowano się oceną wydatku energetycznego chodu, to jednak jej wyniki można w pewien sposób powiązać z omawianym zagadnieniem. Od połowy lat 50-tych ubiegłego wieku w literaturze przedmiotu funkcjonuje pojęcie determinantów chodu (Saunders i wsp. 1953). Ich istnienie

łączy się z kosztem lokomocji (chodu). Brak jakiegokolwiek z nich lub deficyt w jego obrazie skutkują natychmiastowym wzrostem kosztu lokomocji. Pośród sześciu determinantów są takie, które opisują właściwy, naturalny przebieg ruchu w obrębie stawów kolanowych i skokowych (skutkujący funkcjonalnym skróceniem kończyny dolnej podczas lokomocji) oraz miednicy. Łatwo dowieść, że stwierdzona w badaniach funkcjonalna poprawa obrazu ruchu tych segmentów musi skutkować zmniejszeniem energetycznego kosztu chodu u dzieci z MPD. Oczywiście jedyną możliwością weryfikacji takiej tezy mogłyby być badania chodu w takiej grupie pacjentów, które poza analizą kinematyczną pozwolą wyznaczyć wartości wskaźnika EEI. Dzięki takiej ilości danych, badania dotyczące chodu u dzieci z mózgowym porażeniem stałyby się bardziej komplementarne oraz pozwoliłyby lepiej poznać możliwości i potrzeby pacjenta.

Pomimo ciągłego rozwoju medycyny i dostarczaniu coraz to nowszych dowodów naukowych na temat mózgowego porażenia dziecięcego, duża indywidualność jednostki chorobowej, stwarza trudności w doborze jednolitej grupy badawczej, co przekłada się na wyraźne ograniczenia stosowalności uzyskanych wyników. Niniejsze badania miały na celu lukę tę wypełnić, a globalność obserwacji i artykułowanych na ich podstawie wniosków dać podstawy do praktycznych wskazań terapeutycznych. Badania pokazały, iż we względnie łatwy sposób można dokonać oceny symetryczności postawy ciała oraz chodu, która jest tak ważna w terapii z pacjentem hemiplegicznym, a jednocześnie bywa pomijana w tej grupie pacjentów. Tego rodzaju zaniechanie w środowisku osób pracujących z pacjentami z mózgowym porażeniem dziecięcym winno być minimalizowane. Szczególnie, iż korzystny wpływ fizjoterapii na poprawę funkcji ruchowej pacjentów z MPD jest niepodważalny. Opisywana w pracy kwestia doboru prawidłowego zaopatrzenia ortopedycznego oraz znaczenie integralności funkcjonalnej obuwia z ortezą, pokazała istotny wpływ na poprawę wskaźników kinematycznych chodu. Obserwacja ta ma swoje znaczenie dla zasadności łączenia wysiłków fizjoterapeuty i techników przygotowujących ortezy. W takim, „holistycznym” świetle zagadnienia, kluczowe staje się więc upowszechnianie i łatwa dostępność obiektywnych metod oceny interwencji medycznych i fizjoterapeutycznych.

## 5. WNIOSKI

Statystyczna analiza danych pomiarowych oraz konfrontacja wyników własnych z danymi z dostępnego piśmiennictwa pozwoliły na sformułowanie następujących wniosków:

1. Zastosowanie ortez AFO (jednej bądź dwóch) u dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia, wpłynęło korzystnie na zmiany kątowe w stawach kolanowych i biodrowych, zarówno w pozycji statycznej, jak i podczas chodu.
2. Zastosowanie ortez AFO u dzieci z hemiplegią MPD, wpłynęło korzystnie na zmiany kątowe w stawach skokowych, szczególnie w odniesieniu do pozycji statycznej.
3. Ortezy AFO, wykorzystywane u dzieci z hemiplegią MPD, oddziałują nie tylko na staw bezpośrednio przez nie zaopatrywany, ale również na inne stawy kończyn dolnych oraz miednicę, zarówno w pozycji statycznej, jak i podczas chodu.
4. Zastosowanie ortez AFO (jednej bądź dwóch) wpłynęło na zwiększenie prędkości chodu oraz długości jego cykli, co świadczy o poprawie sprawności lokomocyjnej dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia.
5. Zastosowanie ortez AFO (jednej bądź dwóch) wpłynęło na zwiększenie szerokości kroków, co bezpośrednio wpływa na bezpieczeństwo pacjentów z hemiplegią MPD podczas lokomocji.
6. W przypadku głównych kinematycznych wskaźników chodu (średnia prędkość, długość cyklu, proporcje faz) wyniki pacjentów ortezowanych jednostronnie i dwustronnie mieściły się w normie.
7. Zastosowanie ortez AFO wpłynęło na poprawę symetryczności ruchów lokomocyjnych kończyn dolnych podczas chodu, przy czym zmiany te były wyraźniejsze u dzieci z hemiplegią MPD, ortezowanych dwustronnie.

## BIBLIOGRAFIA

1. Aboutorabi A., Arazpour M., Ahmadi Bani M., Saeedi H., Head J.: Efficacy of ankle foot orthoses types on walking in children with cerebral palsy: A systematic review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2017; 393–402.
2. Armand S., Decoulon G., Bonnefoy-Mazure A.: Gait analysis in children with cerebral palsy. *Pediatrics* 2016.
3. Bahar-Özdemir Y., Ünal-Ulutatar C., Karali-Bingül D., Karadag-Saygı E.: Efficacy of foot-ankle orthosis on balance for children with hemiplegic cerebral palsy: An observational study. *Turkish Journal Physiology Medical* 2021; 67(3):336-343. Doi: 10.5606/tftrd.2021.5175.
4. Balaban B., Yasar E., Dal U., Yazicioglu K., Mohur H., Kalyon TA.: The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disabil Rehabil.* 2007, 29(2):139-44.
5. Ballaz L., Plamondon S., Lemay M.: Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Clinics Biomechanic* 2010; 25: 944–948.
6. Bih -Jen H., Freeman M., Fong-Chin S.: The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture* 2009, 29: 465–470.
7. Bober T., Bugajski A.: Chód naturalny i niektóre aspekty chodu patologicznego, *Fizjot. Pol.* 4, 2006.
8. Bonikowski M., Delgado MR., Tilton A., Russman B., Benavides O., Dąbrowski E., Dursun N., Gormley M., Maciąg-Tymecka I.: Botulinum toxin A for Equinus Foot Deformity in Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Trial. *Pediatrics.* 2016.
9. Borkowska M., Derulska I, Barańska H., Kułakowska Z, Schmidt H., Skórzak B., Wagh K., Dziecko z niepełnosprawnością ruchową, Warszawa 2012.
10. Bratteby Tollerz L.U., Olsson R.M., Forslund A.H., et al.: Reliability of energy cost calculations in children with cerebral palsy, cystic fibrosis and healthy controls. *Acta Paediatr* 2011; 100: 1616–1620.
11. Buckon, C. E., Thomas, S. S., Jakobson-Huston S., Moor M., Sussman, M., Aiona M.: Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2001.

