

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu  
Wydział Nauk o Zdrowiu

Joanna Dudek

Ocena chodu dzieci z mózgowym porażeniem z wykorzystaniem skali obserwacyjnej  
oraz optoelektronicznego systemu komputerowego

Rozprawa doktorska

Promotor: Prof. UR, dr hab. n. med. Sławomir Snela  
Instytut Fizjoterapii,  
Wydział Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego

Poznań 2012

## Spis treści

<b>1. WSTĘP</b> .....	4
1.1. Definicja, etiologia i epidemiologia schorzenia.....	5
1.2. Współcześnie stosowane klasyfikacje .....	8
1.3. Wczesna diagnostyka i kompleksowa ocena dziecka z podejrzeniem mózgowego porażenia.....	9
1.4. Funkcjonalne skale oceny rozwoju dziecka z mózgowym porażeniem .....	11
1.4.1. System klasyfikacji dużej motoryki Gross Motor Function Classification Scale (GMFCS).....	14
1.4.2. Skala Gross Motor Function Measure (GMFM) .....	15
1.4.3. Skala Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI) .....	16
1.5. Rozwój lokomocji człowieka.....	17
<b>1.6. Analiza chodu</b> .....	18
1.6.1. Rys historyczny .....	18
1.6.2. Wzorzec chodu prawidłowego .....	21
1.6.3. Cykl chodu - terminologia .....	23
1.6.4. Parametry chodu.....	25
1.6.5. Zaburzenia chodu u dzieci z mózgowym porażeniem.....	30
1.6.6. Obserwacyjna analiza chodu.....	38
1.6.7. Ilościowe metody analizy chodu .....	39
1.6.8. Praktyczne zastosowanie ilościowej analizy chodu .....	41
<b>2. CEL PRACY</b> .....	42
<b>3. MATERIAŁ I METODA</b> .....	43
3.1. Charakterystyka badanej grupy .....	43
3.2. Metodyka badań .....	45
3.3. Metody statystyczne użyte w pracy.....	50
<b>4. WYNIKI</b> .....	51
4.1. Parametry kinematyczne-charakterystyka opisowa .....	51
4.2. Poziom GMFCS a wartości parametrów kinematycznych .....	72
4.3. Parametry kinematyczne a skala obserwacyjna .....	96

4.3.1. Charakterystyka ogólna wartości skali obserwacyjnej .....	96
4.3.2. Analiza korelacji parametrów kinematycznych i skali obserwacyjnej.....	98
4.5. Powtarzalność pomiarów obserwacyjnej analizy chodu.....	105
4.4.1. Badanie powtarzalności oceny kończyny dolnej prawej .....	105
4.4.2. Badanie powtarzalności oceny kończyny dolnej lewej .....	108
<b>5. OMÓWIENIE I DYSKUSJA WYNIKÓW.....</b>	<b>112</b>
<b>6. WNIOSKI .....</b>	<b>122</b>
<b>7. BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>123</b>
<b>8. STRESZCZENIE .....</b>	<b>132</b>
<b>9. ABSTRACT .....</b>	<b>135</b>

## 1. WSTĘP

Rozwój osobniczy człowieka jest procesem skomplikowanym i przebiega według genetycznie zdeterminowanego programu, zarówno w stadium wewnątrzłonowym, jak i po urodzeniu. Szczególnie ważnym okresem rozwoju organizmu jest ciąża oraz poród. W tym czasie rozwijające się tkanki są szczególnie wrażliwe na czynniki szkodliwe. Uszkodzeniu mogą ulec wszystkie układy organizmu, ale najbardziej narażony jest w tym czasie niedojrzały ośrodkowy układ nerwowy (OUN).

Postęp nauk medycznych zapewnia utrzymanie przy życiu coraz większego odsetka wcześniaków i noworodków z wadami rozwojowymi lub z predyspozycjami genetycznymi wzmocnionymi przez zadziałanie w okresie wczesnego rozwoju szkodliwych czynników środowiskowych. Utrwalone, nieodwracalne zaburzenia ze strony ośrodkowego układu nerwowego dotyczą, według Światowej Organizacji Zdrowia, około 7% populacji dzieci na świecie. W tej liczbie mieszczą się poważne uszkodzenia neuronu centralnego pod postacią mózgowego porażenia dziecięcego, padaczki, upośledzenia umysłowe, choroby nerwowo-mięśniowe, choroby uwarunkowane genetycznie i zaburzenia metaboliczne, a także uszkodzenia neuronu obwodowego.

Z uwagi na wysoką zachorowalność oraz złożoność objawów i problemów wymagających wielostronnych działań leczniczych mózgowie porażenie dziecięce zajmuje wśród tych nieodwracalnych patologii OUN szczególne miejsce. U dzieci z mózgowym porażeniem stopień opóźnienia rozwoju wiąże się z zakresem uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego. Istotne znaczenie w procesie leczenia mózgowego porażenia dziecięcego ma postawienie prawidłowej diagnozy i rozpoczęcie stymulacji rozwoju dziecka zanim zmiany w OUN staną się utrwalonymi. W kompleksowej opiece nad pacjentem z mózgowym porażeniem dziecięcym uczestniczą lekarze różnych specjalności oraz rehabilitanci, logopedzi, pedagodzy i psychologowie, a także rodzina chorego dziecka. Osiągnięcie przez pacjenta maksymalnie możliwej samodzielności i odkrycie własnej wartości powinno być celem nadrzędnym procesu terapeutycznego.

## 1.1. Definicja, etiologia i epidemiologia schorzenia

Mózgowe porażenie dziecięce (paralysis cerebralis infantum, MPD) jest pojęciem złożonym, obejmującym różnorodne, zmieniające się wraz z wiekiem zaburzenia ruchu i postawy współistniejące z innymi objawami trwałego, organicznego uszkodzenia mózgu. Wynikają one z różnych przyczyn etiologicznych, zaburzających przebieg ciąży, porodu czy okresu noworodkowego. Przez wiele lat w praktyce klinicznej termin „mózgowe porażenie” był używany zamiennie z „chorobą Little’a”, pochodzącą od nazwiska chirurga ortopedy, który w 1862 roku opisał diplegię spastyczną, ściśle przez niego wiązaną z komplikacjami porodowymi. Pierwszą osobą, która w 1896 roku opisała mózgowe porażenie jako jednostkę chorobową oraz powiązała różnorodne deficyty motoryczne z wczesnym rozwojem mózgu był Zygmunt Freud [1]. Mózgowe porażenie dziecięce obejmuje grupę trwałych zaburzeń w rozwoju motoryki i postawy, powodując ograniczenia aktywności związanych z niepostępującym uszkodzeniem mózgu w okresie płodowym lub niemowlęcym [2,3]. Skutki tych zaburzeń są wielorakie i mają negatywny wpływ na wszystkie aspekty codziennego życia. Zaburzenia motoryczne wynikające z niepostępującego uszkodzenia dojrzewającego mózgu odzwierciedlają szeroką gamę różnorodnych urazów korowych lub podkorowych występujących w pierwszym roku życia dziecka [4]. Mózgowe porażenie dziecięce jest najczęstszą przyczyną niepełnosprawności w okresie wczesnego dzieciństwa [5]. U dzieci w wieku szkolnym schorzenie występuje dwa razy częściej niż zespół Downa i jest odpowiedzialne za 60% ciężkich zaburzeń motorycznych. Pozostałe 40% dotyczy chorób nerwowo-mięśniowych, chorób rdzenia kręgowego i innych rzadziej występujących schorzeń, jak np. zapalenie skórno-mięśniowe czy artrogrypoza [6]. Największe ryzyko wystąpienia mózgowego porażenia dotyczy dzieci urodzonych przedwcześnie. W krytycznym okresie, w którym mózg dziecka jest najbardziej podatny na uszkodzenia może dojść do wystąpienia takich komplikacji, jak krwotok wewnątrzkomorowy lub okołokomorowa leukomalacja [7]. Wskaźnik częstości występowania mózgowego porażenia w skali światowej nie jest dokładnie znany. Zdaniem dużej grupy badaczy w krajach zachodnich od kilku dekad utrzymuje się on na stałym poziomie i wynosi ok. 2-3 przypadki na 1000 urodzeń [8,9,10,11,12], przy czym jest najwyższy w grupie dzieci urodzonych przedwcześnie

[13]. W ciągu ostatnich dwudziestu lat wskaźnik częstości występowania mózgowego porażenia dziecięcego wzrósł. Może to być związane z uszczelnieniem rejestracji nowych przypadków mózgowego porażenia dziecięcego, poprawą opieki neonatologicznej lub z innymi czynnikami [14]. Według doniesień Nelsona i wsp. wskaźnik występowania mózgowego porażenia dziecięcego jest ściśle związany z wiekiem ciążowym. Mózgowe porażenie manifestuje się u jednego na dwadzieścioro dzieci przeżywających okres skrajnego wcześniactwa. W grupie dzieci z urodzeniową masą ciała powyżej 2500 g, wskaźnik ten jest mniejszy niż 1 na 1000 [15]. Należy zauważyć, że chociaż wcześniactwo jest najczęstszą przyczyną mózgowego porażenia to większość dzieci które wykazują powiazaną z nim niepełnosprawność urodziło się o czasie. Paradoks ten można tłumaczyć od siedmio- do dziesięciokrotnie większą liczbą dzieci rodzących się o czasie [16]. Pomimo zmniejszenia wskaźnika porodów zamartwiczych z 40 na 100 tys. w 1979 roku do 11 na 100 tys. w 1996 roku, w tym samym okresie czasu nie uległa zmianie zarówno zapadalność na mózgowe porażenie, jak i częstość występowania zaburzeń wśród dzieci urodzonych o czasie [15]. Mózgowe porażenie dziecięce jest definiowane jako pojęcie zbiorcze ("parasol"), ponieważ trwałe uszkodzenie dojrzewającego mózgu, które wystąpiło przed 2 rokiem życia dziecka może mieć różną etiologię. Takie podejście do definiowania mózgowego porażenia dziecięcego usprawiedliwia mnogość i różnorodność objawów klinicznych, w grupie których stopień motorycznych i pozamotorycznych zaburzeń neurologicznych obejmuje szeroki zakres, od łagodnych, czasem ledwie zauważalnych, aż do ciężkiej niesprawności. Zaburzeniom motorycznym często towarzyszy padaczka, wtórne problemy mięśniowo-szkieletowe oraz zaburzenia poznawcze, czucia, percepcji, porozumiewania się i zachowania. W 2004 roku w miejscowości Bethesda (Stany Zjednoczone) odbyły się międzynarodowe warsztaty, których celem było skorygowanie definicji i klasyfikacji MPD. Została opublikowana w swojej ostatecznej formie w lutym 2007 roku i brzmi następująco: *"Mózgowe porażenie dziecięce opisuje grupę trwałych zaburzeń rozwojowych w zakresie ruchu i postawy ciała, powodujących ograniczenia aktywności, które są przypisane do niepostępujących zaburzeń pojawiających się w rozwijającym się w okresie płodowym lub noworodkowym mózgu. Zaburzeniom motorycznym często towarzyszą zaburzenia czucia, percepcji, postrzegania, porozumiewania się i zachowania; epilepsja i wtórne problemy mięśniowo-szkieletowe"* [2] Przyczyny występowania MPD są różnorodne, zwykle wieloczynnikowe i trudne do

precyzyjnego zlokalizowania w czasie. Badania nad ich poznawaniem opierają się na spostrzeżeniach dotyczących płodów ludzkich, zmarłych noworodków z grupy wysokiego ryzyka okołoporodowego, oraz opartych na retrospektywnych badaniach chorych zmarłych na mpd i badaniach eksperymentalnych przeprowadzanych na zwierzętach.

Czynniki sprawcze są niemożliwe do określenia w ponad 50% przypadków dzieci z MPD. Przyczyny rozpatruje się w powiązaniu z czasem występowania lub rodzajem czynnika uszkadzającego. Większość dzieci ma kliniczne cechy encefalopatii niedotlenieniowo-niedokrwiennej, tj. zaburzony poziom świadomości, napady padaczkowe i inne dysfunkcje [17]. Biorąc pod uwagę czas działania czynnika szkodliwego, przyczyny uszkodzenia centralnego układu nerwowego można podzielić na 3 grupy:

- **uszkodzenia wewnątrzmaciczne** – powodowane przez infekcje i wady centralnego układu nerwowego, uszkodzenia toksyczne, płodowy zespół alkoholowy, czynniki dziedziczne i genetyczne, defekty enzymatyczne i zaburzenia przemiany materii, uszkodzenia komórki jajowej i plemnika przez promieniowanie jonizujące, aberracje chromosomalne, embriopatie i fetopatie związane z zakażeniami wirusowymi, bakteryjnymi i pierwotniakowymi, niedotlenieniem i niedokrwieniem, a ponadto konflikt serologiczny w zakresie czynnika Rh i grup głównych ABO, niedobory witamin, kwasu foliowego i mikroelementów oraz cukrzyca.

- **uszkodzenia okołoporodowe** – spowodowane przez stany niedotlenienia i niedokrwienia jako następstwo urazów mechanicznych i/lub biochemicznych w przebiegu porodu związane z bezdechem, anomaliami łożyska, tonicznym skurczem macicy, krwawienia około- i śródkomorowe towarzyszące wcześniactwu oraz narkoza.

- **uszkodzenia poporodowe** – wywołane przez urazy głowy, zapalenie opon mózgowych, zatory i zakrzepy naczyń mózgowych, uszkodzenia polekowe, niskie stężenie cukru we krwi i mózgu oraz drgawki gorączkowe. W ich powstawaniu ma znaczenie degradacja i chemizacja środowiska, a nawet zmiana trybu życia kobiety z czynnego i aktywnego na siedzący oraz czynniki emocjonalne [18].

## 1.2. Współcześnie stosowane klasyfikacje

Z uwagi na złożoność zmieniającego się obrazu klinicznego oraz stanu funkcjonalnego chorych istnieje wiele klasyfikacji mózgowego porażenia dziecięcego. Charakterystyczną cechą schorzenia są zaburzenia motoryczne. Stąd wiele definicji i klasyfikacji koncentruje się na tym aspekcie.

Jedną z klasyfikacji najbardziej wszechstronnie ujmujących zagadnienie jest tzw. amerykańska klasyfikacja mózgowego porażenia dziecięcego, podana przez Russa i Soboloffa [19]. Dzieli ona mpd uwzględniając czynniki:

- 1) **patofizjologiczne**: spastyczność, atetoza (ze zwiększonym lub obniżonym napięciem mięśniowym albo dystonią), sztywność, ataksja, drżenie, atonia, postaci mieszane lub niesklasyfikowane;
- 2) **topograficzne**: monoplegia, paraplegia, hemiplegia, triplegia, tetraplegia;
- 3) **etiologiczne**: związane z okresem przedporodowym, okołoporodowym poporodowym;
- 4) **czynniki dotyczące zakresu czynności (kończyn)**: bez ograniczenia czynności, z lekkim lub średnim ograniczeniem czynności oraz chorzy niezdolni do wykonania żadnych czynności;
- 2) **czynniki lecznicze**: pacjenci nie wymagający leczenia, chorzy wymagający niedużego stopnia zaopatrzenia i leczenia, pacjenci wymagający nie tylko aparatury, ale także leczenia i opieki, oraz chorzy potrzebujący długotrwałej hospitalizacji, a następnie opieki.

Z uwagi na praktyczną użyteczność, rozpowszechniony jest podział Ingrama [20] oparty na kryteriach topograficznych i uwzględniający kilka postaci klinicznych mózgowego porażenia dziecięcego:

- porażenie kurczowe połowicze (hemiplegia spastica);
- obustronne porażenie kurczowe (diplegia spastica);
- obustronne porażenie połowicze (hemiplegia bilateralis);
- postać mózdkowa (ataktyczna);
- postać pozapiramidowa- dystoniczna, atetotyczna, płasawica.



Do powyższej klasyfikacji zostało wprowadzone zróżnicowanie uwzględniające stopień nasilenia objawów- lekkie, średnie i ciężkie, nie mające jednak wyraźnie sprecyzowanych kryteriów oceny, co ogranicza jej powtarzalność.

Często stosowana jest również szwedzka klasyfikacja mózgowego porażenia dziecięcego opracowana przez Hagberga [21], która zakłada występowanie:

- postaci spastycznych (piramidowych)- będących skutkiem uszkodzenia górnego neuronu ruchowego: niedowład połowiczny (hemiparesis), niedowład spastyczny czterokończynowy (tetraparesis), obustronny niedowład kurczowy (diplegia spastica);
- postaci pozapiramidowych (dyskinetycznych)- występujących wskutek uszkodzenia struktur mózgowych podkorowych (zwojów podstawy mózgu), charakteryzujących się ruchami mimowolnymi, np. choreoatetozą lub uogólnioną sztywnością mięśni z ograniczeniem ruchów;
- postaci mózdkowych (ataktycznych)- będących wyrazem uszkodzenia mózdku, charakteryzujących się występowaniem zaburzeń równowagi i koordynacji ruchów.

Nowa klasyfikacja mózgowego porażenia dziecięcego została wprowadzona przez organizację zajmującą się tym problemem w Europie (SCPE) w 2000 roku. Spastyczne postaci mózgowego porażenia podzielono w niej na formy jedno- i obustronne a postaci dyskinetyczne na formy mózgowego porażenia ze zmieniającym się napięciem (dystoniczne) i typu choreoatetozy. Według tej klasyfikacji dystoniczne podtypy mózgowego porażenia charakteryzuje niedobór aktywności ruchowej (hipokinezja), jak również tendencja do wzrostu napięcia mięśniowego, a hiperkinezja i tendencja do osłabienia napięcia mięśni jest typowa dla choreoatetozy. Klasyfikacja SCPE jest oparta na dominujących objawach neurologicznych, choć obejmuje również kategorie mieszane lub niesklasyfikowane [22].

### **1.3. Wczesna diagnostyka i kompleksowa ocena dziecka z podejrzeniem mózgowego porażenia**

Wczesne rozpoznawanie mózgowego porażenia dziecięcego wymaga dobrej znajomości fizjologii wieku rozwojowego i jest jednym z najtrudniejszych zadań diagnostycznych w neurologii dziecięcej. Podstawę neurorozwojowej diagnostyki niemowląt stanowi obserwacja spontanicznego zachowania niemowlęcia, ocena

odruchów prymitywnych oraz wzorców odpowiedzi w wybranych próbach zmiany położenia ciała w przestrzeni.

Kompleksowa ocena dziecka z podejrzeniem mózgowego porażenia obejmuje diagnostykę pediatryczną poszerzoną o badania neurodiagnostyczne, a także diagnozę fizjoterapeutyczną niezbędną przy ustalaniu programu usprawniania. Najprostszą metodą oceny rozwoju psychoruchowego niemowlęcia jest porównanie jego osiągnięć na danym etapie życia do ogólnie przyjętych norm rozwojowych.

Badania neurorozwojowe, umożliwiające wykrywanie dzieci zagrożonych nieprawidłowym rozwojem psychoruchowym powinny być przeprowadzane rutynowo już w pierwszych tygodniach życia niemowląt. W ocenie dzieci z podejrzeniem schorzeń neurologicznych obok danych z klinicznych badań lekarskich należy brać pod uwagę wyniki badań neuroobrazowych (USG, TK, MR) i neurofizjologicznych (badanie elektroencefalograficzne EEG, pniowe wywołane potencjały słuchowe BAEPs, wzrokowe VEPs, somatosensoryczne SSEPs i elektromiograficzne EMG). Niezbędna jest ocena dziecka pod względem określenia poziomu funkcji statomotorycznych, jakości ruchu, napięcia posturalnego i ocena odruchów. Bardzo ważnym elementem kompleksowej oceny dziecka z podejrzeniem mózgowego porażenia jest diagnoza fizjoterapeutyczna, oparta na ocenie napięcia mięśniowego, kontroli motorycznej, siły mięśniowej, oraz zakresu ruchów w obwodowych stawach kończyn dziecka.

Badanie napięcia mięśniowego opiera się na wyczuwaniu oporu mięśnia w trakcie ruchu biernego wykonywanego przez badającego, oraz podczas ruchu czynnego wykonywanego przez dziecko. Ocena ta pozwala określić napięcie mięśniowe jako:

- ciężką hipotonię (brak stabilizacji w stawach bliższych i niemożność przeciwstawienia się sile ciężenia, przeprosty w stawach);
- umiarkowaną hipotonię (niemożność utrzymania postawy podczas ruchu czynnego z powodu hipotonii mięśni osiowych i bliższych mięśni kończyn);
- łagodną hipotonię (występuje opóźniona szybkość zmian postawy ciała podczas ruchu czynnego, pełny bierny zakres ruchów oraz wyczuwalny stały opór w stawach);
- normalne napięcie mięśniowe (pełna ruchomość i stabilność podczas ruchu czynnego, oraz silny opór w stawach ze zdolnością natychmiastowego reagowania na zmianę szybkości ruchu podczas ruchu biernego);

- łagodną hipertonię (opóźnione uzyskiwanie prawidłowej postawy ciała podczas ruchu czynnego, oraz wzmożony opór w stawach przy zachowanym pełnym zakresie ruchu biernego);
- umiarkowaną hipertonię (ograniczenie szybkości, koordynacji i zakresu ruchu oraz opór przy wykonywaniu ruchów czynnych);
- ciężką hipertonię (sztywność mięśni ograniczająca zakres ruchu czynnego, brak lub niewielka możliwość wykonania ruchu przeciwko sile ciężenia, oraz duże ograniczenie zakresu ruchów biernych).