12. Chang, F. M., Seidl A. J., Muthusamy K., Meininger A. K., Carollo J.: Effectiveness of instrumented gait analysis in children with cerebral palsy - Comparison of outcomes. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 2006, 26 (5) pp.612-616.
13. Chorna OD, Guzzetta A, Maitre NL. Vision assessments and interventions for infants 0-2 years at high risk for cerebral palsy: a systematic review. *Pediatr Neurol.* 2017;76:3–13.
14. Chow T.: Traceable Features of Static Plantar Pressure Characteristics and Foot Postures in College Students with Hemiplegic Cerebral Palsy. *Journal Pers Med.* 2022; 4;12(3):394. Doi: 10.3390/jpm12030394.
15. Christiansen A. S., Lange C.: Intermittent versus continuous physiotherapy in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2008, 50 (4) pp.290-293.
16. Cioni G., Ferrari A.: *The Spastic Forms of Cerebral Palsy.* Springer 2010.
17. Cohen, J., Cohen P., West S. G., AikenL. S.: *Applied multiple regression/correlation analysis for the behavioral sciences.* Third Edition. Routledge: New York 2003.
18. Cohen, J.: *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Hillsdale. NJ: Erlbaum; 1988.
19. Cook T., Cozzens B.: The effects of heel height and ankle foot orthosis configuration on weight line location: a demonstration of principles. *Orthotics Prosthet* 1976; 30 (4): 43–46.
20. Cranage S., Perraton L., Bowles K., Williams C.: The impact of shoe flexibility on gait, pressure and muscle activity of young children. A systematic review. *Journal Foot Ankle Res.* 2019, Nov 29;12:55.
21. Davis B.: Reflections on clinical gait analysis. *Electromyogr Kinesiol.* 2010, 7:251-257.
22. Delafontaine A., Gagey O., Colnaghi S., Do M., Honeine J.: Rigid Ankle Foot Orthosis Deteriorates Mediolateral Balance Control and Vertical Braking during Gait Initiation. *Front Hum Neuroscience.* 2017; 11: 214.
23. Domagalska-Szopa M., Szopa A., Czamara A.: Dependence of Gait Deviation on Weight-Bearing Asymmetry and Postural Instability in Children with Unilateral

- Cerebral Palsy. PLoS One. 2016; 11(10): e0165583. doi: 10.1371/journal.pone.0165583.
24. Dong V., Fong K., Chen Y., Tseng S., Wong L.: 'Remind-to-move' treatment versus constraint-induced movement therapy for children with hemiplegic cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2017, 59: 160–167.
  25. Dudek J., Chuchla M., Snela S., Szymczyk D., Drużbicki M.: Zaburzenia wzorca chodu u dzieci z mózgowym porażeniem. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego* 2009, 3, 317- 322.
  26. Dunn O. J.: Estimation of the Medians for Dependent Variables. *Annals of Mathematical Statistics* 1959; 30 (1): 192–197.
  27. Dunn, O. J.: Multiple Comparisons Among Means. *Journal of the American Statistical Association* 1961; 56 (293): 52–64.
  28. Eddison N., Chockalingam N.: The effect of tuning ankle foot orthoses–footwear combination on the gait parameters of children with cerebral palsy. *Prosthetics and Orthotics International* 2012; 37(2) 95–107.
  29. Engsberg JR., Ross SA., Olree KS., Park TS.: Ankle spasticity and strength in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurology*. 2000; 42(1):42–7.
  30. Fahey MC., Maclennan AH., Kretschmar D., Gecz J., Kruer MC.: The genetic basis of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurology* 2017;59(5):462–9.
  31. Fujita H., Fusagawa H., Nishibu H., Nosaka T., Matsuyama T., Iba K., Yamashita T.: Motion analysis and surgical results of anterior transfer of flexor hallucis longus for equinovarus gait in children with hemiplegia. *Journal Orthopedic* 2021; 26(3):441-447.
  32. Gage J., Michael H. Schwartz, Steven E. Koop, Tom F. Novacheck: *The Identification and treatment of Gait problems in Cerebral Palsy*, 2009.
  33. Galea C, McIntyre S, Smithers-Sheedy H, Reid SM, Gibson C, Delacy M i wsp. Trendy porażenia mózgowego w Australii (1995-2009): populacyjne badanie obserwacyjne. *Dev Med Child Neurol*. 2019; 61 (2): 186–93.
  34. Gaśior J., Jeleń P., Pawłowski M., Bonikowski M., Dąbrowski M.: Wpływ różnych form interwencji medycznej i fizjoterapeutycznej na wydatek energetyczny chodu

- wyrażony wskaźnikiem EEI (energy expenditure index) u pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym – przegląd piśmiennictwa. *Child Neurology* 2014, nr 47.
35. Gieysztor E., Kowal M., Paprocka-Borowicz M.: Gait Parameters in Healthy Preschool and School Children Assessed Using Wireless Inertial Sensor. *Sensors (Basel)* 2021 26;21(19):6423. doi: 10.3390/s21196423.
  36. Głowacka-Kwiecień A., Jochymczyk K., Jureczko P., Tajszerska D.: Analiza chodu dzieci zdrowych oraz z zaburzeniami neurologicznymi. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 2/2008.
  37. Goeman, J. J., Solari, A.: Multiple hypothesis testing in genomics. *Statistics in Medicine* 2014; 33 (11).
  38. Goh H.T., Thompson M., Huang W.B.: Relationships among measures of knee musculoskeletal impairments, gross motor function, and walking efficiency in children with cerebral palsy. *Pediatric Physiotherapy* 2006; 18: 253–261.
  39. Gulati S., Sondhi V.: Cerebral Palsy: An Overview. *Indian Journal Pediatric* 2018 Nov;85(11):1006-1016.
  40. Harlaar J., Brehm M., Becher J., Bregman D., Buurke J., Holtkamp F., Nollet F.: Studies examining the efficacy of Ankle Foot Orthoses should report activity level and mechanical evidence. *Prosthetics and Orthotics International* 2010, 34(3): 327–335.
  41. Hayek S., Hemo Y., Chamis S., Bat R., Segev E., Wientroub S.: The effect of community-prescribed ankle-foot orthoses on gait parameters in children with spastic cerebral palsy. *Children Orthopedic* 2007; pp. 325-332.
  42. Howard JJ., Soo B., Graham HK., Boyd RN., Reid S., Lanigan A.: Cerebral palsy in Victoria: Motor types, topography and gross motor function. *Pediatric Child Health* 2005; 41:479–83.
  43. <https://beatawnuk.pl/o-hemiplegii-prawie-wszystko/>
  44. Hyungwon L.: Effect of the Modulation of Optic Flow Speed on Gait Parameters in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy. *Journal of Physical Therapy Science* 2014, 26(1): 145–148.
  45. Jagadamma K., Coutts F., Mercer T., Herman J., Yirrell J., Forbes L.: Optimising the effects of rigid ankle foot orthoses on the gait of children with cerebral palsy (CP)-an exploratory trial. *Disability Rehabilitation Assist Technology* 2014; pp. 1-7.