Ocena kontroli ruchowej obejmuje badanie dużej i małej motoryki, ułożenia dziecka i wzorców ruchowych, oraz wpływu przetrwałych odruchów pierwotnych na kontrolę motoryczną. Bardzo istotna jest ocena opóźnienia rozwojowego w zakresie statomotoryki (kontrola utrzymywania głowy, zdolność podporu kończyn górnych i dolnych, obroty z brzucha na plecy i odwrotnie, pełzanie, zdolność samodzielnego siadu, raczkowania i chodu).

Test określający siłę mięśniową u dzieci z mózgowym porażeniem ocenia siłę izometryczną (możliwość utrzymania pozycji przeciwko grawitacji lub oporowi), izotoniczną (zdolność mięśnia do wykonywania pełnego zakresu ruchu przy zastosowaniu oporu), oraz siłę powtarzalną (określa zdolność mięśnia do dziesięciokrotnego powtórzenia ruchu). Diagnoza fizjoterapeutyczna powinna także zawierać ocenę chodu [23, 24, 25].

#### **1.4. Funkcjonalne skale oceny rozwoju dziecka z mózgowym porażeniem**

Skale oceny funkcjonalnej mierzą stopień osiągniętych przez pacjenta umiejętności. Oceniają możliwość wykonania zadania poprzez określenie jakości oraz skuteczności wykonanego ruchu. Powszechność stosowania narzędzi klinicznych mierzących zmiany funkcjonalne wynika zarówno z potrzeb chorego, jak i zespołu leczącego. Skale oceny rozwoju dziecka z mózgowym porażeniem umożliwiają ocenę funkcjonalną, oraz ilościową ocenę stanu fizycznego pacjenta i zachodzących w nim zmian, w sposób ustandaryzowany i powtarzalny [26,27].

Skale oceny funkcjonalnej oceniają zachowania spontaniczne lub wymuszone w zakresie lokomocji, kontroli postawy, koordynacji wzrokowo-ruchowej, zdolności manualnych, kontaktów społecznych i mowy. Skala oceny może mieć charakter różnicujący (rozpoznanie patologii), szacunkowy (postępy osiągnięte w trakcie leczenia)

lub prognostyczny (np. rokowanie nabycia umiejętności samodzielnego chodzenia). Mogą mieć charakter globalny (rozwój motoryczny, funkcje intelektualne i społeczne) lub odrębnie oceniają poszczególne dziedziny rozwoju dziecka. Większość ma charakter porządkowy. Ocena umiejętności jest oparta na dwóch odmiennych kryteriach. Pierwsze ocenia prezentowane przez pacjenta umiejętności, jak np. pomoc konieczna podczas lokomocji w jednowymiarowy sposób, np.: słabo - średnio - dobrze. Drugie wielowymiarowe kryterium ocenia zadania funkcjonalne indywidualnie. Rezultaty są sumowane (np.: Functional Independence Measure) [28]. Obiektywne metody oceny funkcjonalnej można określić narzędziami analizy uzyskania, utraty i powrotu funkcji [29]. Brakuje jednak uniwersalnej skali sumarycznie oceniającej zachodzące zmiany funkcjonalne. Z tego powodu wybierana z mnogości istniejących metoda oceny musi służyć określonym przez badającego celom. Stosowane powszechnie skale oceny to:

- Monachijska Funkcjonalna Diagnostyka Rozwojowa (MFDR) umożliwia rozpoznanie w pierwszym roku życia dziecka opóźnień w rozwoju funkcji motorycznych, np. raczkowania, siadania, chodzenia czy chwytania. Ocenia umiejętności funkcjonalne w zakresie sprawności manualnej, percepcji, mowy aktywnej, rozumienia mowy i samodzielności odnosząc je do wieku dziecka. Zawiera testy dla dzieci w 1 roku życia i oddzielnie dla dzieci w wieku 2 i 3 lat [30].
- Neurokinezyologiczna diagnostyka i terapia metodą V.Vojty pozwala nie tylko na wczesną diagnostykę rozwoju neurologicznego, ale także na zaplanowanie terapii.
- Neurorozwojowa terapia NDT Bobath [31] umożliwia ocenę rozwoju dziecka na podstawie obserwacji spontanicznej aktywności w ośmiu pozycjach. Pozwala na wzmacnianie prawidłowych i hamowanie nieprawidłowych odruchów. Normalizuje również wzmożone napięcie mięśniowe.
- Functional Independence Measure for Children (WeeFIM), obejmuje 18 testów, w których dziecko oceniane jest w skali od 0 do 7 pkt. w zakresie samoobsługi, kontroli zwieraczy, przemieszczania się, chodu, komunikacji, oraz adaptacji do warunków społecznych [32].
- Peabody Developmental Gross Motor Scale ocenia odruchy warunkowe, równowagę, lokomocję, postrzeganie i motywację, oraz ruchy precyzyjne w odniesieniu do wieku chronologicznego dziecka [33].
- FMS (Functional Mobility Scale) klasyfikuje możliwości funkcjonalne dziecka w zakresie lokomocji. Możliwości poruszania się są oceniane na trzech dystansach:

5, 50 i 500 metrów, które reprezentują lokomocję w domu, w szkole i na zewnątrz. W zależności od sposobu przemieszczania się i konieczności używania urządzeń pomocniczych dziecko oceniane jest w skali od 1 (porusza się na wózku) do 6 (porusza się niezależnie w każdych warunkach) [34].

- Bayley-Scales of Infant Development [35] dotyczą pierwszych 3 lat życia dziecka, składają się z trzech części. Skala oceny umysłowej (Mental Scale) diagnozuje możliwości intelektualne: rozwój mowy, uczenia się, pamięci, komunikacji słownej i umiejętności rozwiązywania problemów. Skala rozwoju fizycznego (Motor Scale) ocenia aktywność i koordynację ruchową. Skala oceny społecznej (Infant Behavior Record) ocenia zachowania społeczne i stan emocjonalny dziecka.

- Test Denver (The Denver Development Screening Test) pozwala określić, czy rozwój dziecka jest opóźniony i bada motorykę ogólną, precyzyjną i adaptacyjną, mowę oraz kontakty społeczne [36].

- Skala rozwoju psychomotorycznego dziecka od urodzenia do 3 roku życia według Brunet Lézine [37,38] ocenia wiek rozwojowy w zakresie postawy i lokomocji, koordynacji wzrokowo-ruchowej, mowy oraz kontaktów społecznych.

- ABILHAND-Kids służy badaniu czynności manualnych. Złożona jest z 21 czynności życia codziennego angażujących kończyny górne. Każda z testowanych czynności (takich jak zapinanie spodni, ściąganie koszulki, otwieranie słoika czy nalewanie wody do szklanki) oceniana jest w trzystopniowej skali (niemożliwe do wykonania, trudne i łatwe do wykonania) [39].

- Bimanual Fine Motor Function (BFMF) jest pięciostopniową skalą oceniającą funkcję ręki. Powstała w celu oceny zależności i korelacji poziomów GMFCS [40].

- System klasyfikacji zdolności manualnych MACS (The Manual Ability Classification System) opisuje w jaki sposób dzieci z mózgowym porażeniem używają rąk posługując się przedmiotami w codziennym życiu. MACS obejmuje pięć poziomów, w zależności od inicjowanej przez dziecko czynności oraz potrzeby pomocy innej osoby lub dostosowania sprzętów. [41]

Najpopularniejsze skale oceny funkcjonalnej Gross Motor Function Measure (GMFM), PEDI ( Pediatric Evaluation of Disability Inventory), oraz klasyfikacja GMFCS (Gross Motor Function Classification System), zostaną opisane szerzej w odrębnych podrozdziałach.

### **1.4.1. System klasyfikacji dużej motoryki Gross Motor Function Classification Scale (GMFCS)**

Współcześnie wymagania stawiane klasyfikacjom klinicznym, poza czułością, specyficznością i powtarzalnością, zostały rozszerzone o funkcje prognostyczne. Wymogi te spełnia opracowany w 1996 roku system klasyfikacji dużej motoryki GMFCS, który pozwala na wczesne prognozowanie docelowego stanu funkcjonalnego dziecka. Na podstawie obserwacji pacjent zostaje zakwalifikowany do jednego z pięciu poziomów funkcjonalnych [42]. GMFCS opiera się na analizie takich funkcji jak: siedzenie, zmiany pozycji oraz ogólna ruchomość, a jego celem jest ocena aktualnych możliwości i ograniczeń dzieci w zakresie dużej motoryki. Podział opiera się głównie na ograniczeniach funkcjonalnych, potrzebie używania urządzeń pomocniczych do chodzenia, konieczności używania wózka inwalidzkiego, zaś w mniejszym stopniu na jakości wykonywanych ruchów. Charakterystykę poszczególnych poziomów opracowano dla różnych przedziałów wiekowych.

Główne wyznaczniki poszczególnych poziomów:

**Poziom 1-** chodzi bez ograniczeń

**Poziom 2-** chodzi z ograniczeniami

**Poziom 3-** chodzi przy pomocy urządzeń pomocniczych

**Poziom 4-** porusza się samodzielnie z ograniczeniami, może korzystać z wózka elektrycznego

**Poziom 5-** jest transportowane w wózku inwalidzkim przez opiekuna

Różnice pomiędzy poziomami:

#### **Różnice między poziomem 1 i 2**

Dzieci mają problemy z utrzymaniem równowagi podczas chodzenia na długich dystansach. Do nauki chodzenia mogą potrzebować sprzętu pomocniczego trzymanego w rękach lub używać urządzeń kołowych (wózki, balkoniki) do poruszania się na długich dystansach i w swoim otoczeniu. Chodzenie po schodach wymaga trzymania się poręczy. Dzieci nie są zdolne do biegania i skakania.

### **Różnice między poziomem 2 i 3**

Dzieci powyżej 4 roku życia i młodzież z poziomu 2 są zdolne do chodzenia bez urządzeń pomocniczych (lub mogą z nich korzystać okazjonalnie), natomiast dzieci i młodzież na poziomie 3 potrzebują sprzętu pomocniczego trzymanego w dłoniach do chodzenia w pomieszczeniu a urządzeń kołowych (chodzików, wózków) do poruszania się na zewnątrz.

### **Różnice pomiędzy poziomem 3 i 4**

Dzieci i młodzież z poziomu 3 posiadają umiejętność samodzielnego siedzenia lub potrzebują krzesła z podparciem. Są bardziej niezależne w zmianach pozycji w stanie i chodzeniu bez pomocy urządzeń trzymanyh w rękach. Dzieci i młodzież z poziomu 4 wymagają podparcia w siadzie, umiejętność samodzielnego poruszania się jest ograniczona, a przemieszczanie się wymaga użycia wózka elektrycznego.

### **Różnice pomiędzy poziomem 4 i 5**

Dzieci i młodzież na poziomie 5 mają znaczne ograniczenia w kontroli głowy i tułowia. Wymagają użycia sprzętu technicznego i pomocy innych osób. Samodzielna lokomocja może być osiągnięta tylko w sytuacji, gdy dziecko nauczy się obsługiwać elektryczny wózek inwalidzki.

## **1.4.2. Skala Gross Motor Function Measure (GMFM)**

Skalę Gross Motor Function Measure, opartą na zasadach neurofizjologii rozwojowej wprowadzono do użycia w 1990 roku. Jest ona narzędziem służącym do oceny zachowań funkcjonalnych w zakresie dużych czynności motorycznych. Umożliwia określenie stanu funkcjonalnego dziecka w danym momencie, porównanie ze stanem wcześniejszym oraz pozwala na ustalenie celowości prowadzonej lub planowanej terapii. GMFM jest skalą o bardzo szczegółowych kryteriach oceny, wiarygodną i powszechnie stosowaną [43,44,45].

Ocena dziecka polega na badaniu zachowań funkcjonalnych podczas testów ruchowych. Według założenia autorów, zdrowe pięcioletnie dziecko powinno wykonać wszystkie badane czynności w pełnym zakresie. Wyników uzyskanych u dzieci z patologią rozwojową nie porównuje się do umiejętności zdrowych dzieci. Służą one do ustalenia efektów terapii stosowanej u tego samego dziecka po określonym czasie i na tej podstawie określają stopień zmian funkcjonalnych.

GMFM jest skalą ilościową, obiektywną, obejmującą 88 testów ruchowych (lub 66 w wersji skróconej) wykonywanych na pięciu poziomach motoryki dziecka:

- A- leżenie i obracanie się
- B- siedzenie
- C- czworakowanie i chodzenie na kolanach
- D- stanie
- E- chodzenie, bieganie i skakanie

W każdym teście dziecko ocenia się w skali od 0 do 3 punktów:

- 0- dziecko nie zapoczątkowuje wykonania danej czynności
- 1- wykonuje badaną czynność w zakresie mniejszym niż 10%
- 2- oceniana czynność wykonana częściowo (powyżej 10 a poniżej 100%)
- 3- całkowite wykonanie zadanego testu

Otrzymane na każdym z poziomów punkty sumuje się, a następnie oblicza procentowy wynik w stosunku do punktacji, jaką dziecko otrzymałoby wykonując całkowicie wszystkie czynności na wszystkich poziomach. Otrzymany wynik dokładnie ilustruje umiejętności motoryczne dziecka dla danego poziomu. Skala umożliwia określenie celu terapeutycznego dla dziecka, np. uzyskanie 90% na poziomie A, 75% na poziomie B itd. Pozwala też na obserwację dziecka i kontrolę realizacji zamierzonych celów. [46].

#### **1.4.3. Skala Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI)**

Skala PEDI (Pediatric Evaluation of Disability Inventory) została stworzona w celu umożliwienia kompleksowej oceny możliwości funkcjonalnych dzieci i młodzieży niepełnosprawnej oraz analizy zmian w ich funkcjonowaniu będących wynikiem postępowania usprawniającego [47]. Schematyczną strukturę skali przedstawia rycina 1.4.3.1.



CZĘŚĆ	DZIEDZINA	PODSKALA (LICZBA POZYCJI)
1.Umiejętności funkcjonalne	Samoobsługa	Umiejętności funkcjonalne-Samoobsługa (73)
	Mobilność	Umiejętności funkcjonalne-Mobilność (59)
	Funkcje społeczne	Umiejętności funkcjonalne-Funkcje społeczne(65)
2.Pomoc opiekuna	Samoobsługa	Pomoc opiekuna – Samoobsługa (8)
	Mobilność	Pomoc opiekuna – Mobilność (7)
	Funkcje społeczne	Pomoc opiekuna – Funkcje społeczne (5)
3.Modyfikacje	Samoobsługa	Modyfikacje – Samoobsługa (8)
	Mobilność	Modyfikacje – Mobilność (7)
	Funkcje społeczne	Modyfikacje – Funkcje społeczne (5)

*Ryc. 1.4.3.1. Struktura skali PEDI. Każda z 3 części koncentruje się na 3 obszarach: samoobsługi, mobilności i funkcji społecznych. Liczby w nawiasach oznaczają ilość pozycji dotyczących możliwości dziecka (1), poziomu wykonania zadań funkcjonalnych (rozmiaru pomocy niezbędnej do osiągnięcia zadania) (2) i poziomu zmian (modyfikacji) (3).*

## **1.5. Rozwój lokomocji człowieka**

Podstawę rozwoju lokomocji człowieka stanowią odruchy postawy i automatyczne reakcje ruchowe. Niezwykle ważną rolę w rozwoju dwunożnego sposobu poruszania się pełni układ kontroli ponadrdzeniowej złożony z ośrodków zlokalizowanych w pniu mózgu, które sterują ruchomością spontaniczną, kontrolują napięcie mięśniowe oraz wpływają na kształtowanie zadań ruchowych generowanych w rdzeniu kręgowym. Umiejętność chodzenia, poprzedzona fazą pełzania i czworakowania, jest osiągnięta zwykle pomiędzy dwunastym a piętnastym miesiącem życia dziecka i uwarunkowana prawidłową kolejnością rozwoju funkcji ruchowych oraz

zgodnością przebiegu rozwoju ruchowego. Proces ten obejmuje prawidłową koordynację ruchową kończyn górnych i obręczy barkowej, ruchów rotacyjnych tułowia, kontrolę ustawienia głowy, ruchy kończyn dolnych i górnych oraz osiągnięcie koordynacji skrzyżnej ruchów kończyn i tułowia [48,49,50]. Wzorzec chodu dziecka od momentu rozpoczęcia samodzielnej dwunożnej lokomocji podlega ciągłym zmianom i około szóstego roku życia zbliża się do naturalnego chodu osoby dorosłej. W tym czasie następują znaczne zmiany parametrów chodu. W momencie rozpoczynania chodzenia obserwuje się bardzo wysoką częstość kroków, tj. ok.180 na minutę. Brak jest naprzemiennych ruchów kończyn górnych, występuje zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu, stawianie całej stopy w momencie jej kontaktu z podłożem a długość kroku jest niewielka. Staw biodrowy ustawiony jest w rotacji zewnętrznej przez cały cykl chodu, a w fazie przenoszenia kończyny biodro jest ugięte a udo odwiedzone. W całym cyklu chodu podudzie ustawione jest prostopadle do podłoża, kończyna będąca w fazie podporu biernie podtrzymuje ciało, a druga, będąca w fazie wymachu przenoszona jest do przodu w wyniku rotacji biodra i tułowia. Podczas fazy podporu występuje koaktywacja mięśni antagonistycznych. W drugim roku życia można zaobserwować kontakt pięty z podłożem i prostowanie stawu kolanowego. Pomiędzy drugim a trzecim rokiem życia wzrasta długość kroku co wpływa na zwiększenie prędkości chodu. W tym okresie pojawia się również naprzemienna aktywacja mięśni antagonistycznych w fazie podporu. W czwartym roku życia zanika rotacja stawu biodrowego i tułowia w fazie przenoszenia kończyny i pojawia się zginanie i prostowanie kolana wraz z wyraźnym odbiciem palcami od podłoża. W piątym-szóstym roku życia nadal zwiększa się długość kroku i skraca czas podwójnego podporu. Wysokość ciała dziecka wpływa na zmniejszenie szerokości kroku, częstotliwości chodu, pojawiają się naprzemiennie ruchy kończyn górnych oraz wzrasta długość kroku i prędkość chodu [51, 52, 53, 54].

Chód prawidłowy jest warunkowany przez właściwą stabilizację ciała podczas fazy podporu, prawidłowe ustawienie stopy w fazie wymachu, odpowiednie ustawienie stopy pod koniec fazy wymachu oraz odpowiednią długość kroku i efektywne zużycie energii [55].

## 1.6. Analiza chodu

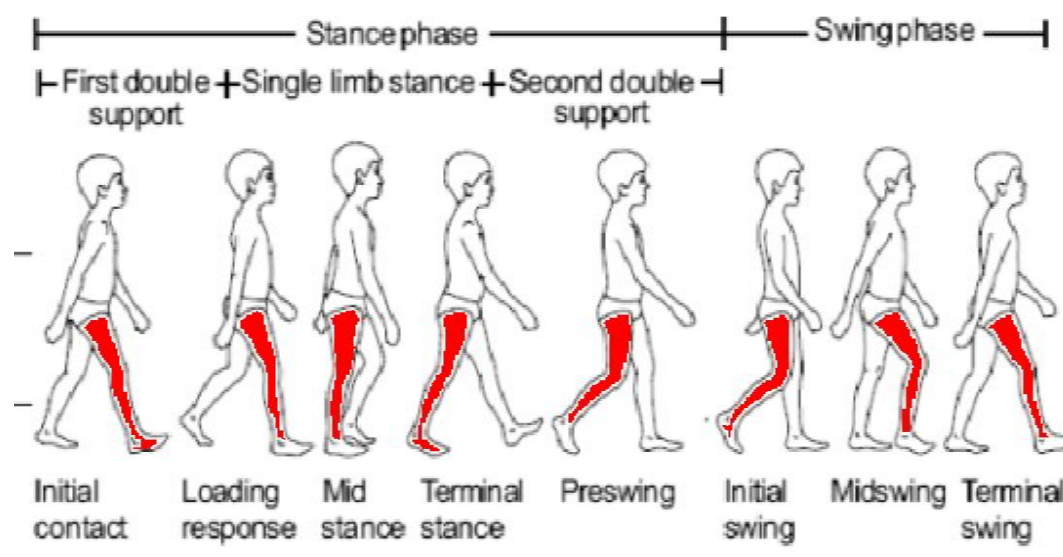
### 1.6.1. Rys historyczny

Analizą chodu prawidłowego i patologicznego nauka zajmuje się od dawna. Pierwsze wzmianki dotyczące zaburzeń chodu zostały przedstawione w 1930 roku przez Jamesa Breasted'a, który przetłumaczył egipski papirus z 1800 r . p.n.e. odkryty w 1862 roku przez Edwina Smitha. Odnaleziony dokument, obok opisów leczenia chirurgicznego urazów układu kostnego zawierał opis następstw urazu czaszki w postaci „powłóczenia nogą”.