46. Jason H., Walter H.: Skeletal Muscle in Cerebral Palsy: From Belly to Myofibril. *Front Neurology* 2021; 12: 620852.
47. Jaspers I., Byblow W., Feys H., Wenderoth N.: The Corticospinal Tract: A Biomarker to Categorize Upper Limb Functional Potential in Unilateral Cerebral Palsy. *Pediatrics* 2016.
48. Jochamczyk K., Głowacka-Kwiecień A., Jureczko P., Tejszerska D., Łosień T.: Analiza biomechaniczna chodu dzieci z zastosowaniem systemu BTS Smart. *Modelowanie Inżynierskie* 2009, 37: 147-154.
49. Kavi C., Owen E., Fiona J. Coutts, Herman J., Yirrell J., Thomas H. Mercer, Marietta L.: The effects of tuning an Ankle-Foot Orthosis Footwear Combination on kinematics and kinetics of the knee joint of an adult with hemiplegia. *Prosthetics and Orthotics International* 2010, 34(3): 270–276.
50. Kerkum Y., Buizer A., Noort J., Becher J., Harlaar J., Brehm M.: The Effects of Varying Ankle Foot Orthosis Stiffness on Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy Who Walk with Excessive Knee Flexion. *Clinical Trial* 2015; Nov 23;10(11):e0142878. doi: 10.1371/journal.pone.0142878.
51. Kesleman, H. J., Othman, A. R., Wilcox R. R.: Generalized Linear Model Analyses for Treatment Group Equality when Data are Non-Normal. *Journal of Modern Applied Statistical Methods* 2016: Vol. 15(1) , Article 4. DOI: 10.22237/jmasm/1462075380 .
52. Khandaker G., Muhit M., Karim T., Smithers-Sheedy H., Novak .I, Jones C.: Epidemiology of cerebral palsy in Bangladesh: a population-based surveillance study. *Dev Med Child Neurology* 2019; 61(5):601–9.
53. Kocak A., Yazar F., Cavlak U.: Effects of dual task on gait velocity and cadence in cerebral palsied children with spastic hemiparesis or diparesis. *Belgian Neurological Society* 2020.
54. Kraan C., Tan A., Cornish K.: The developmental dynamics of gait maturation with a focus on spatiotemporal measures. *Gait Posture* 2017, 51:208-217.
55. Krägeloh-Mann I., Cans C.: Cerebral palsy update. *Brain Dev* 2009, 31(7):537-44.
56. Krasowicz K.: Wpływ ortez kończyn dolnych na zmianę warunków biomechanicznych u pacjentów z Mózgowym Porażeniem Dziecięcym. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja Medsportpress* 2019; 5(6).
57. Kwolek A.; *Rehabilitacja medyczna*, Elsevier Urban and Partner, Wrocław 2003.



58. Leonard R., Sweeney J., Damiano D., Bjornson K., Ries J.: Effects of Orthoses on Standing Postural Control and Muscle Activity in Children With Cerebral Palsy. *Pediatr Phys Ther.* 2021 July 01; 33(3): 129–135. doi:10.1097/PEP.0000000000000802.
59. Levitt S.: *Rehabilitacja w porażeniu mózgowym i zaburzeniach ruchu.* Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2007.
60. Lidbeck C., Gutierrez-Farewik E., Broström E., Bartonek A.: Postural orientation during standing in children with bilateral cerebral palsy. *Pediatric Physiotherapy* 2014;26(2):223-9. doi: 10.1097/PEP.0000000000000025.
61. Liu X., Embrey D., Tassone C., Zvara K., Brandsma B., Lyon R., Tarima S., Thometz J.: Long-Term Effects of Orthoses Use on the Changes of Foot and Ankle Joint Motions of Children With Spastic Cerebral Palsy. 2018;10(3):269-275. doi: 10.1016/j.pmrj.2017.08.438.
62. Lucareli P., Oliveira M., Lucarelli J., Lucareli F.: Changes in joint kinematics in children with cerebral palsy while walking with and without a floor reaction ankle–foot orthosis. *Clinics* 2007; 62(1): 63-8.
63. Lucareli P., Lima M., Lucarelli J., Lima F.: Changes in joint kinematics in children with cerebral palsy while walking with and without a floor reaction ankle-foot orthosis. *Clinics (Sao Paulo)* 2007 Feb;62(1):63-8. doi: 10.1590/s1807-59322007000100010.
64. Mac Gregor J.: The evaluation of patient performance using long-term ambulatory monitoring technique in the domiciliary environment. *Physiotherapy* 1981; 67: 30–33.
65. Mathewson MA., Lieber RL.: Pathophysiology of muscle contractures in cerebral palsy. *Physology Medicine Rehabilitation Clinic* 2015; 26 (1):57–67.
66. Mc Ginley L., Dobson F., Ganeshalingam R., Shore J., Rutz E., Graham K.: Single-event multilevel surgery for children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* 2012, 54:117-28.
67. Melanda A., Pauleto A., Iucksch D., Cunha R., Smaili S.: Results of orthoses used on ambulatory patients with bilateral cerebral palsy. *Acta Ortopedica Brasileira* May-Jun 2020;28(3):137-141. doi: 10.1590/1413-785220202803228922.

68. Michlitsch G., Rethlefsen A., Kay M.: The contributions of anterior and posterior tibialis dysfunction to varus foot deformity in patients with cerebral palsy. *Bone Joint Surg* 2006, 88:1764-68.
69. Miles J., Shevlin M.: *Applying Regression and Correlation: A Guide for Students and Researchers*. Sage: London 2001.
70. Misako I., Yumi H.: Kinetic Relationships between the Hip and Ankle Joints during Gait in Children with Cerebral Palsy: A Pilot Study. *Journal of Physical Therapy Science* 2014, 26(5): 737–740.
71. Morris C., Doll H., Wainwright A., Davies N., Theologis T., Fitzpatrick R.: The Oxford Ankle Foot Questionnaire for Children: Review of development and potential applications. *Prosthetics and Orthotics International* 2010, 34(3): 238–244.
72. Mossberg K.A., Linton K.A., Friske K.: Ankle-foot orthoses: effect on energy expenditure of gait in spastic diplegic children. *Physio Med Rehabilitation* 1990; 71: 490–494.
73. Munar W., Hovmand P., Fleming C., Darmstadt G.: Scaling-up impact in perinatology through systems science: Bridging the collaboration and translational divides in cross-disciplinary research and public policy. *Seminarium Perinatology* 2015; 39(5):416-23.
74. Novak I., Morgan C., Fahey M., Finch-Edmondson M., Galea C., Hines A., Langdon K., Namara M., Paton M., Popat H., Shore B., Khamis A., Stanton E., Finemore O., Tricks A., Velde A., Dark L., Morton N., Badawi N.: State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic Review of Interventions for Preventing and Treating Children with Cerebral Palsy. *Current Neurology and Neuroscience Reports* 2020.
75. Owen E.: Paediatric Gait Analysis and Orthotic Management with AFO Footwear Combinations. *A Segmental Kinematic Approach to Rehabilitation*, Warsaw 14-16 November 2015.
76. Owen E.: The importance of being earnest about shank and thigh kinematics especially when using ankle-foot orthoses. *Prosthetics and Orthotics International*, 2010, 34(3): 254–269.
77. Ozge K., Esra G., Beyhan E., Ozlem O., Karadag S.: Evaluation of postural stability in children with hemiplegic cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science* 2016, 28(5): 1398–1402.