Platon, Hipokrates, Arystoteles, Archimedes i Galen, wielcy uczeni starożytnej medycyny, w swoich pracach utrzymanych często w poetyckim i wzniosłym tonie, analizowali ruch człowieka. Prace Galena, który wyciągał wnioski na podstawie sekcji zwierząt domowych i małp, są przez niektórych badaczy uznawane za pierwsze podręczniki kinezylogii. Badania równowagi, proporcji i struktury ciała człowieka oraz chodu, siadania, wstawania, schodzenia i wchodzenia po schodach zawarte są w dziełach Leonarda da Vinci. W epoce renesansu znaczący wkład w rozwój analizy ruchu mieli również Giovanni Alfonso Borelli, William Croone czy Luigi Galvani. Postęp nauki i techniki w wieku dziewiętnastym zapoczątkował erę instrumentalnych badań chodu. Prekursorem współczesnych technik i systemów rejestracji ruchu był Étienne-Jules Marey, który skonstruował pneumatyczne urządzenie do bezpośredniego pomiaru sił nacisku na podłoże z jednoczesną graficzną rejestracją wyników oraz aparat służący do wykonywania serii zdjęć w określonych odstępach czasu podczas rejestracji ruchu (metoda chronofotografii). Prace i metody Mareya stały się inspiracją dla twórców współczesnych systemów analizy ruchu. Herbert Elftman był twórcą pierwszych platform mechanicznych pozwalających na rejestrację sił reakcji podłoża (składowa pionowa i poprzeczna) podczas chodzenia [56]. W roku 1953 Dec, Inman, Eberhart i Saunders określili i opisali sześć podstawowych wyznaczników prawidłowego chodu człowieka, których spełnienie gwarantuje najmniejszy, optymalny wydatek energetyczny [57]. W latach 50 – tych XX wieku Boris Bresler rozwijając prace Braune'a i Fishera zajmował się badaniem momentów sił i obciążeń występujących w stawach kończyn dolnych w czasie chodu. Początki trójwymiarowej analizy ruchu to badania braci Ducroquet [58,59]. Obserwowali oni sylwetkę człowieka

chodzącego w specjalnej lustrzanej klatce co umożliwiało rejestrację ruchu jednocześnie ze wszystkich stron. Dodatkowo stosowali ręczne obserwacyjne goniometry i oscylometry dokonując pomiaru zakresu ruchu w stawach kończyn dolnych i w obrębie tułowia. Lamoreux przeprowadził dokładne analizy zakresu ruchu w stawach podczas chodu wykorzystując pierwsze elektrogoniometry [60]. W czasach współczesnych dynamiczny rozwój analizy chodu w praktyce klinicznej był możliwy dzięki badaniom takich uczonych jak Jacqueline Perry, David Sutherland, David Winter i James Gage.

Jacqueline Perry uznawana jest za pionierkę pomiarów elektromiograficznych podczas chodzenia przy użyciu elektrod wkłuwanych oraz powierzchniowych. Opracowała stosowany standardowo podział cyklu chodu. (ryc. 1.6.1.1) [61].



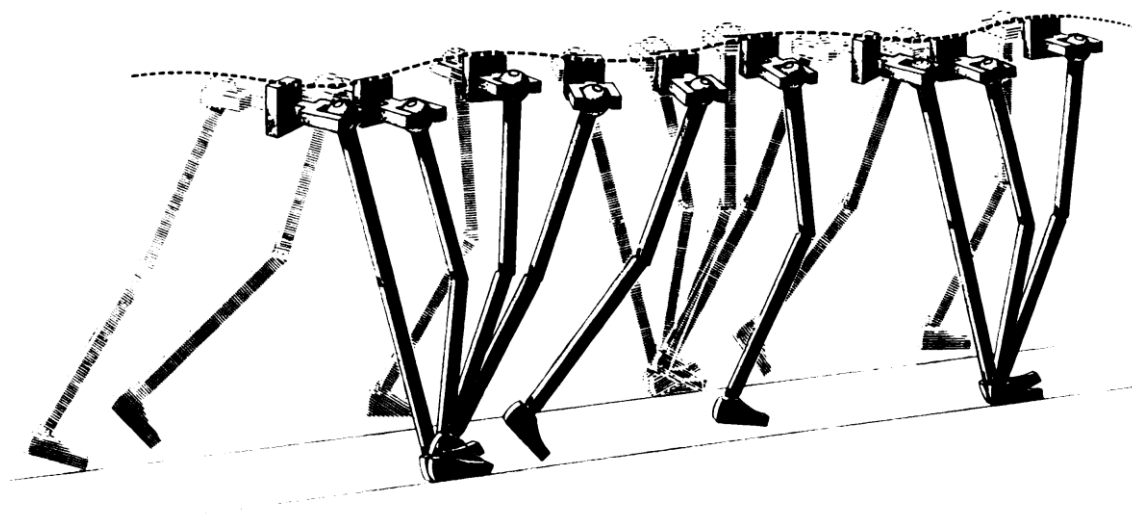
Ryc. 1.6.1.1. Schemat cyklu chodu wg J. Perry. Zawiera podział głównych faz chodu na podfazy oraz określa ich procentowy udział w cyklu. Faza podporu obejmuje kontakt pięty z podłożem, ekscentryczne hamowanie, pełne obciążenie, przetaczanie oraz odbicie. Faza wymachu składa się z okresu przyspieszenia, przenoszenia właściwego i hamowania.

David Sutherland zmodyfikował podział Perry do trzech faz podporu- początkowego podwójnego podparcia, podparcia na jednej kończynie oraz drugiego podwójnego podparcia. Bardziej funkcjonalne podejście do cyklu chodu zaprezentował David Winter kładąc nacisk na cykliczność ruchów. James Gage zajmujący się leczeniem następstw mózgowego porażenia dziecięcego szeroko analizuje patologiczne wzorce chodu tych dzieci wykorzystując laboratoryjne metody analizy ruchu [55, 62-65].

### 1.6.2. Wzorzec chodu prawidłowego

Chód człowieka można zdefiniować jako naprzemienne, rytmiczne ruchy kończyn dolnych, dzięki którym balansująca miednica i tułów przemieszczają się do przodu. Chód stanowi jedną z podstawowych funkcji człowieka i wymaga ścisłej współpracy układu nerwowego oraz mięśniowo – szkieletowego [62].

Cechy chodu prawidłowego jako jeden z pierwszych określił zespół kierowany przez Deca. Przy ich definiowaniu podstawowym było założenie, że sterowanie ruchem musi odbywać się przy jak najmniejszym zużyciu energii. Wzorzec chodu jest najbardziej wydajny kiedy występują minimalne pionowe i boczne odchylenia środka ciężkości ciała (ryc. 1.6.2.1).



Ryc. 1.6.2.1. Suma wpływu wyznaczników chodu na przemieszczanie środka ciężkości. Krzywa sinusoidalna o niskiej amplitudzie odchyłeń oznacza optymalne zużycie energii podczas chodu [57].

Pierwszym wyznacznikiem chodu prawidłowego jest rotacja miednicy. W chwili wysunięcia kończyny wykroczonej miednica podąża za ruchem wysuwając wykroczną stronę do przodu. Mechanizm ten zapobiega nadmiernemu opadaniu środka ciężkości podczas fazy podwójnego podporu. Druga cecha to pochylenie miednicy w płaszczyźnie czołowej. W warunkach prawidłowych miednica ustawia się lekko ukośnie, opadając w stronę kończyny przenoszonej. Trzeci czynnik to zgięcie kolana

w fazie pełnego obciążenia, co zapobiega nadmiernemu uniesieniu środka ciężkości. Wyznacznik czwarty i piąty oznacza synchronizację ruchu w stawie skokowym z ruchem w stawie kolanowym. Zgięcie podszwowe w stawie skokowym połączone ze zgięciem stawu kolanowego w pierwszej części fazy podporu utrzymują środek ciężkości ciała na tym samym poziomie. Szósty czynnik określa konieczność bocznych przemieszczeń miednicy w stronę kończyny podporowej [57].

Inny zestaw wyznaczników warunkujących prawidłowy chód zaproponował Gage wraz z zespołem [55] na podstawie analizy chodu dzieci z mózgowym porażeniem. Są to:

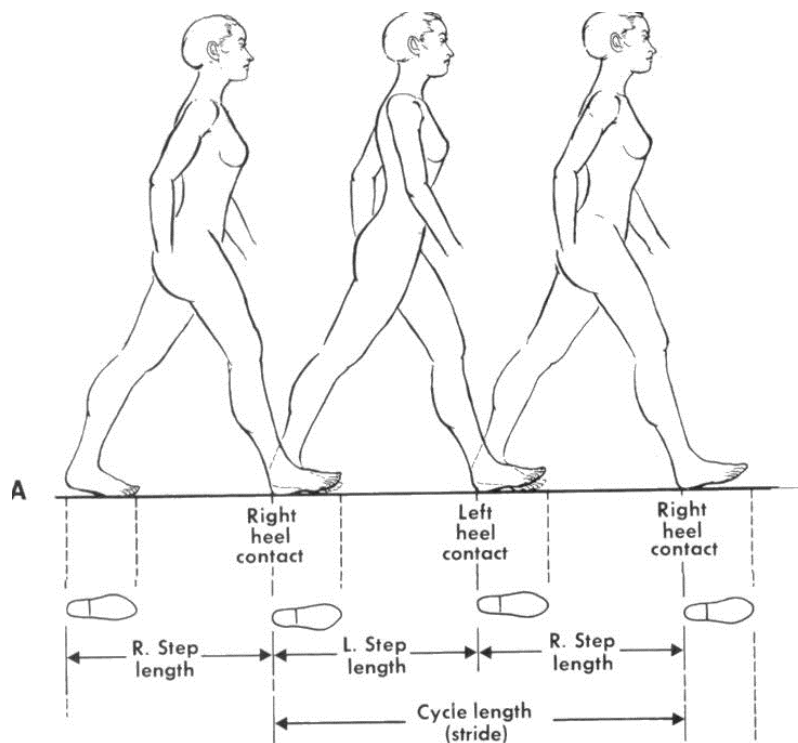
1. Stabilność kończyny w fazie podporu, która daje podstawę dla podporu całego ciała.
2. Prawidłowe przemieszczenie kończyny dolnej nad podłożem w fazie wymachu wymagające prawidłowej pracy mięśni zginających staw biodrowy, unoszących i zginających grzbietowo stopę oraz kontroli zgięcia kolana w fazie przetaczania i odbicia.
3. Odpowiednie ustawienie stopy przed jej kontaktem z podłożem, pozwalające na jej właściwe obciążenie i przejście ciężaru ciała przez kończynę.
4. Odpowiednia długość kroku w stosunku do wieku, wysokości i masy ciała. Ma wpływ na wielkość sił niezbędnych do wykonania ruchów, jak również wymusza generowanie właściwych sił zewnętrznych.
5. Możliwie najmniejszy wydatek energetyczny.

Winter na podstawie obserwacji chodu zdrowych dzieci określił następujące cele chodu:

- generowanie energii mechanicznej we właściwych momentach cyklu chodu
- absorpcję energii mechanicznej celem ochrony stawów i narządów wewnętrznych
- kontrolę trajektorii ruchu stopy w fazie wymachu i jej prawidłowego ustawienia do fazy podporu
- utrzymanie prawidłowej postawy ciała wobec siły ciężkości
- utrzymanie prawidłowego ułożenia głowy, tułowia i ramion [62].

### 1.6.3. Cykl chodu- terminologia

Chód wymaga powtarzających się ruchów każdej stopy z jednej pozycji podparcia do następnej. Ponieważ moment kontaktu stopy z podłożem jest najłatwiej definiowalnym wydarzeniem w sekwencji ruchów, jest umownie wybierany do oznaczania początku cyklu chodu. Cykl chodu zaczyna się zatem w momencie kontaktu pięty z podłożem i kończy kiedy ta sama stopa ponownie styka się z podłożem. (ryc. 1.6.3.1).



Ryc. 1.6.3.1. Długość cyklu chodu [66]. W warunkach fizjologicznych jest równa podwojonej długości kroku.

Podzielony jest na dwie główne fazy, podporu i wykroku. Faza podporu jest definiowana jako okres czasu w którym stopa dotyka podłoża. Zaczyna ją kontakt pięty z podłożem, a kończy oderwanie palców rozpoczynające fazę wykroku. Faza wykroku oznacza okres czasu w którym stopa nie ma kontaktu z podłożem. Występuje od momentu oderwania palców aż do ponownego zetknięcia stopy z podłożem.

Jeśli przyjmiemy czas trwania całkowitego cyklu chodu za 100%, każde z kolejno po sobie występujących wydarzeń można wówczas określić w stosunku procentowym.

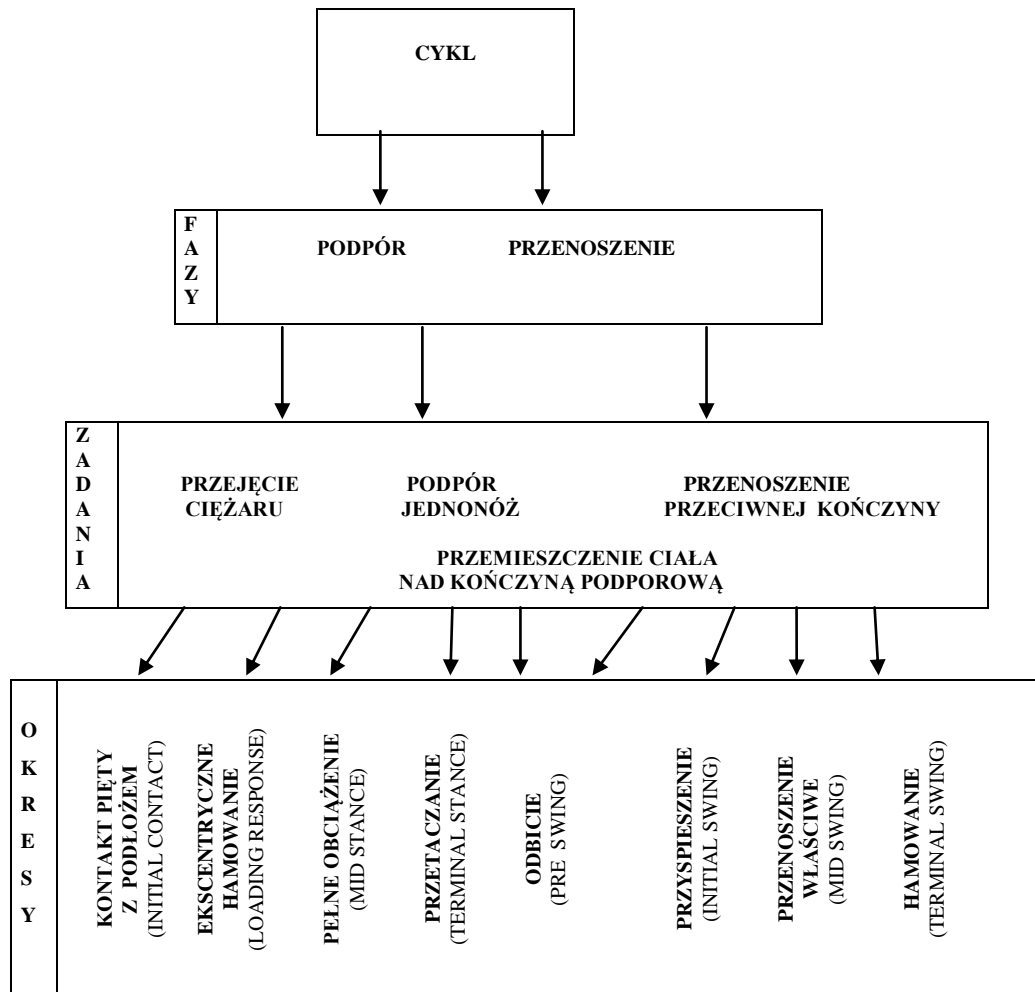
Podczas normalnego chodu faza podporu reprezentuje około 60% cyklu chodu, a faza wymachu stanowi pozostałe 40%.

Analizując cykl chodu dla poszczególnej kończyny i jej kontralateralnej odpowiedniczki oderwanie palców po przeciwnej stronie występuje w 10 % cyklu chodu a kontakt pięty z podłożem ok. 50%. Oznacza to, że podczas cyklu chodu występują dwa okresy podwójnego podporu, kiedy obie stopy mają kontakt z podłożem. Każdy z tych okresów trwa ok. 10% cyklu chodu. Pierwszy okres podwójnego podporu występuje bezpośrednio po kontakcie pięty z podłożem. Po nim następuje okres pojedynczego podporu zajmujący ok. 40% cyklu chodu, podczas którego przeciwna kończyna znajduje się w fazie wymachu. W prawidłowym chodzie pojedynczy podpór musi być równy okresowi wymachu przeciwnej kończyny. Okres pojedynczego podporu można podzielić na fazę pełnego podporu i fazę przetaczania. Pierwsza z nich występuje od 10% do 30% cyklu chodu, jest okresem progresji ciała ponad stabilną stopą i kończy się kiedy tułów jest wyrównany ponad przodostopiem. Faza przetaczania występuje od 30% do 50% cyklu chodu, rozpoczyna ją uniesienie pięty, a kończy kontakt przeciwnej kończyny z podłożem.

Drugi okres podwójnego podporu zachodzi podczas fazy odbicia. Zaczyna się w ok. 50% cyklu chodu i kończy oderwaniem palców strony podporowej. Oderwanie palców od podłoża oznacza początek fazy wymachu, którą dzieli się na trzy etapy: przyspieszenia, przenoszenia właściwego i hamowania. Przyspieszenie występuje od 60% do 73% cyklu chodu i jest okresem przemieszczania kończyny. Zaczyna się w momencie, kiedy stopa jest unoszona z podłoża a kończy, kiedy przenoszona stopa znajduje się na wysokości stopy podporowej. Przenoszenie właściwe występuje od 73% do 87% cyklu i kończy się kiedy przenoszona kończyna jest wysunięta do przodu a kość piszczelowa ustawiona pionowo. Hamowanie jest końcową fazą cyklu chodu, okresem zmniejszania prędkości i przygotowaniem do kolejnego kontaktu z podłożem.

Oczywistym jest, że ta sama terminologia dotyczy przeciwnej kończyny, która w chodzie normalnym znajduje się o połowę cyklu z tyłu lub z przodu. Zatem pierwszy okres podwójnego podporu ipsilateralnej strony podporowej odnosi się do drugiego okresu podwójnego podporu kończyny kontralateralnej [67,68]. Na ryc. 1.6.3.2 przedstawiono fazy i okresy w cyklu chodu wg J. Perry [61].





Ryc. 1.6.3.2. Fazy, zadania i okresy w cyklu chodu według J. Perry (zmodyfikowane).

#### 1.6.4. Parametry chodu

Kompleksowa ocena chodu opiera się na analizie wielkości kinematycznych, kinetycznych (siły reakcji podłoża) oraz bioelektrycznej aktywności mięśniowej.

Kinematyka opisuje i analizuje ruch bez uwzględnienia przyczyn które go wywołują. Wielkości kinematyczne opisujące drogę liniową oraz czas to parametry czasowo- przestrzenne. Zalicza się do nich długość i szerokość kroku, długość cyklu, prędkość chodu, liczbę kroków w jednostce czasu oraz czas trwania faz: pojedynczego podporu, podwójnego podporu i przenoszenia.

Długość kroku (step length) definiuje się jako podłużną odległość pomiędzy obiema stopami wyrażoną w metrach. Jest to dystans pomiędzy punktem kontaktu jednej stopy z podłożem do tego samego punktu stopy przeciwnej. W normalnym

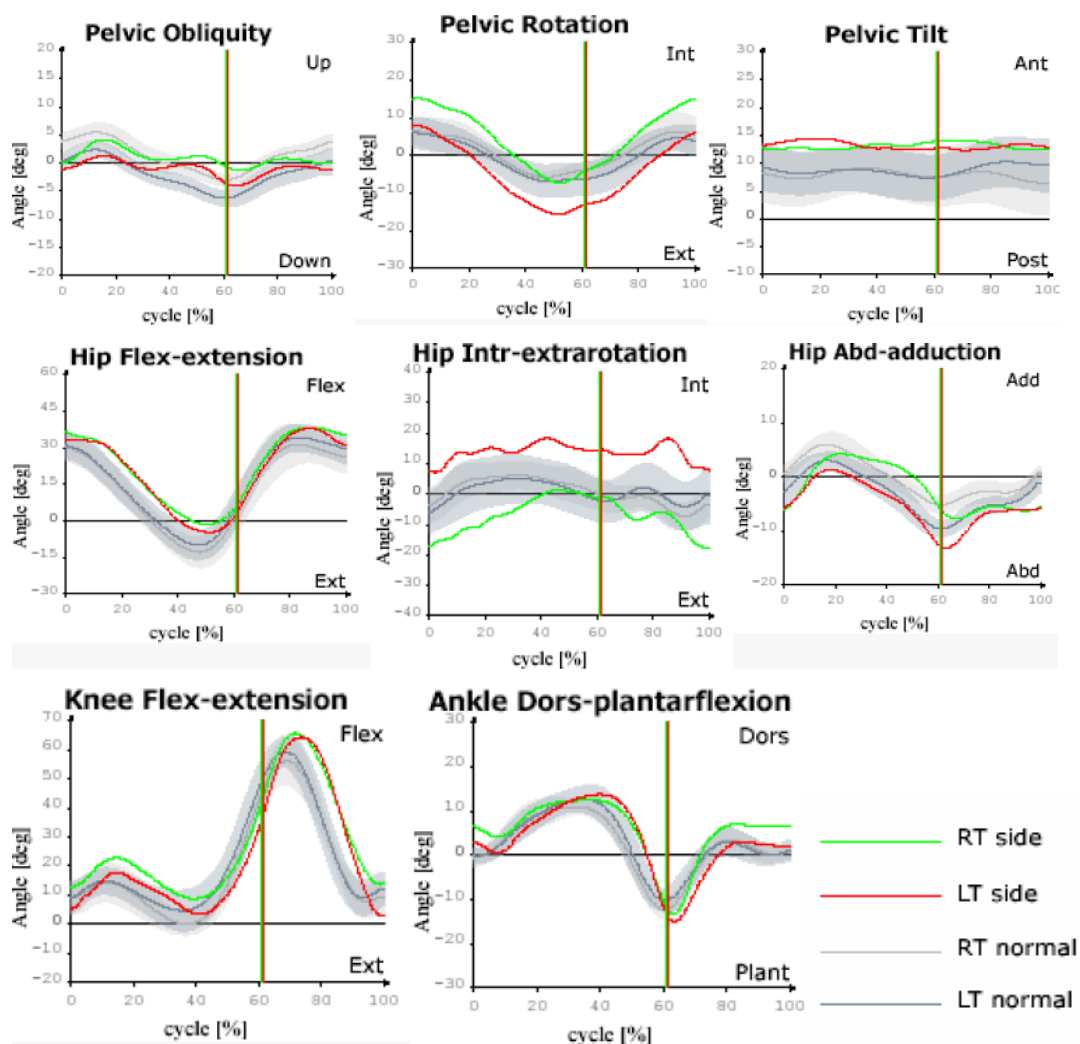
chodzie długość prawego kroku jest określana jako odległość mierzona od kontaktu lewej pięty z podłożem do kontaktu pięty prawej. Długość cyklu chodu (stride length) stanowi sumę długości kroku prawego i lewego. W chodzie prawidłowym długości kroków prawego i lewego są jednakowe i długość całego cyklu chodu dla osoby, która porusza się po linii prostej mierzona od lewej stopy jest równa długości mierzonej od stopy prawej.

Szerokość kroku definiowana jest jako odległość pomiędzy stopami, mierzona od środka stawu skokowego. Prawidłowa wartość, u osób zdrowych wynosi kilka centymetrów. Częstość kroków jest to liczba kroków wykonywana w trakcie jednostki czasu, zwykle na minutę.

Prędkość chodu, wyrażona miarą dystansu w jednostce czasu, tj. w m/sec lub w m/min, jest wskaźnikiem zmiany przemieszczenia liniowego wzdłuż kierunku ruchu. Dziecko i osoba dorosła może poruszać się z taką samą prędkością, ale z uwagi na różną długość kroków inna jest ich częstość [61,67,68].

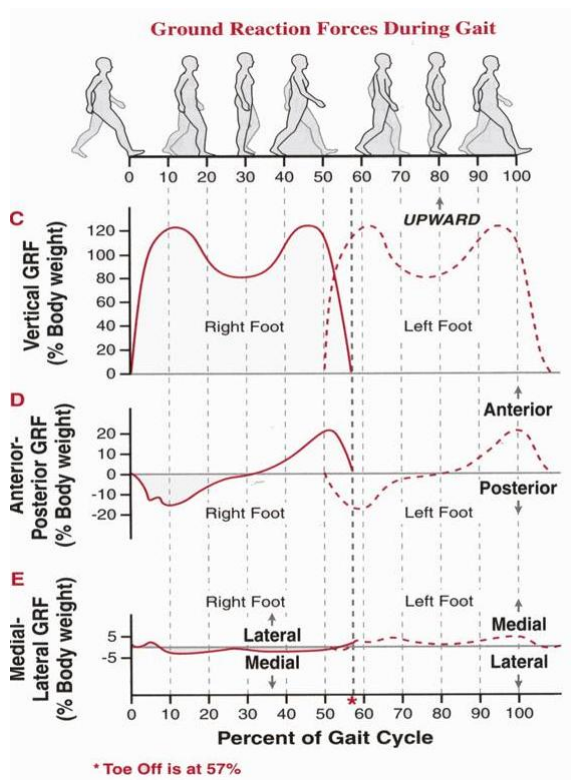
Wielkości opisujące drogę kątową poszczególnych segmentów ciała dotyczą zazwyczaj położenia miednicy i kątów w stawach biodrowych w trzech płaszczyznach (czołowej, strzałkowej i poprzecznej), w stawach kolanowych w płaszczyźnie strzałkowej, w stawach skokowych w płaszczyźnie strzałkowej i poprzecznej oraz ustawienia stopy względem linii kierunkowej chodu. Kinematyka rozpatruje każdy segment ciała jako bryłę sztywną. Żeby ją zdefiniować potrzebne są co najmniej trzy markery położone na jednym segmencie i nie leżące na jednej prostej. W przestrzeni trójwymiarowej każde ciało sztywne charakteryzuje się sześcioma stopniami swobody.

Pomiar trajektorii wybranych punktów ciała człowieka w przestrzeni podczas chodzenia, a także pomiar kątów pomiędzy segmentami ciała w stawach, prędkości i przyspieszeń w optoelektronicznych komputerowych systemach analizy ruchu odbywa się dzięki kamerom rejestrującym ruch odbłaskowych markerów umieszczonych na ciele badanego. Zebrane dane przesyłane są do komputera rekonstruującego trajektorię ruchu każdego punktu w przestrzeni trójwymiarowej, po czym odpowiednie programy obliczają zmiany kątów pomiędzy poszczególnymi segmentami w stawach, prędkości i przyspieszenia. Porównywanie danych uzyskanych przez badanego z wartościami normatywnymi umożliwia rozpoznanie patologii chodu, poziomu i charakteru zmian (ryc. 1.6.4.1) [69,70].



Ryc. 1.6.4.1. Przykład rejestracji graficznej danych kinematycznych na poziomie miednicy i stawu biodrowego w płaszczyźnie czołowej, poprzecznej i strzałkowej, oraz w płaszczyźnie strzałkowej dla stawu kolanowego i skokowego. Linia zielona odzwierciedla zakresy ruchów prawej kończyny dolnej, czerwona lewej. Linie w kolorze szarym oznaczają średnią uzyskaną w badaniu osób zdrowych (wraz z odchyleniem standardowym).

Kinetyka zajmuje się pomiarem sił i ich momentów występujących podczas chodzenia. Najczęściej mierzone są siły reakcji podłoża przy użyciu platform posiadających czujniki piezoelektryczne lub tensometryczne, które rejestrują wszystkie trzy składowe siły reakcji, oraz odtwarzają punkt przyłożenia siły reakcji na płaszczyźnie i umożliwiają obliczenie momentów obrotowych siły względem wszystkich trzech osi (ryc.1.6.4.2).



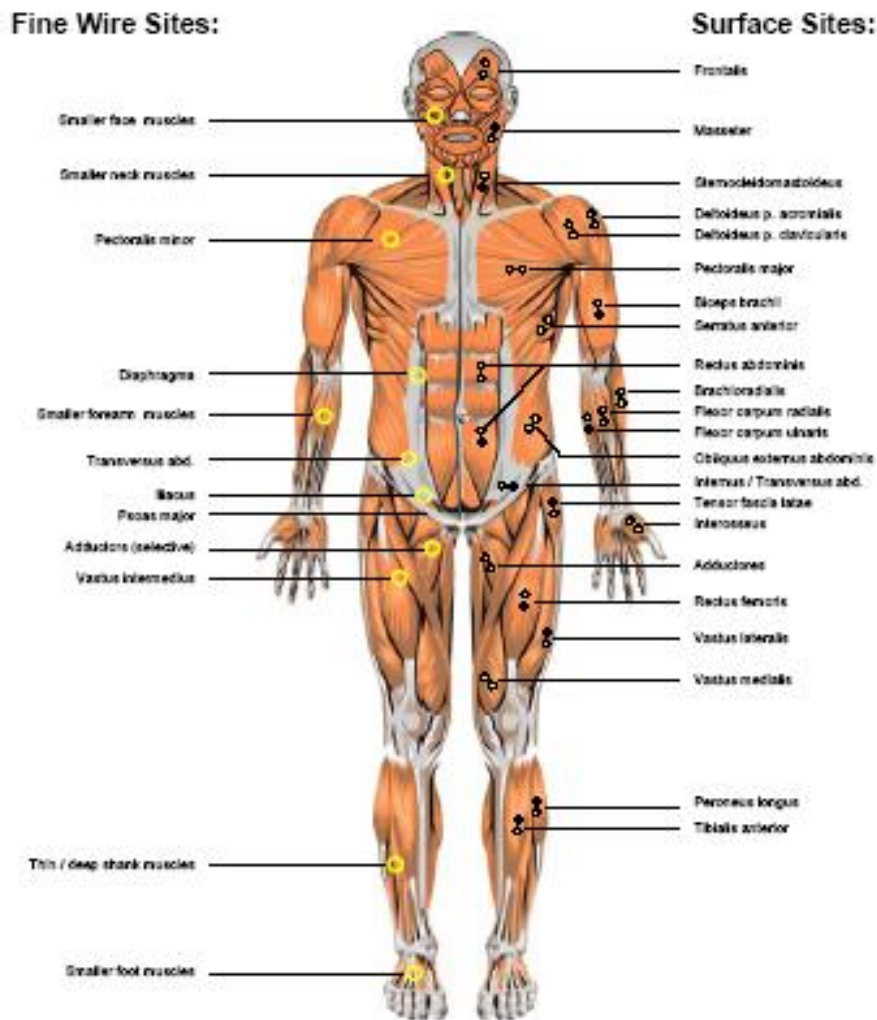
Ryc. 1.6.4.2. Opis graficzny składowych siły reakcji podłoża- składowa pionowa ( $F_z$ ), przednio-tylna ( $F_y$ ) i przyśrodkowo-boczna ( $F_x$ ) [67].

Wyniki można przedstawić w formie wykresu osobno dla każdej z sił. Można z nich odczytać wartości obciążenia pionowego kończyny, siły poprzeczne działające na stopę oraz wartości sił hamujących i przyspieszających stopę w fazie podporu [71].

Badaniu aktywności nerwowo- mięśniowej w czasie wykonywania ruchów służy elektromiografia powierzchniowa (kinezylogiczna) . Dostarcza informacji o fazach ruchu w których dany mięsień jest aktywny, oraz o stopniu jego aktywacji.

W laboratoriach klinicznych badanie aktywności mięśniowej odbywa się jednocześnie przy użyciu optoelektronicznych, komputerowych systemów analizy ruchu. Badanie z wykorzystaniem elektromiografii powierzchniowej polega na zapisie sygnałów mięśniowych powstających w wyniku sumowania czasowego i przestrzennego aktywnych jednostek ruchowych znajdujących się w obszarze rejestracji elektrod umieszczonych na skórze. Metoda posiada wiele zalet, głównie nieinwazyjny charakter oraz możliwość rejestracji sygnału w warunkach dynamicznych. Wykazuje jednak dużą wrażliwość sygnału na zakłócenia (artefakty) ruchowe, sieciowe, elektrokardiograficzne oraz sygnały odbierane z sąsiadujących mięśni (zjawisko „cross

talk”) [72]. Elektrody powierzchniowe umieszcza się najczęściej zgodnie z Europejskimi Zaleceniami dla Elektromiografii Powierzchniowej (European Recommendations for Surface Electromyography, SENIAM) (ryc. 1.6.4.3).



Ryc. 1.6.4.3. Schematyczne przedstawienie możliwych lokalizacji elektrod. Po lewej mięśnie głębokie oraz umiejscowienie elektrod cienkoigłowych, po prawej mięśnie położone powierzchniowo i lokalizacja elektrod powierzchniowych [72].

Celem zminimalizowania oporności w miejscu kontaktu skóry z elektrodami, przed ich umieszczeniem usuwa się włosy oraz odłuszcza skórę i usuwa martwy naskórek. W celu redukcji artefaktów ruchowych stosuje się metodę rejestracji dwubiegunowej (różnicowej), z zastosowaniem przedwzmacniacza, który eliminuje ryzyko zmiany położenia elektrod względem siebie podczas ruchu i dodatkowo wyklucza powstanie efektu mikrofonowego kabli. Dwie aktywne elektrody

kinezyologiczne umieszcza się w możliwie najbliższej odległości, dzięki czemu zakłócenia pojawiają się jednocześnie na obydwu wejściach wzmacniacza i są eliminowane [73-75].

#### **1.6.5. Zaburzenia chodu u dzieci z mózgowym porażeniem**

W odróżnieniu od prawidłowego, chód dzieci z mózgowym porażeniem charakteryzuje się dużą zmiennością. Obserwowane zaburzenia mają przyczynę w niewłaściwym sterowaniu ruchami dziecka i są skutkiem uszkodzenia mózgu oraz uruchamianych mechanizmów kompensacyjnych.

Do pierwotnych objawów uszkodzenia centralnego układu nerwowego wpływających na nieprawidłowy rozwój chodu zalicza się: brak selektywnej kontroli motorycznej (zwłaszcza w dystalnych częściach kończyn dolnych), wpływ prymitywnych odruchów, osłabienie reakcji równoważnych, zaburzenia sensoryczne, niewłaściwy rozkład i wielkość napięcia posturalnego oraz brak równowagi mięśniowej pomiędzy aktywnością mięśni agonistycznych i antagonistycznych [55,76].

Uproszczone modele chodu dziecka z mózgowym porażeniem uwzględniają głównie patologiczną sekwencję aktywności mięśniowej, w której dominuje zaburzona aktywność mięśni przyczyniająca się do powstania odruchowej reakcji na rozciąganie a w konsekwencji do koaktywacji antagonistycznych grup mięśniowych [76,77].

Typowe wzorce chodu dzieci z mózgowym porażeniem to:

##### ***Typ 1: Niedostateczny zakres ruchu unoszenia stopy w fazie wymachu.***

Dodatkowo obserwuje się reakcję na obciążanie podczas wstępnego kontaktu stopy z podłożem. U większości dzieci spowodowany jest niewydolnością funkcjonalną mięśnia piszczelowego przedniego lub skróceniem mięśnia trójgłowego łydki.

##### ***Typ 2: Przeprost stawu kolanowego bez unoszenia pięty w fazie środkowego podporu.***

Przyczyną jest przedwczesna aktywacja mięśnia trójgłowego łydki. Kontakt stopy skoncentrowany na przodostopiu jest spowodowany, oprócz ograniczenia ruchu unoszenia stopy, niewystarczającym zakresem wyprostowania kolana pod koniec fazy wymachu oraz niedostateczną kontrolą selektywnego ruchu zgięcia biodra, który powinien łączyć się z ruchem prostowania kolana.

***Typ 3: Przeprost stawu kolanowego z unoszeniem pięty w fazie środkowego podporu.***

Wynika z nieprawidłowej aktywacji mięśnia trójgłowego łydki. Przyczyną może być również wydłużona aktywność mięśnia obszernego bocznego powodowana niewystarczającą siłą mięśnia brzuchatego łydki w końcowej fazie podporu.

***Typ 4: Zgięcie stawu kolanowego i biodrowego w środkowej fazie podporu.***

Występuje u dzieci z ciężkim stopniem porażenia, jest spowodowany nieprawidłową aktywnością (ze skróceniem lub z jego brakiem) mięśnia brzuchatego łydki, tylnej grupy mięśni uda i mięśni biodrowo-łędźwiowych.

***Typ 5: Zgięcie stawu kolanowego i biodrowego bez unoszenia pięty w środkowej fazie podporu.***

Wzorzec ten, najbardziej niekorzystny funkcjonalnie, wynika z osłabienia mięśnia brzuchatego łydki i wiąże się z ryzykiem utraty zdolności chodzenia. [74,75,76,77,78].

Charakterystyczne kategorie opisowe zaburzeń chodu w mózgowym porażeniu dziecięcym to:

***1. Ruch miednicy typu „double bump pattern”.***

Charakteryzuje się zwiększonym przodopochyleniem miednicy występującym dwukrotnie podczas cyklu chodu, pierwszy raz w fazie podporu, a drugi w fazie wymachu. Jest to obraz typowy dla chorych z obustronnym porażeniem kurczowym, wynikający z braku dysocjacji pomiędzy miednicą a biodrem.

***2. Ruch miednicy typu „single bump pattern”.***

Charakterystyczne jest zwiększenie przodopochylenia miednicy przez całą fazę podporu, ze szczytową wartością tuż przed oderwaniem palców. Jest typowy dla pacjentów z hemiplegią i spowodowany jednostronnym brakiem dysocjacji miednicy z ruchem uda.

***3. Rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym.***

Charakteryzuje się zwiększoną rotacją wewnętrzną kończyny przez cały cykl chodu. Typowa jest korelacja pomiędzy zwiększoną rotacją wewnętrzną w stawie biodrowym

a zwiększoną antetorsją uda stwierdzoną w badaniu klinicznym. Inną przyczyną może być spastyczność mięśni rotujących udo do wewnątrz.

#### ***4. Nadmierne zgięcie kolana.***

Charakteryzuje go większe niż normalnie zgięcie kolan przez całą fazę podporu. Jest wynikiem jednej lub kombinacji przyczyn : nadmierne napięcie, spastyczność lub osłabienie mięśni kulszowo- goleniowych oraz silny przykurcz zgięciowy kolan. Inne przyczyny, nie związane z kolaniem, dotyczą osłabienia zginaczy podszwowych stopy i/lub ich nadmiernej długości.

#### ***5. Nadmierny przeprost kolana.***

Charakteryzuje się większym niż w warunkach fizjologii wyprostem kolan przez całą fazę podporu. Jest spowodowany głównie nadmiernym napięciem zginaczy podszwowych stopy, które nie pozwalają piszczeli przesunąć się do przodu ponad stawem skokowym. Często występuje łącznie z nadmiernym przodopochyleniem tułowia.

#### ***6. Ruchy stawów skokowych typu „double bump pattern”.***

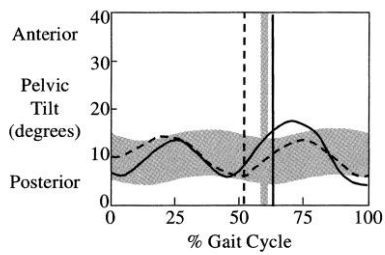
Charakteryzuje się zwiększonym zgięciem grzbietowym stopy występującym dwukrotnie podczas cyklu chodu. Kinematyka stawu skokowego w momencie kontaktu z podłożem może być prawidłowa, jednakże kontakt ten odbywa się poprzez palce lub przodostopie, co jest spowodowane nadmiernym zgięciem kolan. Po kontakcie z podłożem dochodzi do nadmiernego zgięcia grzbietowego, które powtarza się w drugiej połowie fazy podporu.

#### ***7. Rotacja wewnętrzna stopy podczas jej przemieszczania do przodu.***

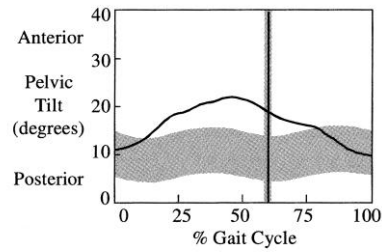
Charakteryzuje się nadmierną rotacją wewnętrzną stopy względem kierunku ruchu i może wynikać z deformacji stopy i stawu skokowego, prowadzącej do przywiedzenia przodostopia lub z przyczyn wymienionych powyżej, bez żadnego związku z patologią stopy.

Charakterystykę wyżej opisanych zaburzeń przedstawiono obrazowo na ryc. 1.6.5.1.

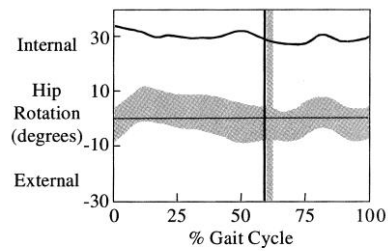




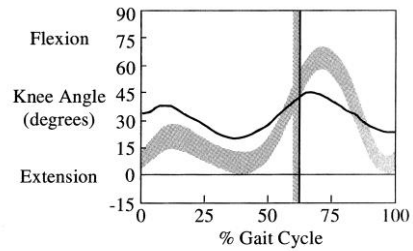
a)



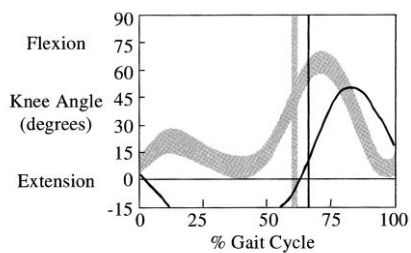
b)



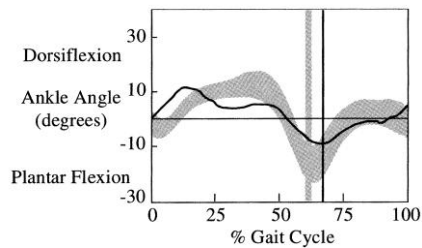
c)



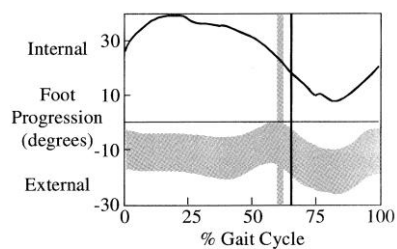
d)



e)



f)



g)

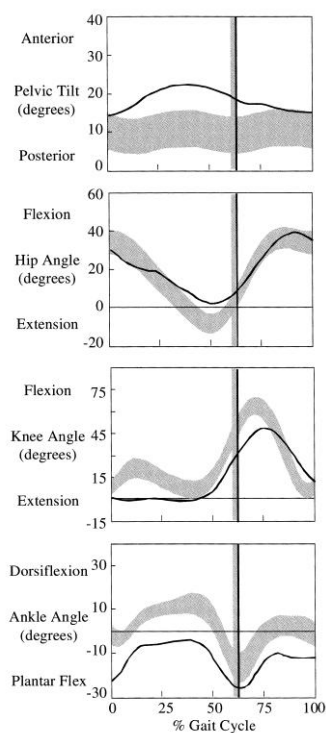
Ryc. 1.6.5.1. Patologiczne wzorce chodu w poszczególnych stawach lub segmentach:

a) ruch miednicy typu „double bump pattern”, b) ruch miednicy typu „single bump pattern”, c) rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym, d) nadmierne zgięcie kolana w fazie podporu, e) przeprost kolana w fazie podporu, f) ruchy stawów skokowych typu „double bump pattern”, g) rotacja wewnętrzna stopy [55].