78. Pavao S., Santos A., Oliveira A., Rocha N.: Postural control during sit-to-stand movement and its relationship with upright position in children with hemiplegic spastic cerebral palsy and in typically developing children. *Physical Therapy* 2015; 19(1):18-25.
79. Perry J., Burnfield M.: *Gait analysis - normal and pathological function*. New Jersey 2010.
80. Perry J.: *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. 1992.
81. Piscitelli D., Ferrarello F., Ugolini A., Verola S., Pellicciari L.: Measurement properties of the Gross Motor Function Classification System, Gross Motor Function Classification System-Expanded & Revised, Manual Ability Classification System, and Communication Function Classification System in cerebral palsy: a systematic review with meta-analysis. *Developmental medicine & child neurology* 2021. DOI: 10.1111/dmcn.14910.
82. Plasschaert F., Jones K., Forward M.: The effect of simulating weight gain on the energy cost of walking in unimpaired children and children with cerebral palsy. *Physio Medical Rehabilitation* 2008; 89: 2302–2308.
83. Pohl M., Mehrholz J.: Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clinical Rehabilitation* 2006; 20(4):324-30. Doi: 10.1191/0269215506cr951oa.
84. Pourhosseingholi E., Farahmand B., Bagheri A., Kamali M., Saeb M.: Efficacy of different techniques of AFO construction for hemiplegia patients: A systematic review. *Medical Journal Islam* 2019; 33:50.
85. Pratt E., Durham S., Ewins D.: Normal databases for orthotic tuning in children. *Gait Posture* 2007; 26S: S92.
86. Rasmussen H., Pedersen N., Overgaard S., Hansen L.: Gait analysis for individually tailored interdisciplinary interventions in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Journal Pediatric* 2019.
87. Rasmussen H., Wisbech P., Søren O., Lars K., Dunkhase H., Petkov Y., Engell V., Baker R., and Holsgaard L.: The use of instrumented gait analysis for individually tailored interdisciplinary interventions in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial protocol. *BMC Pediatric* 2015; 15: 202.

88. Rethlefsen S., Hanson A., Ciccodicola E., Wren T., Kay R.: Variation in Functional Mobility Within Gross Motor Function Classification System Levels. *J Pediatr Orthop*. 2022 Apr 1;42(4):209-214. doi: 10.1097/BPO.0000000000002060.
89. Richard B., Alberto E., Maria B., Kaat D.: Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2016, 52(4):560-74.
90. Ries A.J., Schwartz M.H.: Ground reaction and solid ankle-foot orthoses are equivalent for the correction of crouch gait in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2018.
91. Rodda J., Graham H. K.: Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology* 2001.
92. Saunders J.B., Inman V.T., Eberhart H.D.: The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 1953 Jul;35-A(3):543-58.
93. Schwartz M., Rozumalski A.: The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture* 2008, 28:351-7.
94. Schweizer K., Brunner R., Romkes J.: Upper body movements in children with hemiplegic cerebral palsy walking with and without an ankle-foot orthosis. *Clinical Biomechanics* 2014, 387-394.
95. Sees P., Miller F.: Overview of foot deformity management in children with cerebral palsy. *Child Orthop*. 2013, 7:373-77.
96. Shepherd E., Salam R.A., Middleton P., Makrides M., McIntyre S., Badawi N.: Antenatal and intrapartum interventions for preventing cerebral palsy: an overview of Cochrane systematic reviews. *Paediatr Child Health*. 2017.
97. Sienkiewicz D., Kułak W., Bujalska A., Kurowska-Zawada B., Paszko-Patej G.: Skale funkcjonalne stosowane u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. *Neurologia Dziecięca* 2009, 18 (35): 73-77.
98. Steenbergen B., Craje C., Nilsen D., Gordon A.: Motor imagery training in hemiplegic cerebral palsy: a potentially useful therapeutic tool for rehabilitation. *Child Neurology* 2009.
99. Surana B., Ferre C., Dew A., Brandao M., Gordon A., Moreau N.: Effectiveness of Lower-Extremity Functional Training (LIFT) in Young Children With Unilateral Spastic Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation* 2019, 33(10):862-872.

100. Syczewska M., Lebedowski M., Kalinowska M., Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna.,rozd. Analiza chodu w praktyce klinicznej, 2004.
101. Thompson N. S., Taylor C., Mc Carthy R., Cosgrove P., Baker R.: Effect of a rigid ankle-foot orthosis on hamstring length in children with hemiplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2002, 44 (1): 51-57.
102. Vitrikas K., Dalton H., Breish D.: Cerebral Palsy: An Overview. *Am Fam Physician* 2020, 15;101(4):213-220
103. Von Walden F., Gantelius S., Liu C., Borgstrom H., Bjork L., Gremark O.: Muscle contractures in patients with cerebral palsy and acquired brain injury are associated with extracellular matrix expansion, pro-inflammatory gene expression, and reduced rRNA synthesis. *Muscle Nerve*. 2018; 58 (2):277–85.
104. Winter D.: *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley and Sons, 2009.
105. Winters TF., Gage JR., Hicks R.: Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg* 1987; Am 69: 437-41.
106. Wnuk B.: Cele terapii i model postępowania w mózgowym porażeniu dziecięcym. *Czasopismo przyjaciół* 2011, 4(29): 20-21.
107. Wojciechowska P., Starz A.: Zastosowanie ortez skokowo-goleniowych w zaburzeniach chodu dzieci z postacią spastyczną mózgowego porażenia. *Rehabilitacja w pediatrii* 6/2018 36-41.
108. Wren A., Gorton E., Ounpuu S., Tucker CA.: Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait Posture* 2011, 34:149-53.
109. [www.canchild.ca](http://www.canchild.ca)
110. Xin W., Yuexi W.: Gait analysis of children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Neural Regen Res*. 2012, 7(20): 1578–1584.
111. Zarrei M., Fehlings D., Mawjee K., Switzer L.: De novo and rare inherited copy-number variations in the hemiplegic form of cerebral palsy. *Genetic Med*. 2018; 20(2): 172–180. doi: 10.1038/gim.2017.83.

## ANEKS

### Formularz świadomej zgody pacjenta (rodzica, bądź opiekuna prawnego)

Niniejszym wyrażam zgodę na udział w projekcie badawczym mojego dziecka:

..... data urodzenia .....

(imię i nazwisko badanego)

.....

Data

.....

Podpis rodzica

(opiekuna prawnego)

### Oświadczenie o ochronie danych osobowych

Wyrażam zgodę na przetwarzanie danych osobowych mojego dziecka (ustawa z dn.29.08.1997r. o ochronie danych osobowych Dz.U.Nr 133 z 1997) w celach naukowych.

.....

Data

.....