Poza opisanymi wyżej, istnieją złożone wzorce stawowo- segmentalne chodu w obrębie jednej płaszczyzny i w wielu przypadkach są nimi:

### **1. Związek pomiędzy ruchem miednicy a stawem skokowym.**

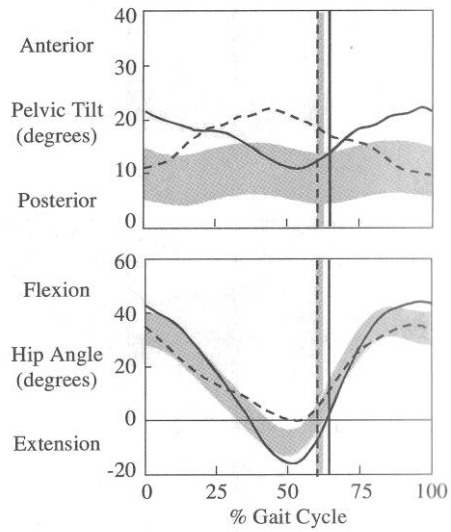
Nadmierne zgięcie podeszwowo stopy i wtórnie wyprost kolana powoduje, że podudzie nie może prawidłowo przemieszczać się ponad stawem skokowym. Następstwem są trudności w przemieszczaniu środka ciężkości ciała wzdłuż kierunku ruchu. Kompensacyjnie dochodzi do przesunięcia tułowia i przodopochylenia miednicy (ryc. 1.6.5.2).



Ryc. 1.6.5.2. Przodopochylenie miednicy w fazie podporu w wyniku nadmiernego zgięcia podeszwowego stopy [55].

### **2. Ruch miednicy typu „single-bump pattern” powodowany asymetrią ruchu biodra.**

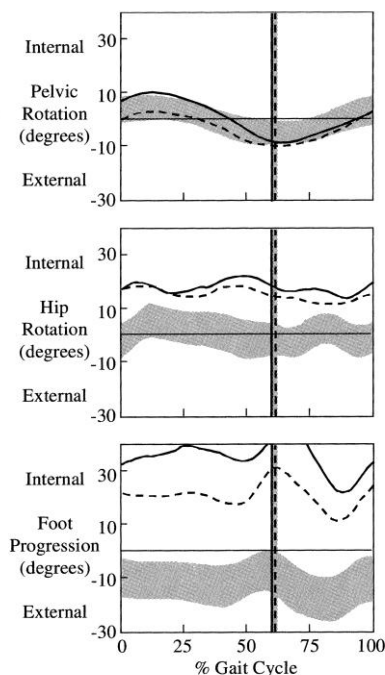
Powodowany ograniczeniem ruchu biodra w płaszczyźnie strzałkowej w wyniku zmniejszonej dysocjacji pomiędzy miednicą i udem. Kompensacją zredukowanego ruchu biodra jest zwiększenie zakresu ruchu miednicy i przeciwnego biodra w płaszczyźnie strzałkowej (ryc. 1.6.5.3).



Ryc. 1.6.5.3. Ruch miednicy typu „single-bump pattern” w powiązaniu z ograniczeniem zakresu ruchu w płaszczyźnie strzałkowej po stronie ipsilateralnej i zwiększeniem zakresu ruchu w tej samej płaszczyźnie po stronie przeciwnej [55].

### 3. Chód z rotacją wewnętrzną kończyn dolnych.

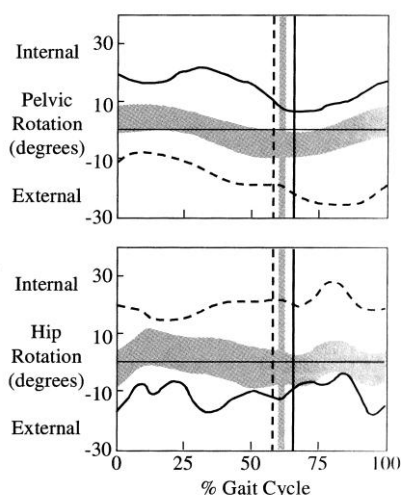
Nadmierna rotacja wewnętrzna stopy względem kierunku ruchu, której może towarzyszyć obustronne krzyżowanie kolan, powodowana wewnętrzną rotacją biodra i kolana, wewnętrzną torsją piszczeli i/lub przywiedzeniem przodostopia (ryc. 1.6.5.4).



Ryc. 1.6.5.4. Obustronna rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym powiązana z nadmierną rotacją wewnętrzną stopy w odniesieniu do linii kierunkowej chodu [55].

#### **4. Asymetryczna rotacja biodra z asymetryczną rotacją miednicy.**

Jednostronna rotacja wewnętrzna biodra, typowa dla pacjentów z hemiplegią jest kompensowana rotacją zewnętrzną przeciwnego kolana. Jeśli pozostaje nieskompensowana może wystąpić krzyżowanie kolan (ryc.1.6.5.5).



Ryc. 1.6.5.5. Kompensacyjne asymetryczne ustawienie lewej strony miednicy w pozycji rotacji zewnętrznej wynikające z nadmiernej rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym po tej samej stronie. Rotacja wewnętrzna prawej strony miednicy wynika z ustawienia prawego stawu biodrowego w rotacji zewnętrznej [55].

Inne złożone wzorce stawowo-segmentalne chodu dotyczą wielu płaszczyzn ruchu. Są to:

#### **1. Nadmierny zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej/zredukowany ruch w płaszczyźnie strzałkowej.**

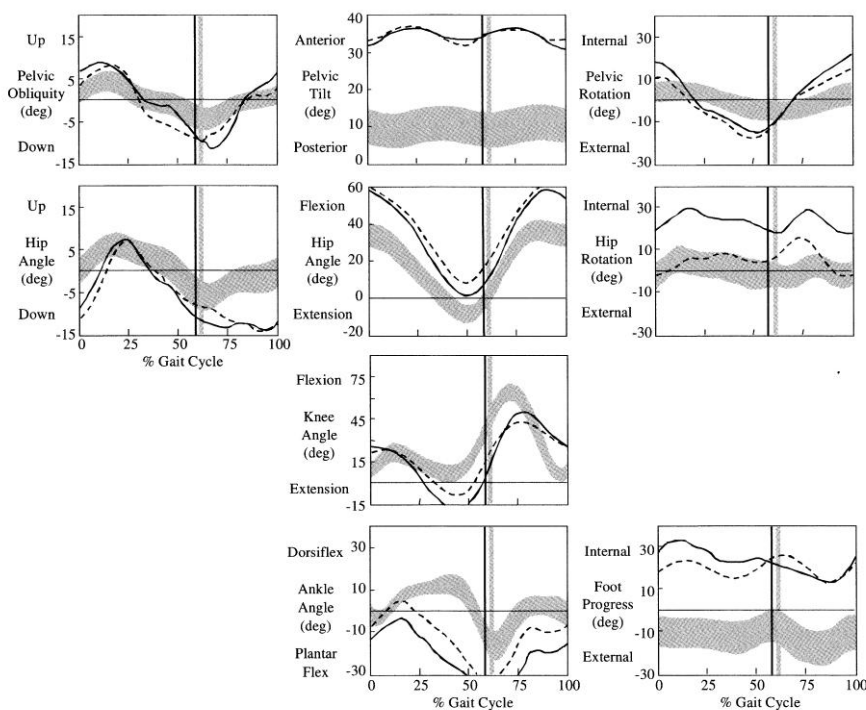
Ograniczony ruch stawów kolanowych i biodrowych (obustronnie) w płaszczyźnie strzałkowej który ogranicza długość kroku, może być minimalizowany przez kompensacyjny wzrost zakresu ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej. Zwiększa się długość kroku.

## **2. Zwiększony zakres odwiedzenia biodra w fazie wymachu/zredukowany ruch w płaszczyźnie strzałkowej.**

Zredukowane ruchy stopy, kolana i biodra (obustronnie) w płaszczyźnie strzałkowej mogą powodować zwiększenie zakresu odwiedzenia biodra.

## **3. Zwiększony zakres ruchu biodra w płaszczyźnie czołowej wtórnie do zwiększonego zakresu ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej.**

Nadmierna rotacja wewnętrzna miednicy w momencie kontaktu stopy z podłożem powoduje zwiększony zakres ruchu odwiedzenia biodra w tej fazie. Zwiększona rotacja miednicy w fazie ekscentrycznego hamowania pociąga za sobą równoczesne przywiedzenie biodra (ryc.1.6.5.6).



Ryc. 1.6.5.6. Zwiększenie zakresu ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie czołowej w fazie ekscentrycznego hamowania wynikające z nadmiernej ruchomości miednicy w płaszczyźnie poprzecznej. Rotacja zewnętrzna miednicy połączona z wyprostem stawu biodrowego wiąże się z jego jednoczesnym ustawieniem w pozycji przywiedzenia [55].

#### ***4. Asymetryczny zakres ruchu biodra w płaszczyźnie czołowej/asymetria miednicy w płaszczyźnie poprzecznej.***

Nadmierna rotacja wewnętrzna miednicy w momencie kontaktu pięty z podłożem może być przyczyną zwiększonego zakresu ruchu odwiedzenia biodra w tej samej fazie. I na odwrót, nadmierna rotacja zewnętrzna miednicy może przyczynić się do zwiększonego przywiedzenia. Stopień asymetrii miednicy jest skorelowany z asymetrią biodra.

#### ***5. Postępująca rotacja zewnętrzna miednicy/nadmierne zgięcie podeszwowe/wyprost kolana.***

Nadmierne zgięcie podeszwowe stopy/wyprost kolana powoduje opóźnione występowanie zgięcia grzbietowego stopy podczas przemieszczania się podudzia do przodu i może prowadzić do rotacji zewnętrznej miednicy po tej samej stronie pod koniec fazy podporu [55].

Przedstawiona charakterystyka nie wyczerpuje kompletnej listy wzorców chodu i zależności występujących u dzieci z mózgowym porażeniem.

#### **1.6.6. Obserwacyjna analiza chodu**

Najpopularniejszą metodą analizy chodu, z uwagi na niewielkie koszty, dużą dostępność i łatwość użycia, jest oparta na obserwacji analiza kliniczna. Może dostarczać informacji trudno dostępnych w standardowej instrumentalnej analizie, jak współruchy kończyn górnych, równowaga i reakcje posturalne, kompleks ruchów głowy i tułowia, struktura stopy oraz ruchy patologiczne.

Ze względu na brak jednoznacznych standardów w obserwacyjnej analizie chodu, porównanie wyników uzyskanych w różnych ośrodkach i przez różnych badaczy jest trudne albo często niemożliwe. Próbą rozwiązania problemu jest rejestracja chodu pacjenta za pomocą dwóch kamer ustawionych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Możliwość wielokrotnego odtwarzania obrazu, zatrzymania klatek i odtwarzania nagrania w zwolnionym tempie może znacząco poprawiać dokładność obserwacji [69]. Do najlepiej poznanych i najczęściej stosowanych protokołów obserwacji chodu dzieci z mózgowym porażeniem należy „Full Body Observational

Gait Analysis Form” opracowany w Rancho Los Amigos Medical Centre w Kalifornii [82], „Edinburgh Visual Gait Score for Cerebral Palsy” [61], „Observational Gait Scale for Botulinum Toxin A Management” [78] zaadaptowana z „Physician’s Rating scale” [79], czy Observational Gait Scale [80].

Warunkiem zrozumienia obserwacyjnej analizy chodu jest znajomość płaszczyzn ruchu, faz chodu i prawidłowych wzorców ruchowych. Ruchy zgięcia i wyprostowania są najlepiej widoczne wzdłuż linii prostopadłej do ich płaszczyzny. Wynika z tego, że oglądając nagranie wykonane w płaszczyźnie strzałkowej możemy lepiej zrozumieć omawiane ruchy. Podobnie, analiza nagrania wykonanego w płaszczyźnie czołowej, od strony twarzowej i potylicznej pacjenta, zapewnia lepsze zrozumienie ruchów odwiedzenia/przywiedzenia, szpotawienia/koślawienia lub innych, np. zgięcia bocznego tułowia.

#### **1.6.7. Ilościowe metody analizy chodu**

Polegają na pomiarze, opisie i ocenie wybranych parametrów charakteryzujących chód człowieka. Najczęściej mierzone i oceniane są parametry czasowo-przestrzenne chodu oraz parametry kinematyczne, kinetyczne i aktywność mięśni. Każdy z wymienionych parametrów może być mierzony niezależnie z wykorzystaniem różnych rozwiązań technologicznych. Stosowane mogą być tak proste urządzenia jak stopery czy taśmy miernicze. Zaawansowane systemy aparaturowe do oceny parametrów czasowo- przestrzennych i kinetycznych to ścieżki i platformy oraz wkładki do butów wyposażone w czujniki rejestrujące nacisk stóp na podłoże. Do pomiarów kinematycznych stosowane są elektrogoniometry mocowane bezpośrednio na ciele badanego w osi obrotu badanego stawu pozwalające na pomiar zakresu ruchu w warunkach dynamicznych.

Do oceny parametrów kinetycznych służą platformy dynamometryczne, które umożliwiają pomiar wszystkich trzech składowych sił reakcji podłoża (GRF), odtworzenie położenia punktu przyłożenia siły reakcji na płaszczyźnie oraz obliczenie momentów obrotowych sił w stawach we wszystkich trzech płaszczyznach. Ocena czynności elektrycznej mięśni podczas chodu rejestrowana może być za pomocą modułów do elektromiografii powierzchniowej z możliwością bezprzewodowej rejestracji, gromadzenia i transmisji danych [69,81,82].

Najnowocześniejszą metodę kompleksowej analizy chodu stanowią optoelektroniczne systemy komputerowe [69,83,84], wykorzystujące digitalizację obrazu wideo, oraz systemy ultradźwiękowe i elektromagnetyczne. Pozwalają one na ilościową, obiektywną i trójwymiarową analizę chodu pacjenta.

Systemy optoelektroniczne (m. in. wykorzystany w badaniach własnych BTS SMART), złożone z systemu kamer emitujących promieniowanie podczerwone, rejestrują ruch pasywnych lub aktywnych markerów naklejonych na skórze badanego. Znaczniki te pokryte są farbą lub taśmą odbijającą światło podczerwone. Markery rozmieszczone są w punktach anatomicznych zgodnie z przyjętymi protokołami biomechanicznymi. Dane ze wszystkich kamer przesyłane są do komputera, gdzie rekonstruowana jest trajektoria ruchu markerów i obliczane są zmiany kątów pomiędzy segmentami ciała pacjenta, a w efekcie zmiany kątów stawowych (parametry kinematyczne chodu). Komputerowe systemy umożliwiają jednoczesną rejestrację parametrów kinetycznych chodu. Platformy dynamograficzne umieszczane w ścieżce rejestrują wartość sił reakcji podłoża oraz pozwalają na wyznaczenie kierunku działania sił względem stawu. Synchronizacja czasowa przetworzonego zapisu z kamer i kierunku działania sił pozwala na szczegółową analizę faz chodu. Dodatkowe wyposażenie stanowią kamery cyfrowe rejestrujące chód w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej. Wraz z oceną kinetyczną i kinematyczną chodu system umożliwia rejestrację aktywności bioelektrycznej pracujących mięśni. Wszystkie zebrane sygnały są uśredniane i raportowane w postaci liczbowej oraz graficznej, osobno dla każdej z kończyn. Oprogramowanie pozwala uśrednić dane uzyskane z kilku cykli chodu pacjenta oraz porównać zapisy z prawej i lewej połowy ciała, a w efekcie ocenić powtarzalność oraz symetrię chodu. Raport z badania umożliwia porównanie wyników uzyskanych przez pacjenta z normami dla odpowiadającej populacji osób zdrowych oraz z pomiarami tego samego pacjenta uzyskanymi w różnym czasie.

Badanie chodu składa się z kilku etapów: kalibracji systemu, przygotowania pacjenta do badania (pomiary antropometryczne, rozmieszczenie markerów na ciele pacjenta zgodnie z przyjętym protokołem, naklejenie elektrod do EMG), zbierania danych (badanie statyczne w pozycji stojącej i kilka pomiarów dynamicznych), obróbki uzyskanych danych, wygenerowania raportu oraz z opisu i analizy uzyskanych wyników.



### **1.6.8. Praktyczne zastosowanie ilościowej analizy chodu**

Analiza chodu ma szerokie zastosowanie w leczeniu różnych schorzeń charakteryzujących się zaburzeniami poruszania się i coraz częściej stanowi uzupełnienie standardowego, statycznego badania klinicznego. Celem jej stosowania w praktyce jest porównanie uzyskanych wyników badania z wartościami normatywnymi typowymi dla osób zdrowych z uwzględnieniem wieku i płci. Zasadniczym zadaniem jest ułatwienie zaplanowania optymalnego planu leczenia, ocena jego skuteczności i stosowanego zaopatrzenia ortopedycznego oraz analiza, opis i klasyfikacja zaburzeń chodu w różnych jednostkach chorobowych.

Badania w laboratoriach chodu wykorzystywane są w diagnostyce i leczeniu chorych z objawami schorzeń neurologicznych (udary mózgu, choroba Parkinsona, ataksje, mózgowo porażenie dziecięce, dystrofie mięśniowe), oraz schorzeń ortopedycznych i reumatycznych (choroba zwyrodnieniowa stawów, ocena chodu po alloplastykach stawów biodrowych i kolanowych, plastykach więzadeł stawowych, skoliozy, reumatoidalne zapalenie stawów) i innych [69,85-90].

Można przyjąć, że do stwierdzenia występowania zaburzeń chodu wystarcza obserwacyjne badanie chodu, jednak ustalenie ich przyczyny wymaga zastosowania badania ilościowego.

## 2. CEL PRACY

W ustalaniu algorytmu leczenia dzieci z mózgowym porażeniem kluczowe znaczenie ma określenie wyjściowych możliwości lokomocyjnych decydujących o możliwym do osiągnięcia poziomie samodzielności. Wskazania do leczenia operacyjnego powstają wówczas, gdy metodami zachowawczymi nie uzyskuje się oczekiwanych wyników, a istnieją potencjalne możliwości poprawy stanu funkcjonalnego chorego. Istota decyzji o rodzaju leczenia operacyjnego sprowadza się do właściwego rozpoznania czynnika ograniczającego zdolność lokomocji. Wymaga to zastosowania wiarygodnych metod oceny istniejących zaburzeń. Analiza chodu jest kluczowym elementem badania dzieci z mózgowym porażeniem przed planowaniem zabiegów ortopedycznych. Powszechnym narzędziem obiektywnej analizy chodu są optoelektroniczne systemy komputerowe, jednak nadal w wielu ośrodkach, z uwagi na brak dostępności tej metody, stosuje się analizę obserwacyjną.

Celem pracy była analiza chodu dzieci z mózgowym porażeniem przed planowanymi zabiegami ortopedycznymi z wykorzystaniem skali obserwacyjnej oraz optoelektronicznego systemu komputerowego.

Analizie poddano wybrane parametry kinematyczne chodu w obrębie grup oraz pomiędzy grupami chorych klasyfikowanych w skali GMFCS, oraz związek oceny obserwacyjnej z ilościową analizą chodu.

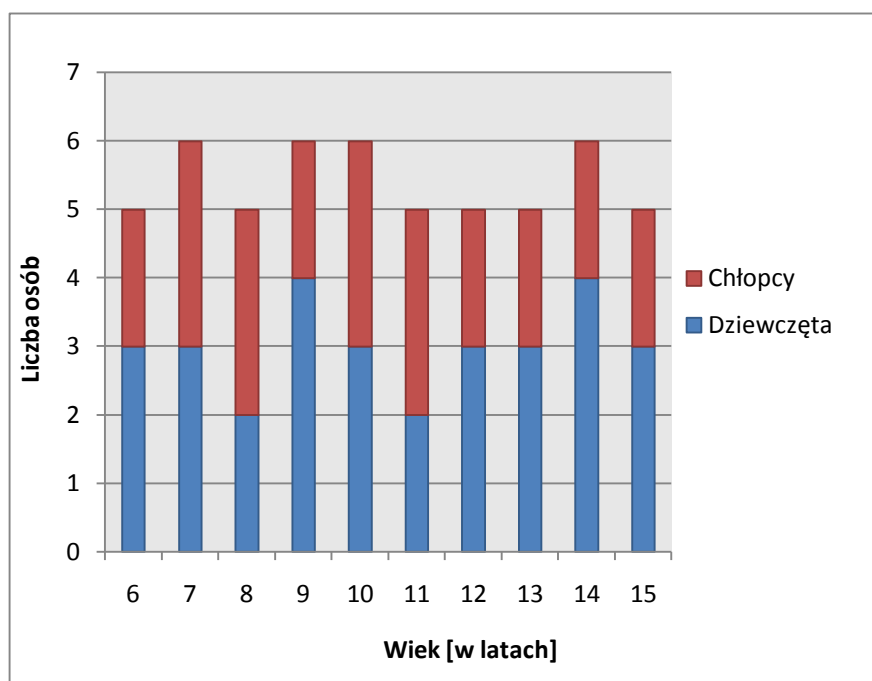
W szczególności próbowano uzyskać odpowiedzi na następujące pytania:

- Czy istnieje związek pomiędzy wartościami parametrów czasowo- przestrzennych chodu a poziomem funkcjonalnym dzieci w klasyfikacji GMFCS?
- Czy występuje związek pomiędzy wartościami parametrów czasowo- przestrzennych i wynikami w skali Observational Gait Scale?
- Czy poziom GMFCS ma wpływ na przeciętny poziom wybranych parametrów kinematycznych miednicy oraz stawu biodrowego, kolanowego i skokowego?
- Czy istnieje związek pomiędzy wielkością wybranych parametrów kinematycznych miednicy, stawu biodrowego, kolanowego i skokowego oraz wartościami skali Observational Gait Scale?
- Czy istnieją różnice w wynikach dwóch analiz chodu przy użyciu Observational Gait Scale wykonywanych w pewnym odstępie czasowym przez jedną osobę?
- Czy występują różnice pomiędzy wynikami dwóch serii pomiarów wykonanych przez różnych oceniających?

### 3. MATERIAŁ I METODA

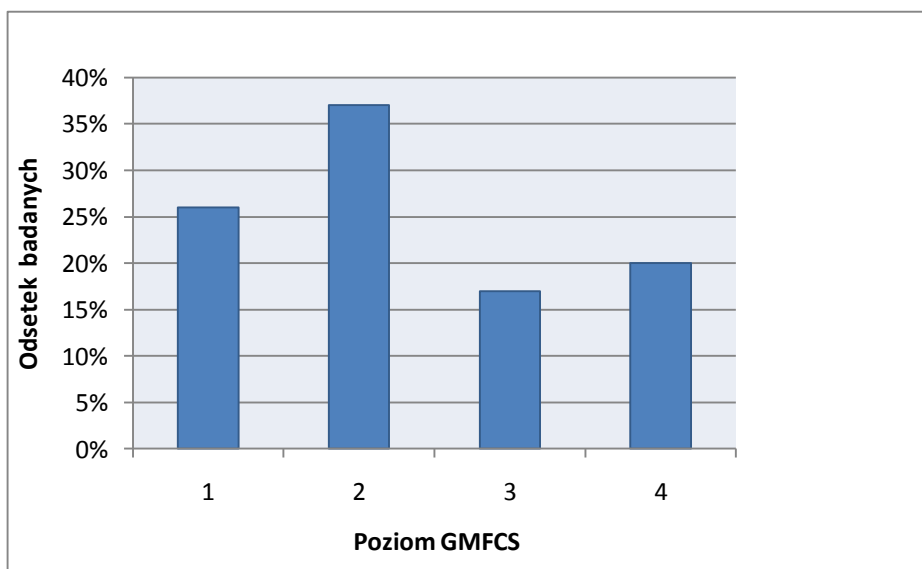
#### 3.1. Charakterystyka badanej grupy

Badaną grupę stanowiło 54 dzieci (30 dziewcząt i 24 chłopców) z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego. Wiek badanych wynosił od 6 do 15 lat (średnio 10,3) (ryc. 3.1.1).



Ryc. 3.1.1. Struktura wieku i płci badanych.

Stan funkcjonalny dzieci w klasyfikacji GMFCS mieścił się na poziomie od 1 do 4. Na poziomie pierwszym znajdowało się czternaścioro dzieci (26%), na poziomie drugim dwadzieścioro (37%), dziewięścioro dzieci (17%) prezentowało poziom trzeci, a pozostałych jedenaścioro (20%) poziom czwarty (ryc. 3.1.2).



Ryc. 3.1.2. Poziom funkcjonalny dzieci w klasyfikacji GMFCS.

Ocena funkcjonalna dzieci w klasyfikacji GMFCS została wykonana przez lekarza ortopedę współpracującego z zespołem Pracowni Biomechaniki Ruchu Instytutu Fizjoterapii UR.

Informacje dotyczące rozpoznania mózgowego porażenia dziecięcego uzyskano z dokumentacji lekarskiej, dostarczonej przez rodziców bądź opiekunów dzieci.

Kryterium włączenia do badań stanowiły:

- wiek od 6 do 15 lat,
- diplegia spastyczna,
- poziom GMFCS: 1-4,
- pisemna zgoda opiekuna na wykonanie badania,
- minimum 6 miesięcy od ostatniego zabiegu operacyjnego bądź iniekcji toksyny botulinowej typu A (BTX-A).

Za kryteria wykluczające dzieci z badania uznano:

- inne postacie mózgowego porażenia,
- brak możliwości chodu samodzielnego lub przy pomocy chodzika,
- zaburzenia psychologiczne i psychiatryczne uniemożliwiające kontakt z dzieckiem i wykonanie badania.

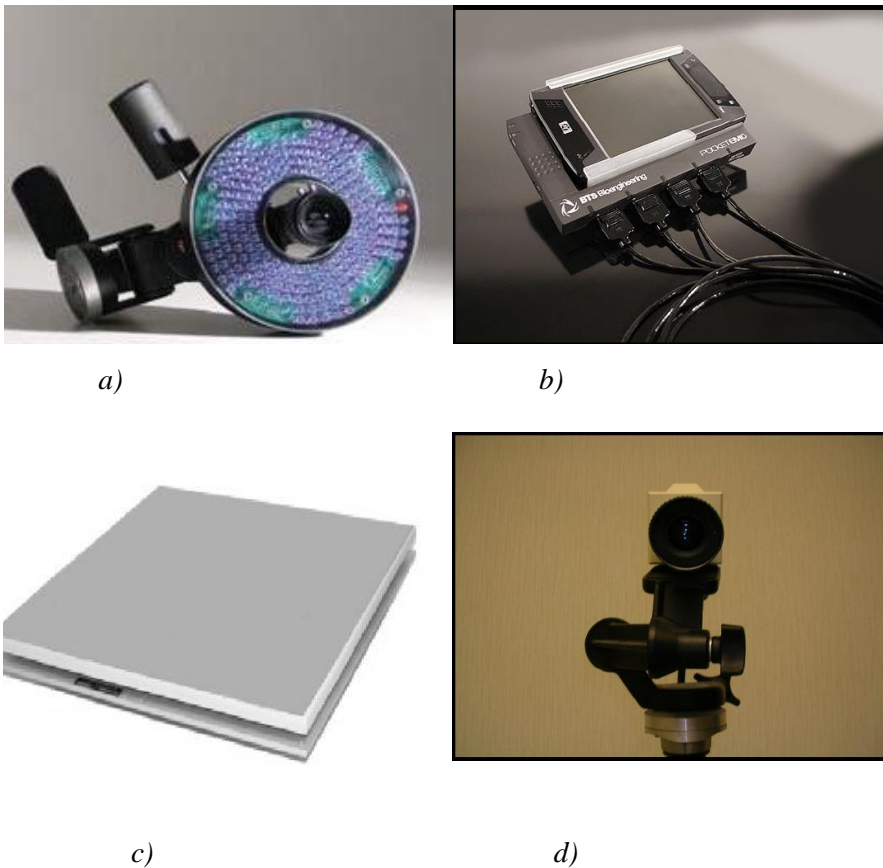
Badania chodu wykonywano w okresie od kwietnia 2008 roku do czerwca 2010 roku.

### 3.2. Metodyka badań

Do oceny parametrów chodu zastosowano system analizy ruchu BTS Smart.

W skład systemu wchodzi:

- centralna jednostka sterująca wraz z oprogramowaniem,
- 6 kamer częstotliwości próbkowania 120 Hz, rejestrujących trajektorie ruchu odblaskowych markerów umieszczonych na ciele badanego w ściśle określonych punktach antropometrycznych,
- 2 platformy Kistlera do pomiaru sił reakcji podłoża,
- jednostka do powierzchniowej elektromiografii dynamicznej Pocket Emg,
- 2 kamery wideo (ryc. 3.2.1).



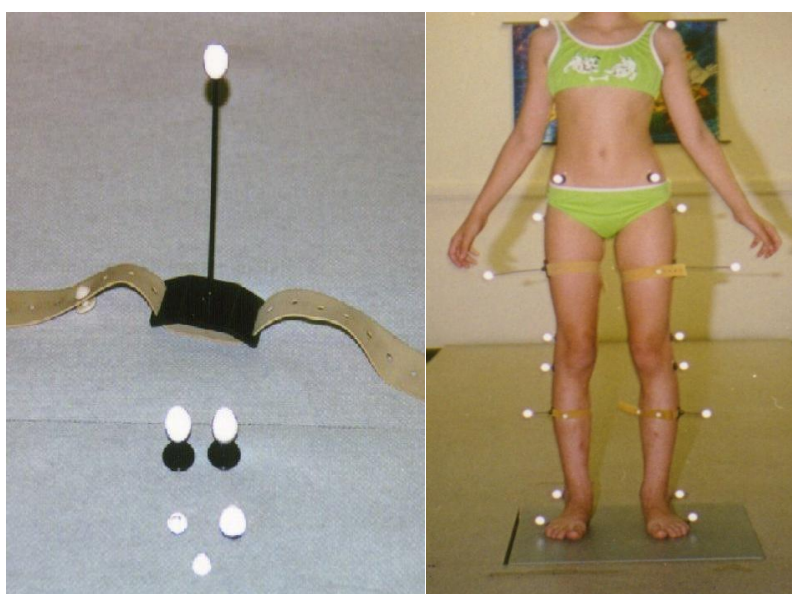
Ryc. 3.2.1. Elementy składowe systemu BTS-Smart: a) kamera rejestrująca ruch markerów, emituje światło podczerwone; b) Pocket EMG, system do rejestracji i analizy aktywności mięśniowej; c) platforma dynamograficzna; d) kamera.

Kamery na podczerwień przekazują obraz markerów do komputera, gdzie jest rejestrowany, a po badaniu poddawany obróbce. W badaniach posłużono się również kartą do zbierania danych osobowych i klinicznych. Zawarte w niej informacje dotyczyły danych osobowych, wysokości i masy ciała, poziomu GMFCS, przebiegu dotychczasowego leczenia, schorzeń dodatkowych, oraz pomiarów antropometrycznych (szerokość i głębokość miednicy, długość kończyn, szerokość kolan, szerokość międzykostkowa).

Badanie chodu obejmowało wykonanie kalibracji systemu, przygotowanie pacjenta, zbieranie i obróbkę danych, oraz generowanie raportu. Przygotowanie pacjenta polegało na wykonaniu pomiarów antropometrycznych (ryc. 3.2.2) oraz umiejscowieniu na skórze dziecka 22 odblaskowych markerów (ryc. 3.2.3).



Ryc. 3.2.2. Pomiary antropometryczne. Obejmują ocenę długości kończyn, szerokości i głębokości miednicy, szerokości kolana i kostki oraz pomiar wysokości i masy ciała.

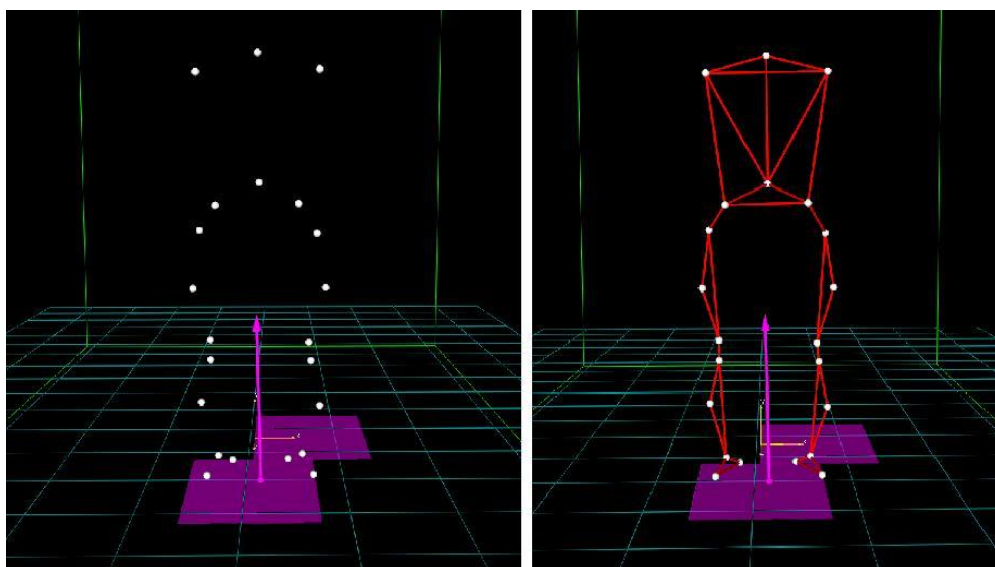


a)

b)

Ryc. 3.2.3. Lokalizacja markerów (a) na skórze dziecka wg modelu Davies'a. 22 znaczniki umieszcza się w ściśle określonych punktach antropometrycznych (b).

Zebranie danych wymagało wykonania pomiaru statycznego oraz sześciu przejść badanego po sześciometrowej ścieżce znajdującej się w obszarze widzenia kamer. Obróbka danych obejmowała przyporządkowanie każdego markera do określonego punktu zastosowanego modelu (ryc. 3.2.4) oraz oznaczenie momentów kontaktu pięty z podłożem i momentu oderwania palców dla każdej stopy we wszystkich pomiarach dynamicznych.



Ryc. 3.2.4. Rekonstrukcja obrazu w formacie 3D. Obróbka wyników wymaga przypisania (nazwania) markerów wg przyjętego protokołu.

Badanie wraz z przygotowaniem pacjenta trwało ok. 1-1,5 h.

Szczegółowej ocenie poddano 5 parametrów czasowo- przestrzennych chodu oraz 18 parametrów kinematycznych (tab. 3.2.1).

Tab. 3.2.1. Analizowane parametry chodu. Oceniano parametry czasowo- przestrzenne oraz wybrane wartości kinematyczne miednicy, stawu biodrowego, kolanowego i skokowego.

Parametry czasowo- przestrzenne
Długość fazy pojedynczego podporu [% cyklu chodu]
Długość fazy podwójnego podporu [% cyklu chodu]
Długość kroku [m]
Szerokość kroku [m]
Prędkość chodu [m/s]
Parametry kinematyczne
Miednica
Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej [°]
Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej [°]
Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej [°]
Staw biodrowy
Wartość przywiedzenia w stawie biodrowym [°]
Maksymalna rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym [°]
Maksymalna rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym w fazie podporu [°]
Maksymalny wyprost w stawie biodrowym w fazie podporu [°]
Maksymalne zgięcie w stawie biodrowym w fazie wymachu [°]
Wartość zgięcia w stawie biodrowym podczas kontaktu stopy z podłożem [°]
Zakres ruchu w stawie biodrowym płaszczyźnie strzałkowej [°]
Staw kolanowy
Maksymalna wartość zgięcia w stawie kolanowym [°]
Wartość zgięcia stawu kolanowego podczas kontaktu stopy z podłożem [°]
Minimalna wartość zgięcia stawu w fazie podporu [°]
Zakres ruchu stawu kolanowego [°]
Staw skokowy
Maksymalna wartość zgięcia grzbietowego stopy [°]
Ustawienie stopy w momencie kontaktu z podłożem [°]
Maksymalna wartość zgięcia podszwowego stopy w fazie podporu [°]
Zakres ruchu stopy [°]

Obserwacyjna analiza chodu została wykonana niezależnie przez dwóch doświadczonych fizjoterapeutów zajmujących się leczeniem dzieci z mózgowym porażeniem. W badaniach wykorzystano nagrania video wykonane podczas laboratoryjnej analizy chodu oraz skalę Observational Gait Scale (OGS; Boyd i Graham 1999) (ryc. 3.2.5). W celu zapewnienia spójności analizy, przed przystąpieniem do oceny właściwej obserwatorzy uczestniczyli w sesji treningowej i dyskusji na temat OGS. Fizjoterapeuci analizowali jednakowe nagrania (dwa ukazujące płaszczyznę czołową i dwa płaszczyznę strzałkową) w normalnym i zwolnionym tempie i w ściśle określonym czasie. Badanie wykonano dwukrotnie, przy



czym druga ocena odbyła się 8 tygodni później. W tym czasie badający nie wymieniali się opiniami związanymi z oceną. Kolejność prezentacji nagrań podczas drugiej oceny została losowo zmieniona.

PARAMETR CHODU	DEFINICJA	KOŃCZYNA PRAWA	KOŃCZYNA LEWA
Pozycja kolana w fazie pełnego obciążenia (Mid stance)	Zgięcie >15 stopni	0	0
	Zgięcie 10-15 stopni	1	1
	Zgięcie < 10 stopni	2	2
	Pozycja neutralna	3	3
	Przeprost < 5 stopni	2	2
	Przeprost 5-10 stopni	1	1
	Przeprost > 10 stopni	0	0
Kontakt stopy z podłożem	Palce	0	0
	Przodostopie	1	1
	Stopa płasko	2	2
	Pięta	3	3
Kontakt stopy w fazie pełnego obciążenia (Mid stance)	Palce/palce (końskość)	0	0
	Stopa płasko/wczesne uniesienie pięty	1	1
	Stopa płasko/ bez wczesnego uniesienie pięty	2	2
	Sporadycznie pięta/stopa płasko	3	3
	Pięta/palce (normalne przetaczanie)	4	4
Moment uniesienia pięty	Brak kontaktu pięty (ustalona końskość)	0	0
	Przed 25% fazy podporu (bardzo wcześnie)	1	1
	Między 25-50% (nieco wcześnie)	2	2
	W fazie przetaczania (Terminal stance)	3	3
	Brak uniesienia pięty (chód kuczny)	0	0
Tyłostopie w fazie pełnego obciążenia (Mid stance)	Szpotawość	0	0
	Koślawość	1	1
	Neutralnie	2	2
Pole podparcia	Nożycowe ustawienie kończyn	0	0
	Wąska podstawa	1	1
	Szeroka podstawa	2	2
	Normalna podstawa (na szerokość ramion)	3	3
Urządzenia pomocnicze	Chodzik (tylny/przedni) z pomocą	0	0
	Chodzik samodzielnie	1	1
	Kule, laski	2	2
	Żadne	3	3
Ogólna zmiana	Pogorszenie	-1	-1
	Brak	0	0
	Poprawa	1	1
Łączny wynik			

Ryc. 3.2.5. Skala do obserwacyjnej analizy chodu- *Observational Gait Scale*. Ocenia 8 parametrów, głównie wzajemne zależności pomiędzy stawem skokowym i kolanowym w fazie podporu i umożliwia uzyskanie maksymalnej liczby 22 punktów. Oceniający pominięli ostatni parametr, ponieważ dysponowano tylko jednym badaniem każdego dziecka.

### 3.3. Metody statystyczne użyte w pracy

Wartości statystyk opisowych dla parametrów kinematycznych, bez uwzględnienia zależności pomiędzy ich wartościami a poziomem dzieci w klasyfikacji GMFCS, przedstawiono za pomocą wartości średnich wraz z odchyleniem standardowym, oraz wartości minimalnych, maksymalnych i środkowych. Aby stwierdzić, czy zaobserwowane w próbie różnice w wartościach parametrów mogą być uogólniane na całą populację zastosowano test Manna-Whitneya.

Hipotezę o wpływie stopnia GMFCS na wartości parametrów kinematycznych weryfikowano przy użyciu testu Kruskala- Wallisa.

Opis rozkładu wartości skali obserwacyjnej (osobno dla strony prawej i lewej) oraz charakterystykę wartości skali obserwacyjnej w zależności od stopnia GMFCS przedstawiono za pomocą wartości średnich wraz z odchyleniem standardowym, oraz wartości minimalnych, maksymalnych i środkowych.

Aby porównać wartości skali obserwacyjnej z parametrami kinematycznymi zastosowano nieparametryczny współczynnik korelacji rang Spearmana, odpowiedni do prowadzonych porównań zarówno z powodu występowania w badanej zbiorowości pewnej asymetrii wyników, jak i z powodu faktu, iż współczynnik Spearmana pozwala wykryć nie tylko zależności o charakterze liniowym. Wyniki uzupełniono rezultatami testu istotności współczynnika korelacji ( $p$ ).

Rozkład wartości skali obserwacyjnej (osobno dla strony prawej i lewej), biorąc pod uwagę, iż pomiary były dokonywane dwukrotnie i przez dwóch oceniających, przedstawiono za pomocą wartości średnich wraz z odchyleniem standardowym, oraz wartości minimalnych, maksymalnych i środkowych.

Do oceny powtarzalności pomiędzy obiema ocenami wykonanymi przez każdego terapeutę, oraz związku pomiędzy ocenami dokonanyymi przez różnych terapeutów zastosowano nieparametryczny współczynnik korelacji rang Spearmana.

Różnice pomiędzy obiema ocenami wykonanymi przez dwóch różnych terapeutów przedstawiono w formie statystyk opisowych (analogicznie jak wyżej), a statystyczną istotność różnic w rozkładzie pomiarów w poszczególnych badaniach oceniono za pomocą testu Wilcoxona.

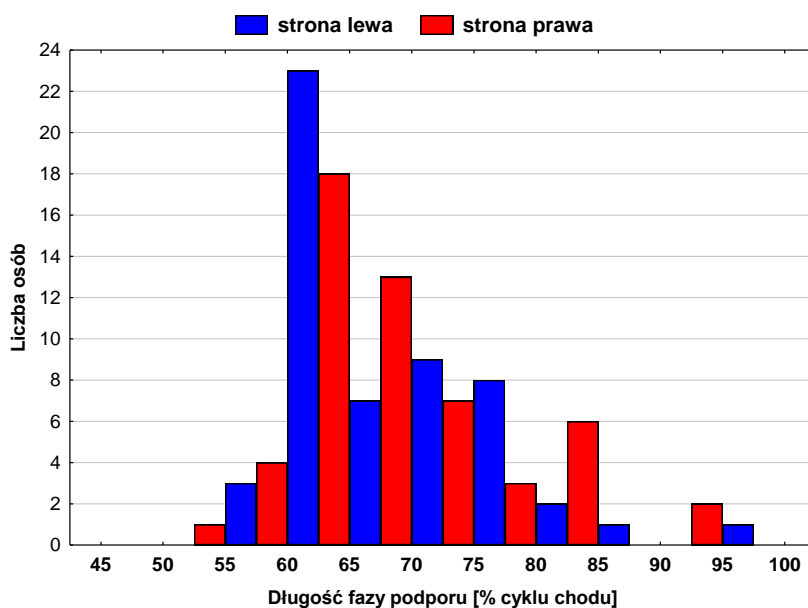
## 4. WYNIKI

### 4.1. Parametry kinematyczne – charakterystyka opisowa

W analizie wartości parametrów kinematycznych wykorzystano wartości średnie pochodzące z sześciu przejść osoby badanej. Analizując parametry czasowo-przestrzenne zrezygnowano z parametrów opisujących długość fazy wymachu, gdyż są one uzupełnieniem wartości długości fazy podporu do 100% i jako takie nie wnoszą żadnych nowych informacji do analizy.