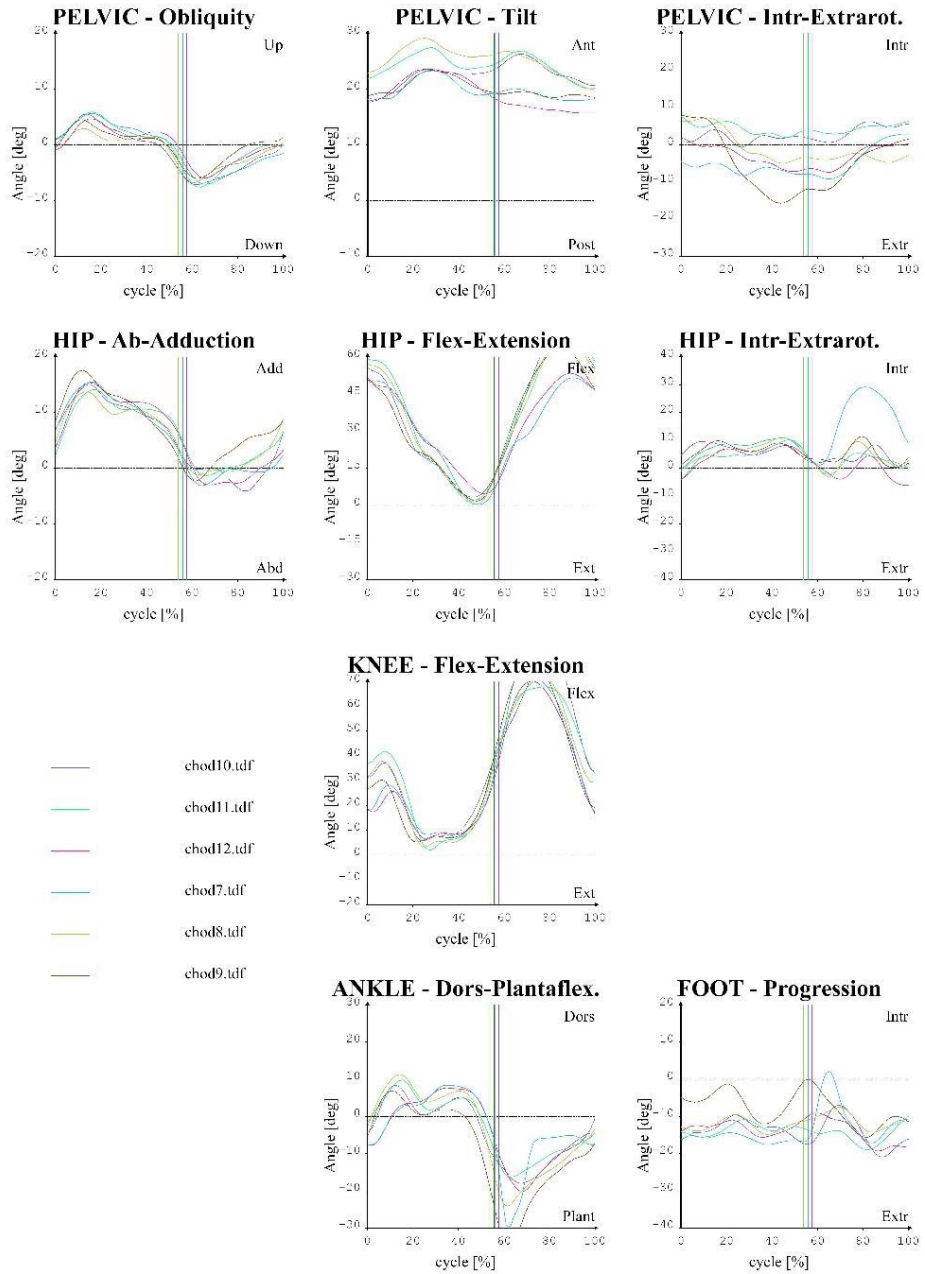
Podpis rodzica

(opiekuna prawnego)

telefon kontaktowy rodzica/ opiekuna prawnego: .....

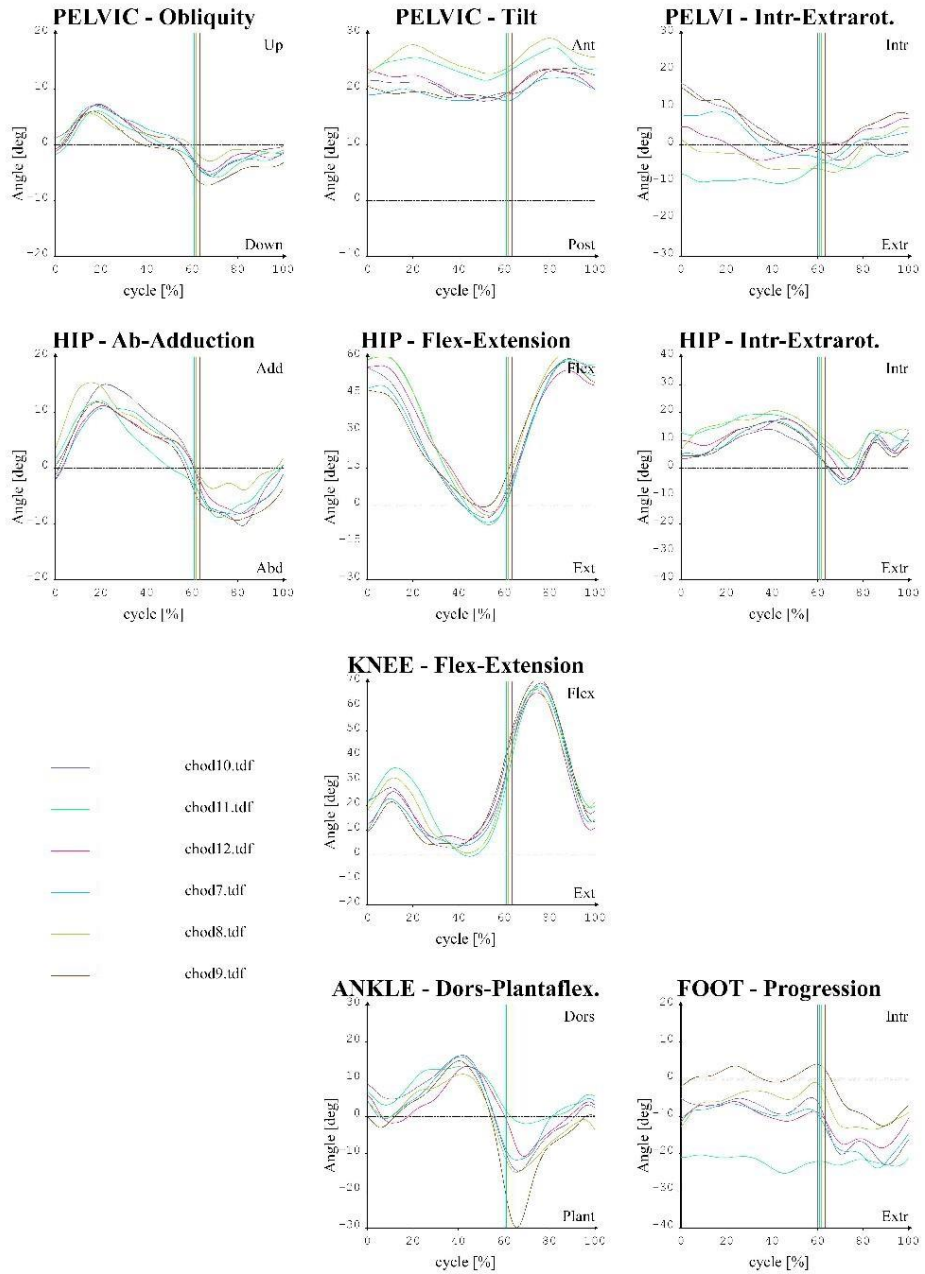


# RT Kinematics



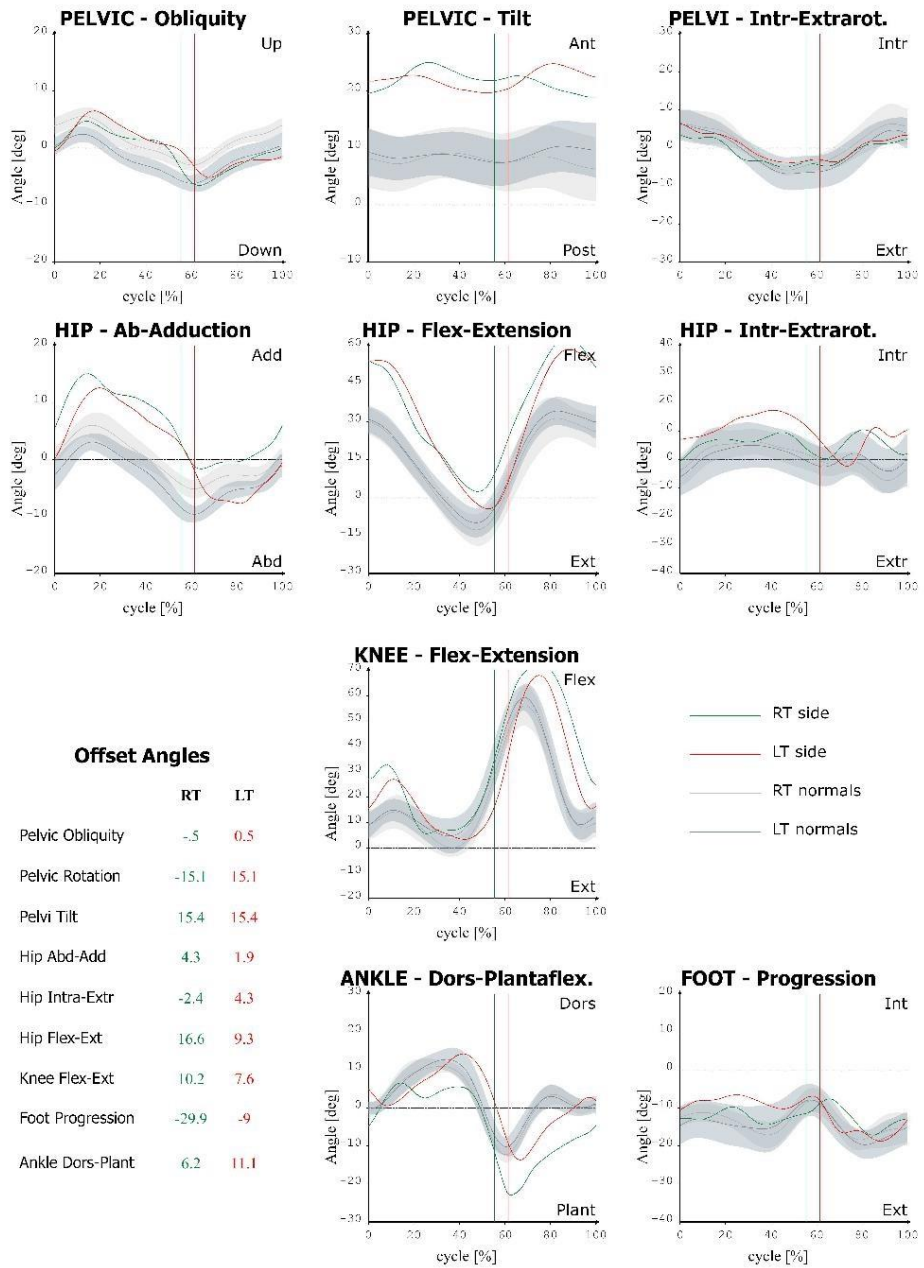


# LT Kinematics

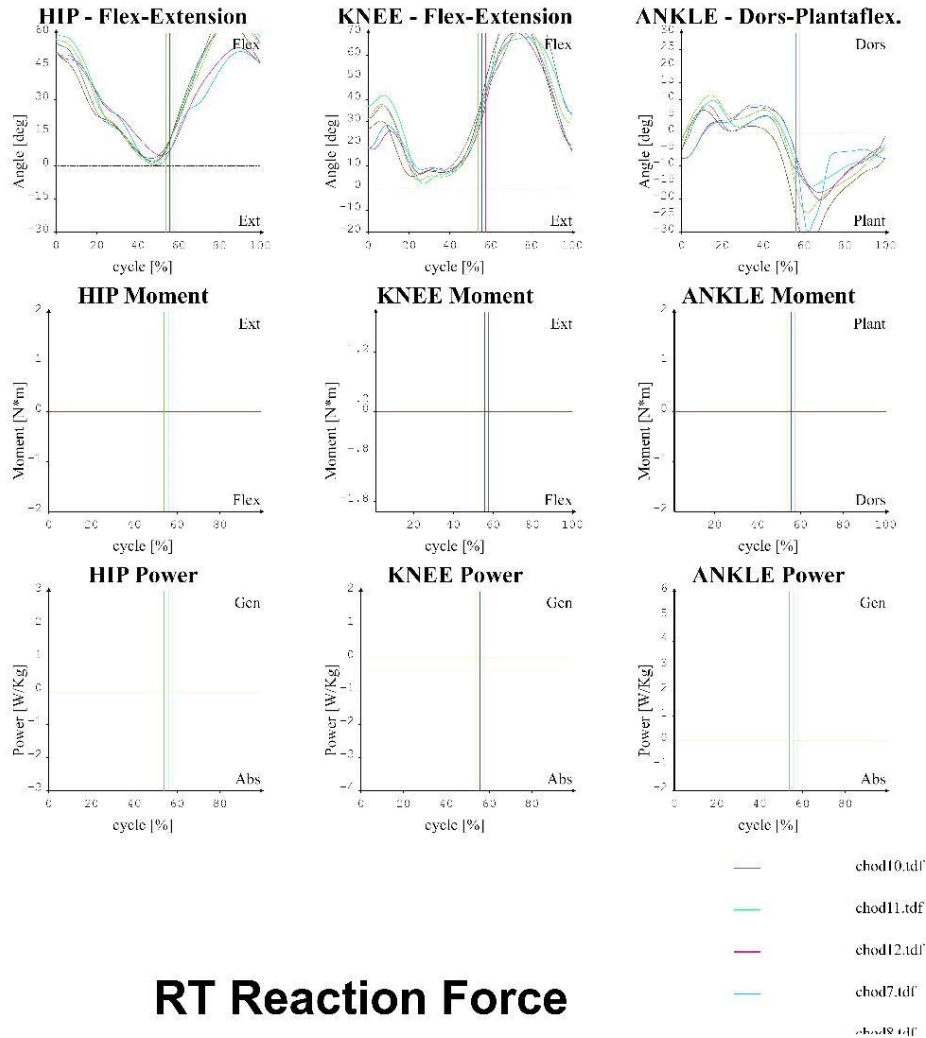


3

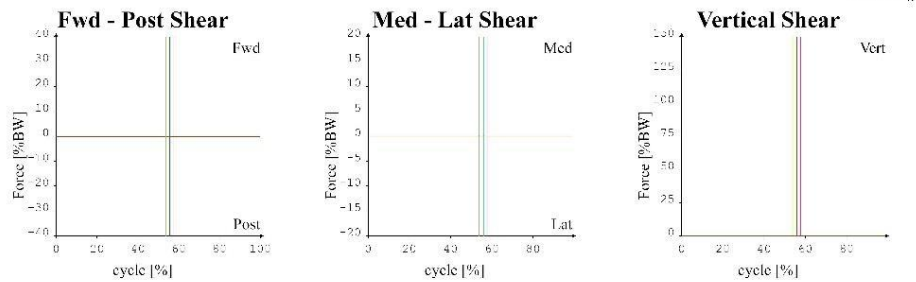
# MEAN Kinematics: RT vs LT



## RT Sagittal Kinetics

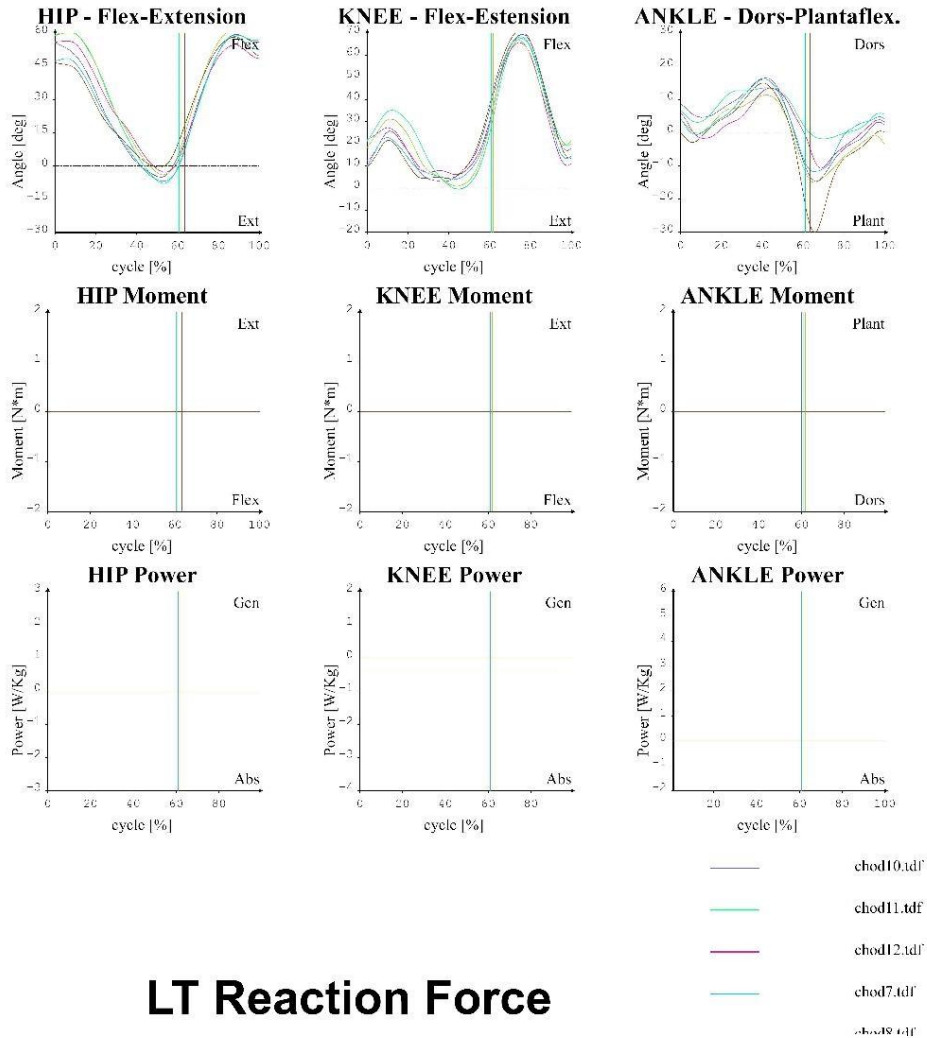


## RT Reaction Force

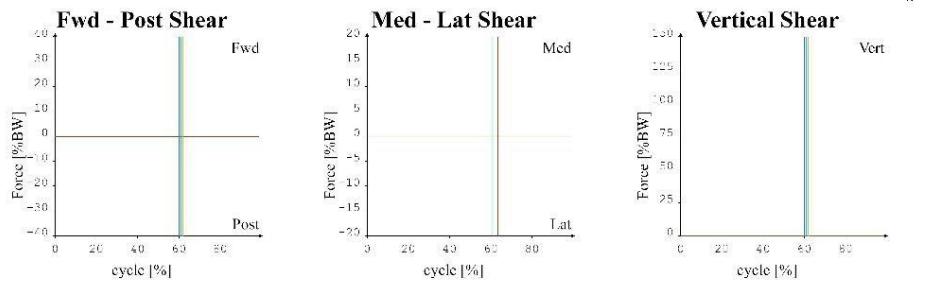


5

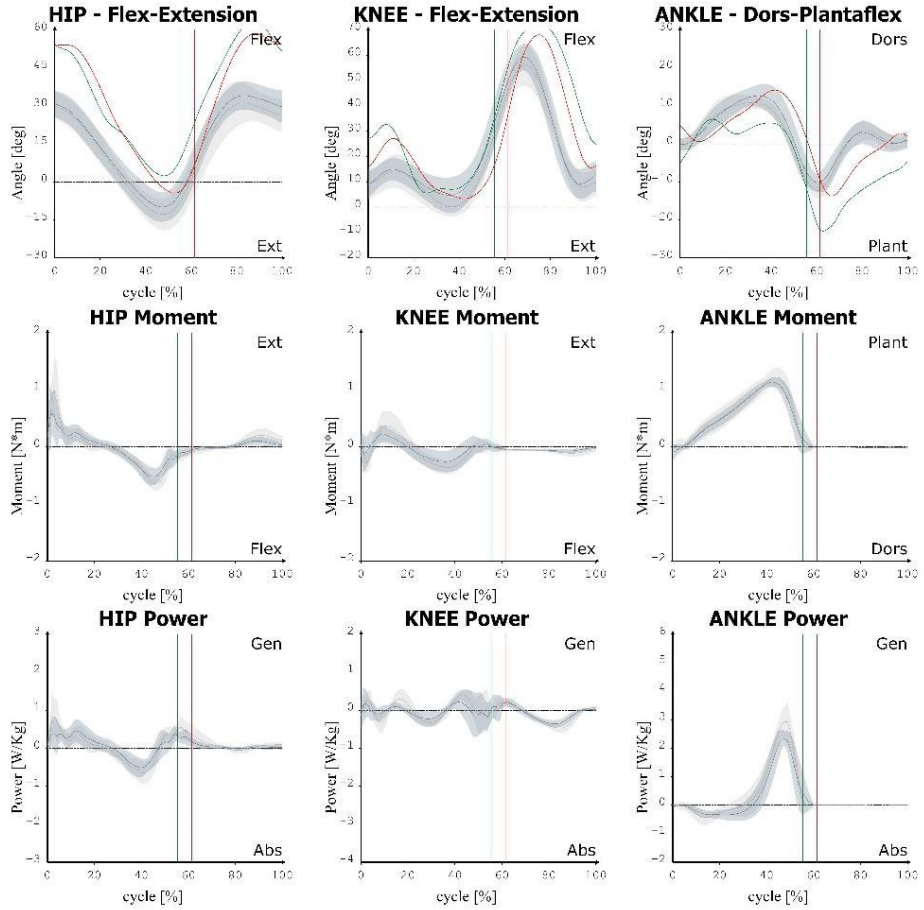
# LT Sagittal Kinetics



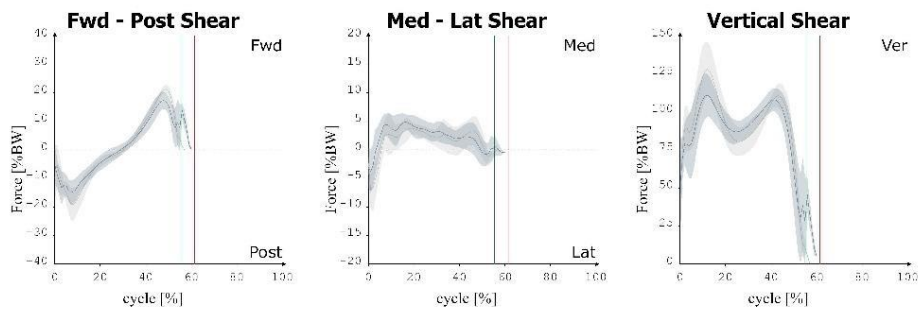
# LT Reaction Force



# MEAN Kinetics: RT vs LT

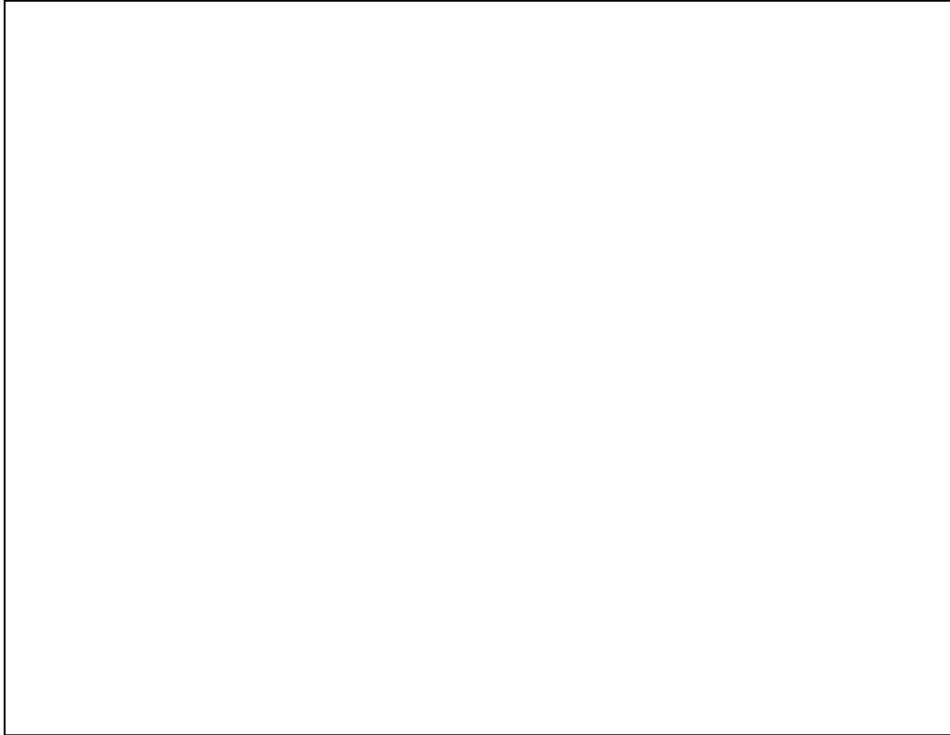


# Ground Reaction Force



7

## VIDEO



## NOTES

## STRESZCZENIE

**Tytuł:** Wpływ zastosowania ortez typu AFO na kinematykę chodu dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia dziecięcego.

**Wstęp:** Działania ortotyczne stanowią część ogólnego programu fizjoterapii ustalonego dla pacjentów z MPD. Orteza AFO jest elementem podtrzymującym i wydłużającym, efekty uzyskane podczas ćwiczeń. Głównym celem niniejszej pracy była rejestracja chodu u dzieci z hemiplegią oraz analiza kinematycznych wskaźników tego rodzaju lokomocji. Zmienne te zdecydowano się określić w trzech grupach młodych pacjentów: poruszających się bez zaopatrzenia ortopedycznego, używających na co dzień jednej ortozy podudziowej typu AFO po stronie porażonej oraz pośród dzieci z ortezami AFO wspomagającymi równocześnie obie kończyny dolne.

**Metodyka:** W badaniu udział wzięło 43 dzieci, które systematycznie uczęszczały 2 razy w tygodniu na indywidualne zajęcia z fizjoterapii. Spośród osób, których rodzice zadeklarowali chęć udziału w projekcie wyłoniono 3 grupy. Grupę 1 stanowiły dzieci, które na co dzień nie stosują żadnego