Średnia długość fazy podporu wynosiła dla kończyny prawej 68,7%, a dla lewej 68,4%, przy czym zaobserwowano bardzo duży rozrzut wyników po obu stronach. Zakres wartości obejmował przedział od 59,1% do 95,1% dla kończyny prawej i od 53,7% do 92,2% dla lewej. Wyniki połowy badanych osób w przypadku tego parametru były zbliżone do prawidłowych i mieściły się poniżej 65,4% dla kończyny prawej i poniżej 65,8% dla kończyny (ryc. 4.1.1).

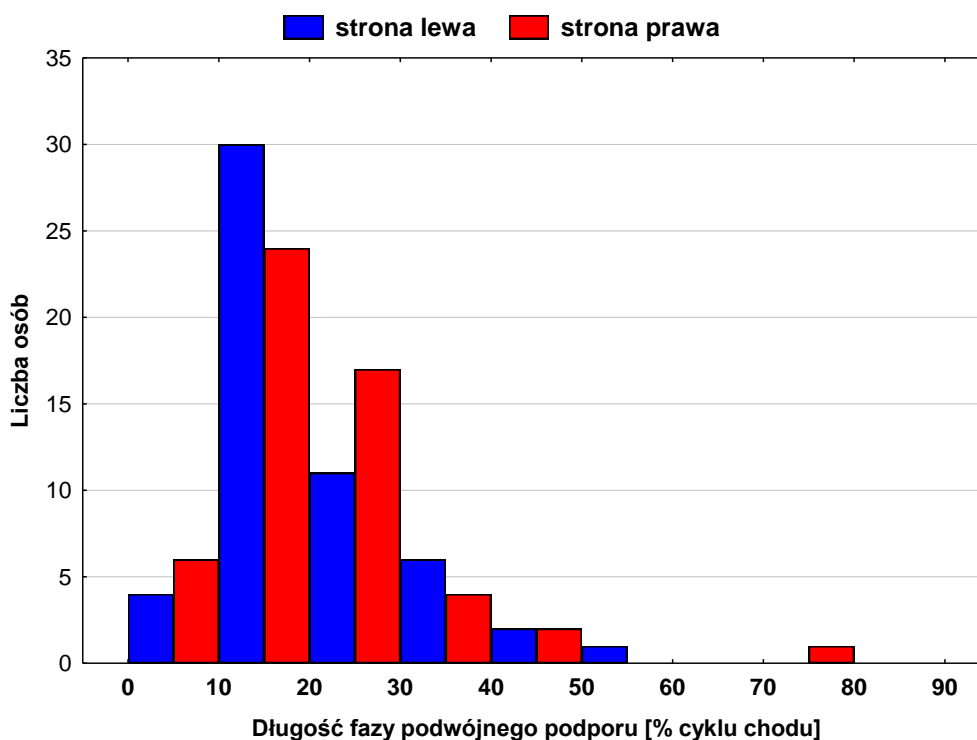
Długość fazy podporu (% cyklu chodu)									
Kończyna prawa					Kończyna lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
68,7	8,1	59,1	95,1	65,4	68,4	8,5	53,7	92,2	65,8



Ryc. 4.1.1. Procentowy udział długości fazy podporu w cyklu chodu. Uwagę zwraca znaczny rozrzut wyników, związany ze zróżnicowaniem poziomu funkcjonalnego badanych wg klasyfikacji GMFCS.

Średnia długość fazy podwójnego podporu wynosiła 19,3% po stronie prawej i 20,7% po lewej. Rozrzut wyników jest równie duży jak w przypadku całkowitego udziału fazy podporu w cyklu chodu. Zakres wartości obejmował przedział od 7,8% do 51,5% dla kończyny prawej i od 8% do 76,8% dla lewej (ryc. 4.1.2).

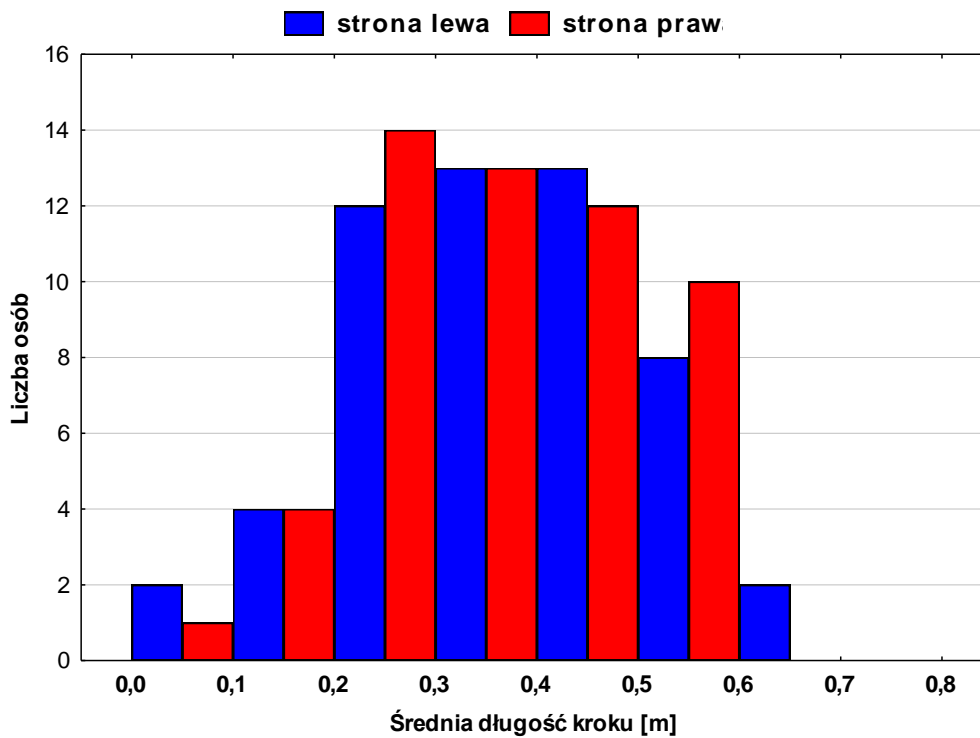
Długość fazy podwójnego podporu (% cyklu chodu)									
Kończyna prawa					Kończyna lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
19,3	10,1	7,8	51,5	15,0	20,7	11,9	8,0	76,8	18,4



Ryc. 4.1.2. Procentowy udział długości fazy podwójnego podporu w cyklu chodu. Wydłużenie tej fazy wiąże się z potrzebą utrzymania lepszej stabilności ciała.

Długość kroku prawego wynosiła od 0,04 m do 0,70 m (średnio 0,36 m), a kroku lewego od 0,10 m do 0,58 m (średnio 0,37m) (ryc. 4.1.3).

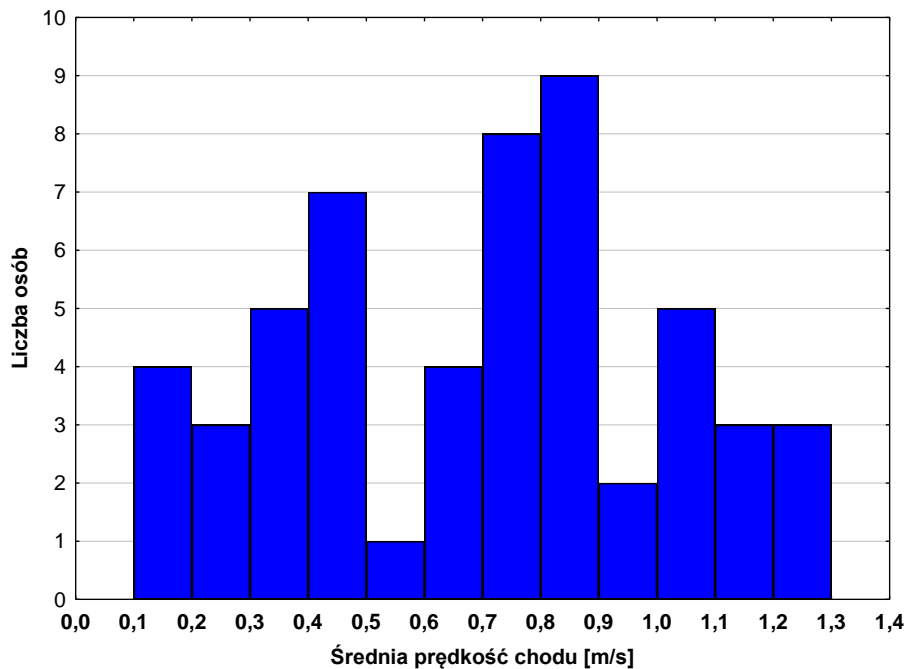
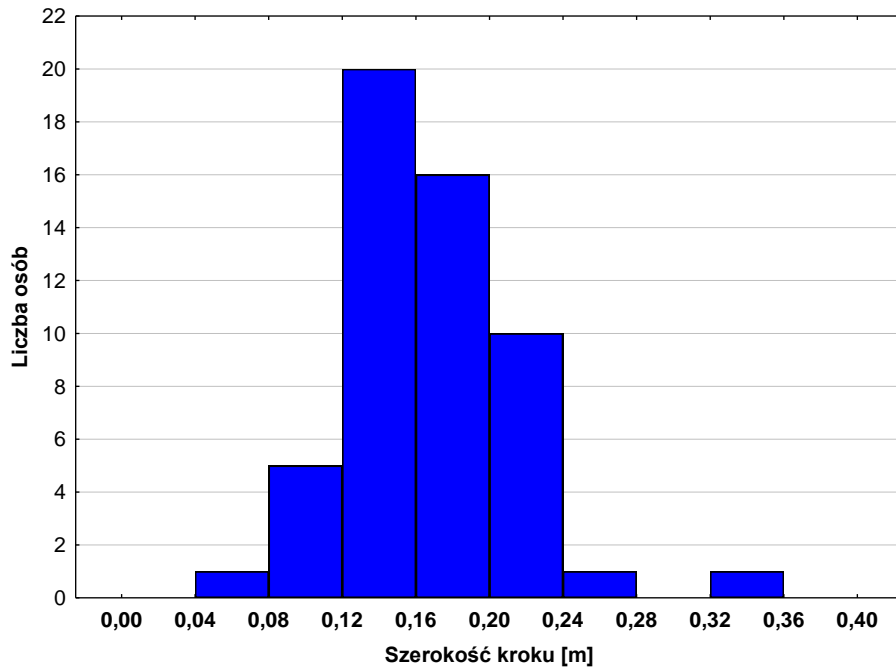
Średnia długość kroku [m]									
Kończyna prawa					Kończyna lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
0,36	0,14	0,04	0,70	0,34	0,37	0,12	0,10	0,58	0,37



Ryc.4.1.3. Długość kroku. Średnie wartości parametru zbliżone po obydwu stronach.

Szerokość kroku mieściła się w przedziale od 0,08 m do 0,36 m (średnio 0,17 m), a prędkość chodu wynosiła od 0,12 m/s do 1,27 m/s (średnio 0,70 m/s) (ryc. 4.1.4).

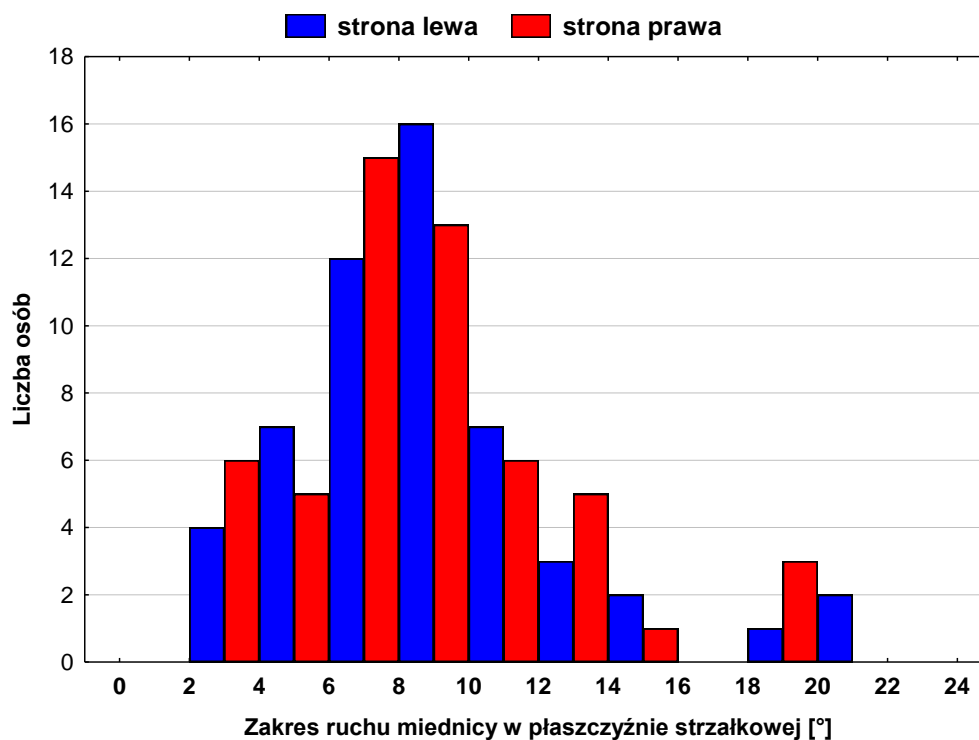
Parametry chodu									
Szerokość kroku [m]					Średnia prędkość chodu [m/s]				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
0,17	0,04	0,08	0,36	0,16	0,70	0,31	0,12	1,27	0,73



Ryc.4.1.4. Szerokość kroku i prędkość chodu. Uwagę zwraca duży rozrzut wartości średniej prędkości chodu oraz fakt, iż u połowy badanych osób była ona mniejsza niż 0,73 m/s.

Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej po stronie prawej wynosił od 2,6° do 20,3°, średnio 9°, a po lewej od 2,6° do 20°, średnio 8,8° (ryc. 4.1.5).

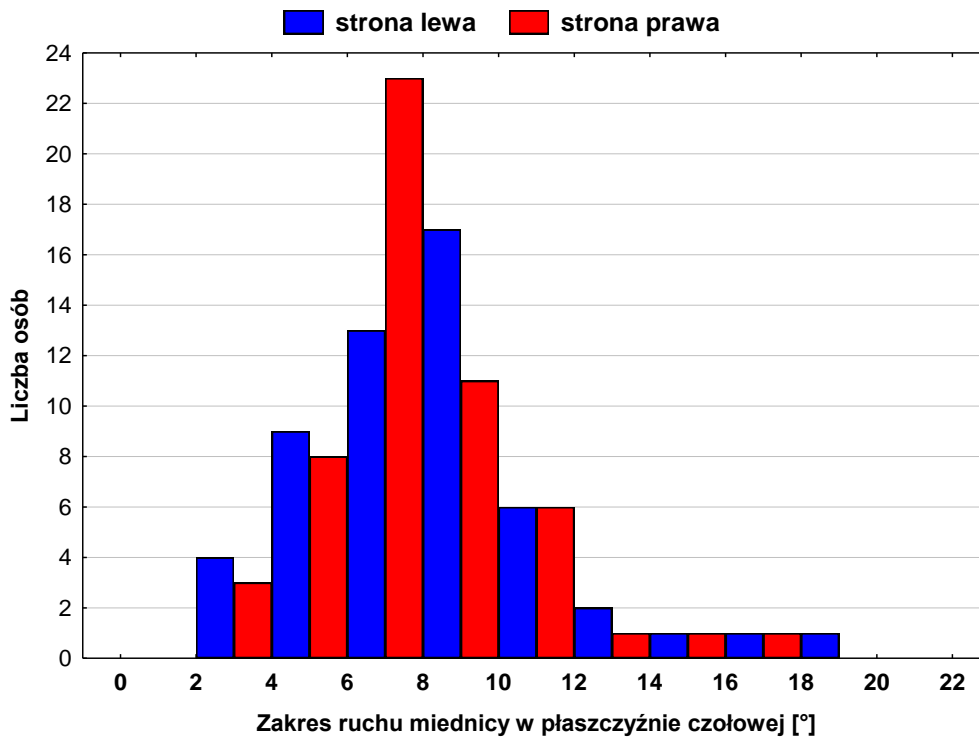
Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
9,0	3,9	2,6	20,3	8,5	8,8	3,8	2,6	20,0	8,1



Ryc. 4.1.5. Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej. Norma wynosi ok.5°.

Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej po stronie prawej wynosił od 3,1° do 19,1°, średnio 8,5°, a po lewej od 2,9° do 16,7°, średnio 7,8° (ryc. 4.1.6).

Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
8,5	3,2	3,1	19,1	8,2	7,8	2,7	2,9	16,7	7,5

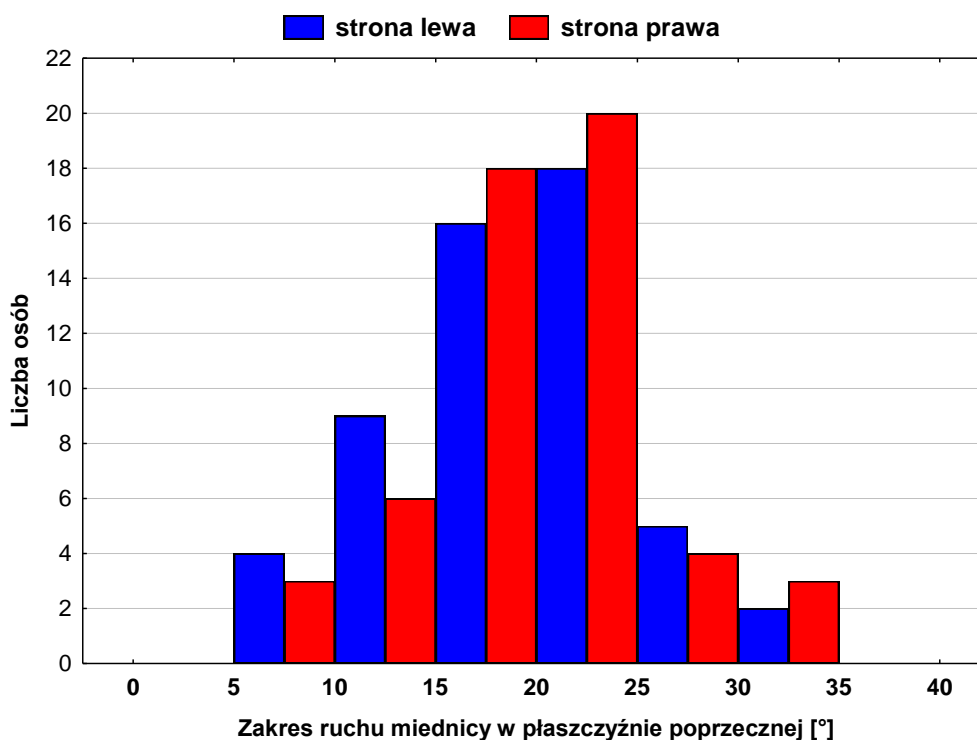


Ryc. 4.1.6. Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej. W warunkach fizjologicznych wynosi ok. 10°.

Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej po stronie prawej wynosił od 5,1° do 31,2°, średnio 19,2°, a po lewej od 7,9° do 33,4°, średnio 19,5° (ryc. 4.1.7).



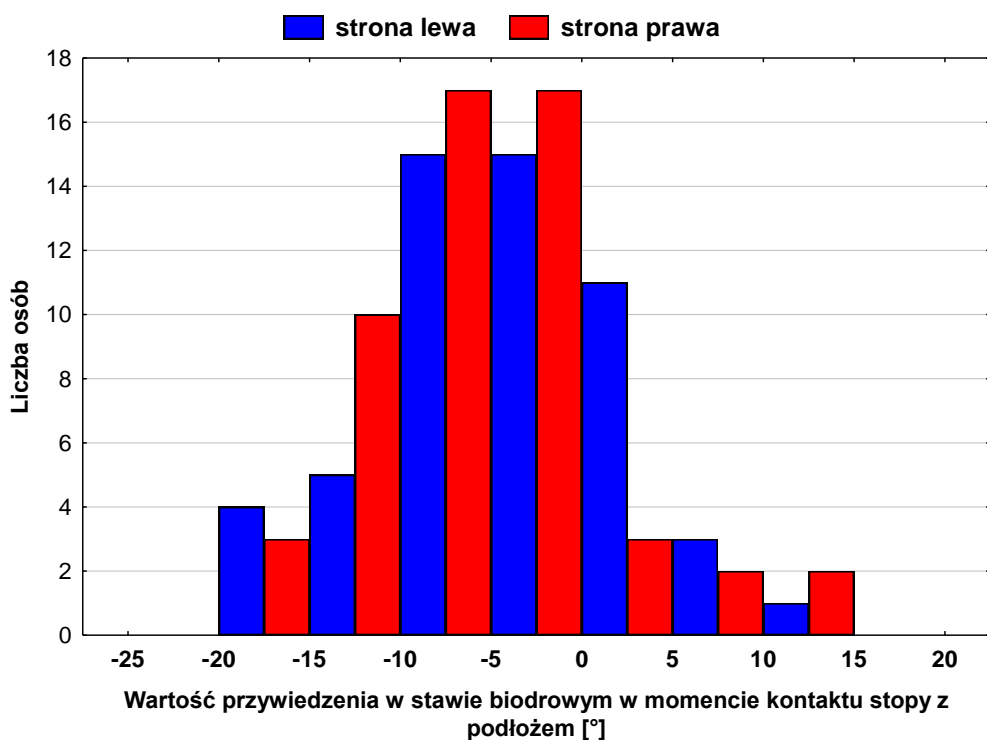
Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
19,2	5,7	5,1	31,2	19,6	19,5	5,7	7,9	33,4	20,0



Ryc. 4.1.7. Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej. Prawidłowo wynosi ok. 10°.