zaopatrzenia ortopedycznego na kończyny dolne, grupę 2 stanowiły dzieci, stosujące na co dzień jedną ortezę AFO na stronę porażoną, grupę 3 stanowiły dzieci, która na co dzień stosują dwie ortozy AFO. U każdego pacjenta bezpośrednio przed rejestracją chodu dokonano pomiarów zapisu w pozycji statycznej. Główną część badań stanowiła rejestracja chodu (za pomocą systemu BTS SMART D-140 6 TVC) w oznaczonej przestrzeni pomiarowej w kilku wariantach.

**Wyniki:** Uzyskane wyniki odnosiły się do zmiennych kontowych charakteryzujących pozycję statyczną oraz chód, w grupach badanych dzieci. Uzyskano również szereg danych dotyczących parametrów czasowo-przestrzennych chodu.

**Wnioski:** Zastosowanie ortez AFO (jednej bądź dwóch) u dzieci z hemiplegią mózgowego porażenia, wpłynęło korzystnie na zmiany kątowe w poszczególnych stawach kończyn dolnych, zarówno w pozycji statycznej, jak i podczas chodu. Zastosowanie ortez AFO wpłynęło również na poprawę symetryczności ruchów lokomocyjnych kończyn dolnych podczas chodu, przy czym zmiany te były wyraźniejsze u dzieci z hemiplegią MPD, ortezowanych dwustronnie.

**Słowa kluczowe:** mózgowie porażenie dziecięce, hemiplegia, ortozy AFO, analiza chodu.

## SUMMARY

**Title:** Influence of the application of AFO type orthoses on the gait kinematics of children with hemiplegia of cerebral palsy.

**Introduction:** Orthotics are part of an overall physiotherapy program designed for patients with MPD. The AFO brace is a supporting and lengthening element, the effects obtained during exercises. The main purpose of this study was to record walking in children with hemiplegia and to analyze the kinematic indicators of this type of locomotion. It was decided to define these variables in three groups of young patients: those moving without orthopedic appliances, using one AFO shank on the paralyzed side every day, and among children with AFO orthoses supporting both lower limbs.

**Methods:** The study involved 43 children who systematically attended individual physiotherapy classes twice a week. From among people whose parents declared their willingness to participate in the project, 3 groups were selected. Group 1 consisted of children who do not use any orthopedic devices on the lower limbs on a daily basis, group 2 were children who use one AFO orthosis on a daily basis, group 3 were children who use two AFO orthoses on a daily basis. Directly before recording the gait, measurements of the recording in a static position were made in each patient. The main part of the research was the registration of gait (using the BTS SMART D-140 6 TVC system) in a marked measurement area in several variants.

**Results:** The obtained results related to the account variables characterizing the static position and gait in the groups of the examined children. A number of data on the temporal-spatial parameters of gait was also obtained.

**Conclusions:** The use of AFO orthoses (one or two) in children with hemiplegia of cerebral palsy had a positive effect on angular changes in individual joints of the lower limbs, both in a static position and while walking. The use of AFO orthoses also improved the symmetry of locomotor movements of the lower limbs while walking, and these changes were more pronounced in children with hemiplegia MPD who were orthoses bilaterally.

**Key words:** cerebral palsy, hemiplegia, AFO orthoses, gait analysis.