Maksymalna wartość przywiedzenia w stawie biodrowym prawym wynosiła 11,8°, a w lewym 14,6°. Przedstawione na ryc. 4.1.8 wartości ujemne oznaczają, że kończyna przez cały czas była ustawiona w pozycji odwiedzenia. W przypadku kończyny prawej do pozycji pośredniej (0°) w płaszczyźnie czołowej brakowało maksymalnie 18,9°, a po stronie lewej maksymalnie 16,9°.

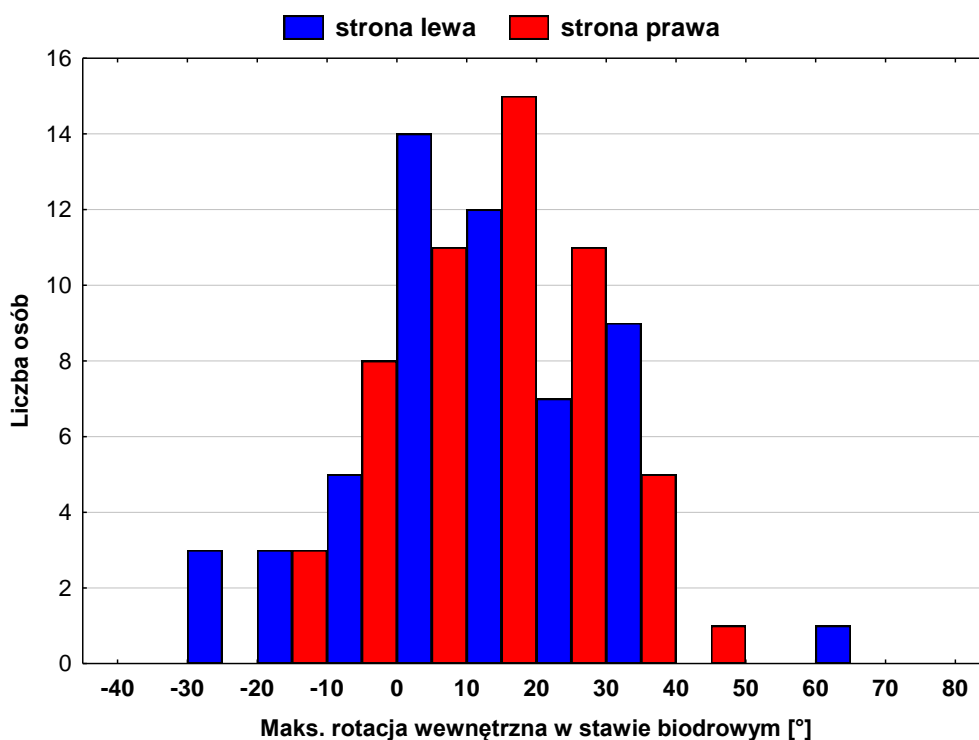
Wartość przywiedzenia w stawie biodrowym [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
-4,3	6,9	-18,9	11,8	-4,2	-5,6	6,6	-16,9	14,6	-5,5



Ryc. 4.1.8. Wartość przywiedzenia stawów biodrowych. Fizjologicznie wynosi maksymalnie ok. 5° w fazie ekscentrycznego hamowania.

Maksymalna wartość rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym prawym wynosiła 61,5°, a w lewym wynosiła 40,7°. Przedstawione na ryc. 5.3.2.1.2 wartości ujemne oznaczają, że kończyna przez cały czas była ustawiona w rotacji zewnętrznej. W przypadku kończyny prawej do pozycji pośredniej (0°) w płaszczyźnie poprzecznej brakowało maksymalnie 25,9°, a po stronie lewej maksymalnie 14,7° (ryc. 4.1.9).

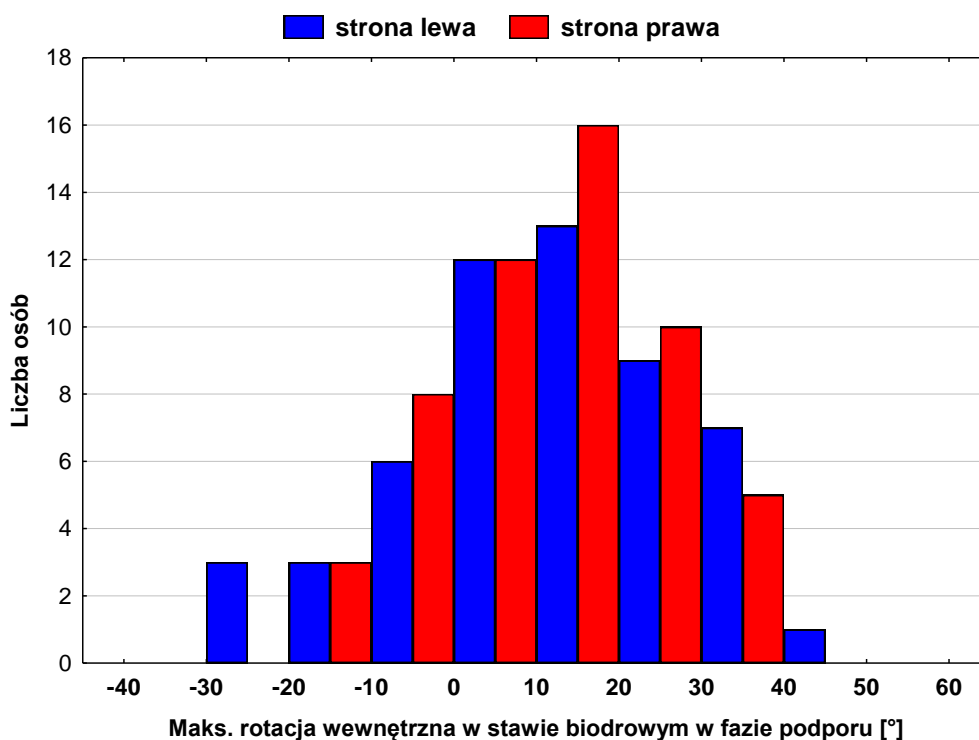
Maksymalna rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
12,3	17,1	-25,9	61,5	12,3	13,2	13,7	-14,7	40,7	15,6



Ryc. 4.1.9. Maksymalna wartość rotacji wewnętrznej stawów biodrowych. Norma wynosi ok. 5° i występuje w fazie podporu.

Maksymalna wartość rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym prawym w fazie podporu wynosiła 49,2°, średnio 11,8°, a w lewym 37,4°, średnio 11,9°. Przedstawione na ryc. 4.1.10 wartości ujemne oznaczają, że rotacja wewnętrzna stawie biodrowym w tej fazie nie występowała, a kończyna podporowa była ustawiona w pozycji rotacji zewnętrznej. W przypadku kończyny prawej do pozycji pośredniej (0°) w płaszczyźnie poprzecznej brakowało maksymalnie 25,9°, a po stronie lewej maksymalnie 14,6°.

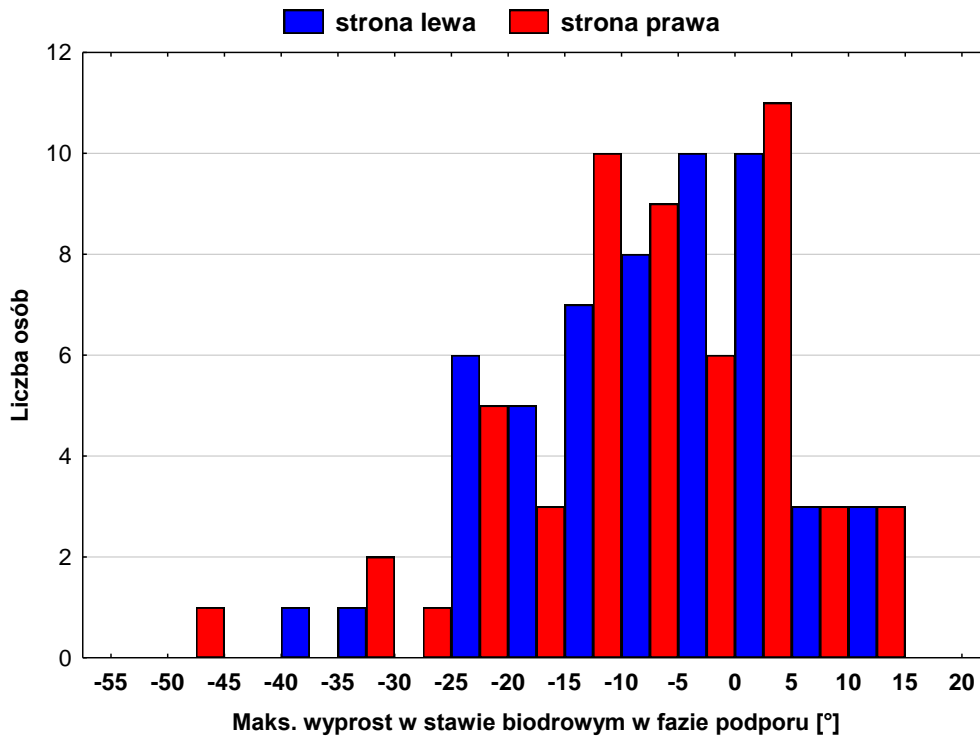
Maksymalna rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym w fazie podporu [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
11,8	16,5	-25,9	49,2	12,9	11,9	13,4	-14,6	37,4	12,6



Ryc. 4.1.10. Maksymalna wartość rotacji wewnętrznej stawów biodrowych w fazie podporu.

Maksymalna wartość wyprost w stawie biodrowym prawym w fazie podporu wynosiła 12,9°, a w lewym 13,4°. Przedstawione na ryc. 4.1.11 wartości ujemne oznaczają, że wyprost w stawie biodrowym w tej fazie nie występował, a kończyna będąca w kontakcie z podłożem była ustawiona w pozycji zgięcia. U połowy badanych osób do pozycji pośredniej (0°) w tej płaszczyźnie brakowało więcej niż 5,7° po stronie prawej (maksymalnie 36,8°) i powyżej 6,8° po lewej (maksymalnie 48,1°).

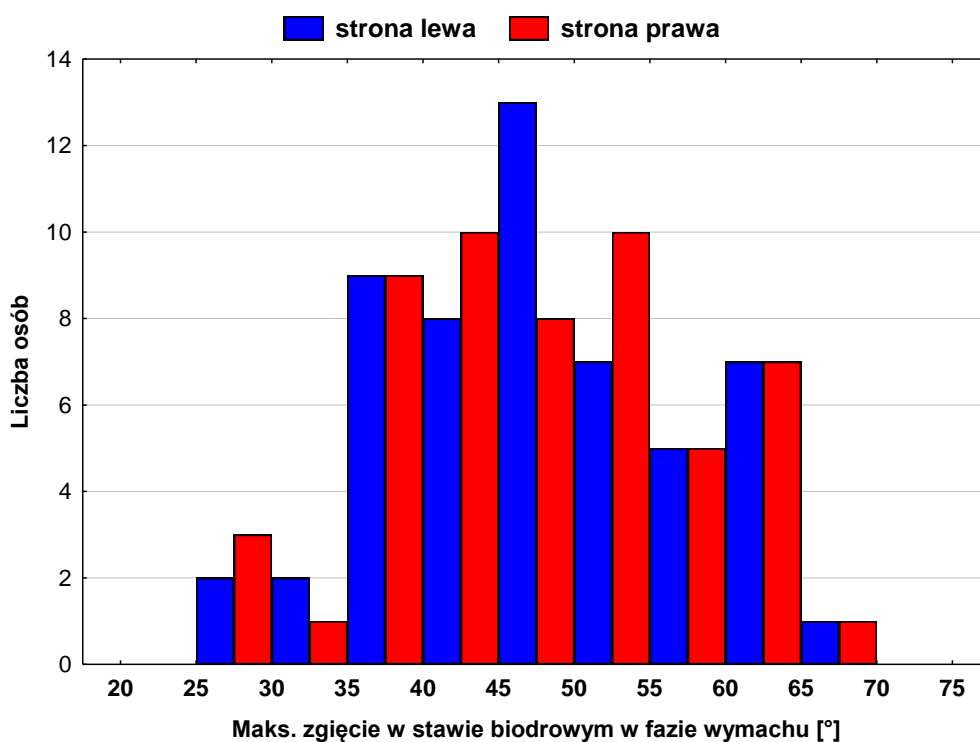
Maksymalny wyprost w stawie biodrowym w fazie podporu [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
-7,0	11,1	-36,8	12,9	-5,7	-7,8	12,2	-48,1	13,4	-6,8



Ryc. 4.1.11. Maksymalna wartość wyprostowania stawów biodrowych w fazie podporu. Fizjologicznie wynosi ok. 5-10° w fazie przetaczania.

Maksymalna wartość zgięcia w stawie biodrowym prawym w fazie wymachu wynosiła od 27,2° do 68°, średnio 47,6°, a w lewym od 26,9° do 68,1°, średnio 48,1° (ryc. 4.1.12).

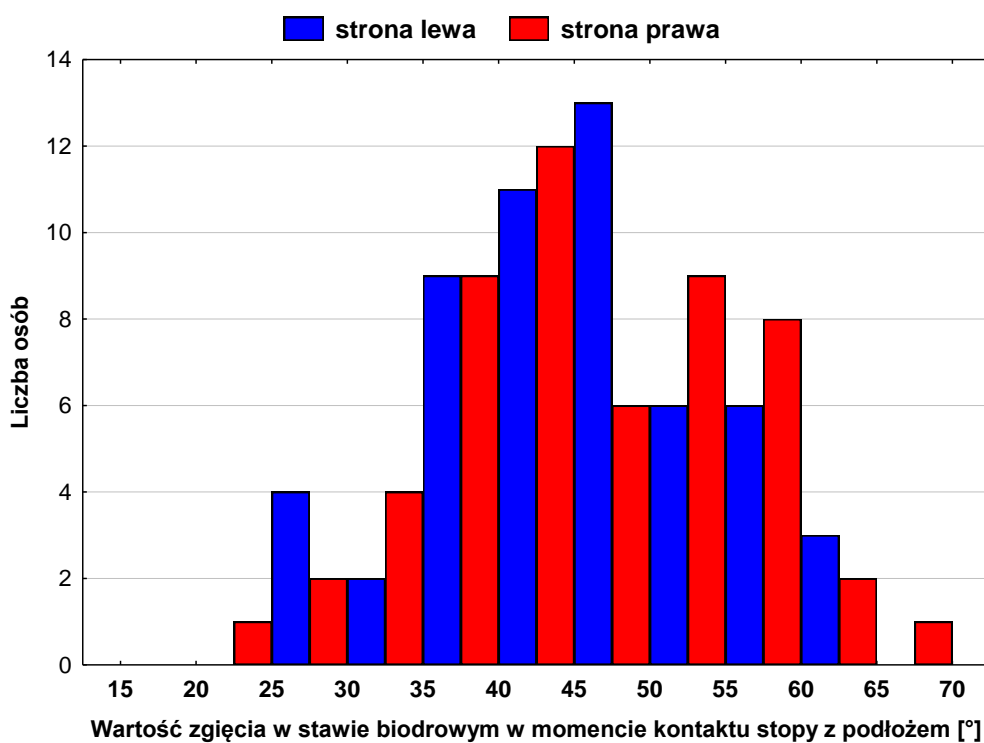
Maksymalne zgięcie w stawie biodrowym w fazie wymachu [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
47,6	10,1	27,2	68,0	47,0	48,1	9,8	26,9	68,1	48,7



Ryc. 4.1.12. Maksymalna wartość zgięcia stawów biodrowych w fazie wymachu. Prawidłowo wynosi ok. 35° w fazie przenoszenia.

Wartość zgięcia w stawie biodrowym podczas kontaktu prawej stopy z podłożem wynosiła od 26,9° do 63,5°, średnio 45°, a podczas kontaktu stopy lewej od 23,6° do 44,8°, średnio 45,5° (ryc. 4.1.13).

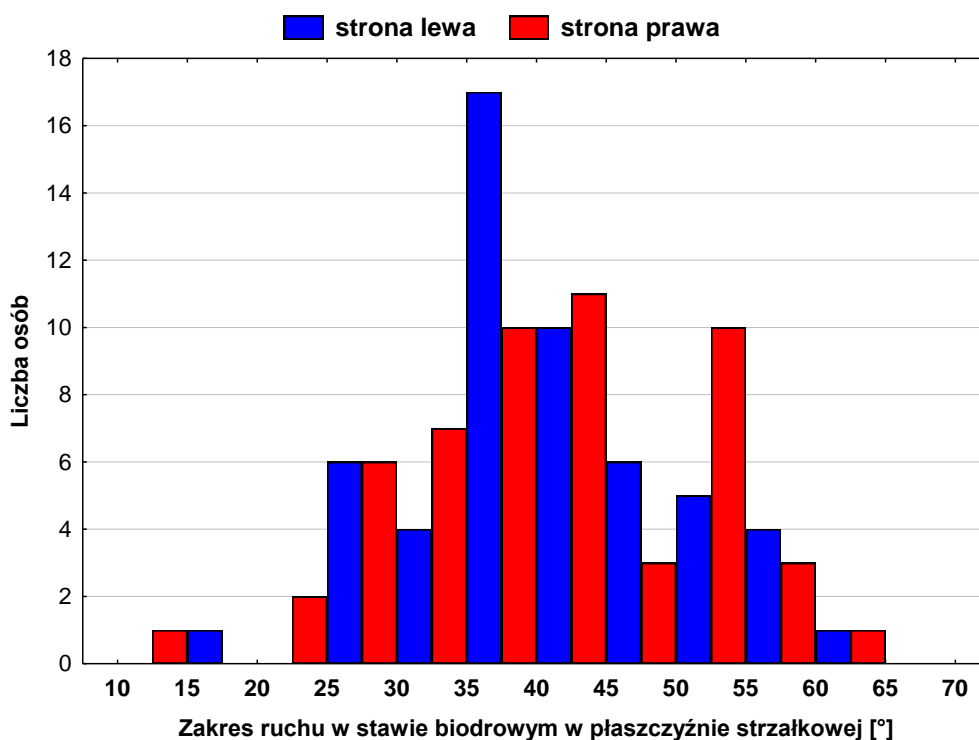
Wartość zgięcia w stawie biodrowym podczas kontaktu stopy z podłożem [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
45,0	9,2	26,9	63,5	45,3	45,5	9,6	23,6	65,5	44,8



Ryc. 4.1.13. Wartość zgięcia w stawie biodrowym podczas kontaktu stopy z podłożem. Fizjologicznie wynosi ok. 30-35°.

Zakres ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej wynosił od 18° do 61,1°, średnio 41,1° a lewego od 14,7° do 60,2°, średnio 40,5° (ryc. 4.1.14).

Zakres ruchu w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej [°]									
Strona prawa					Strona lewa				
$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
41,1	9,2	18,0	61,1	39,8	40,5	10,2	14,7	60,2	40,4

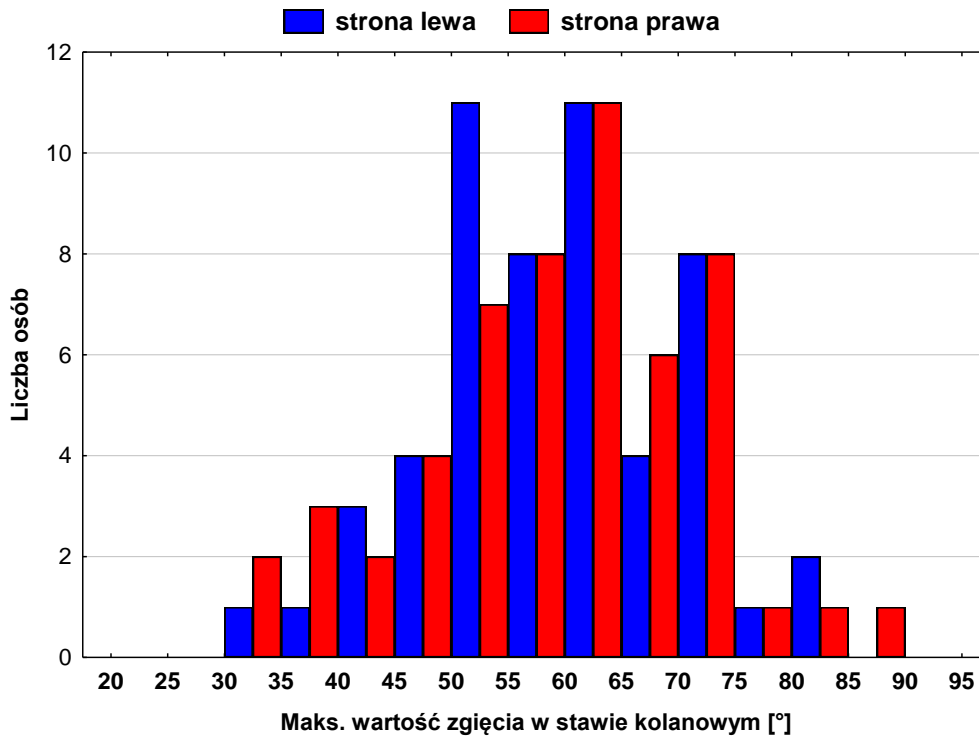


Ryc. 4.1.14. Zakres ruchu stawów biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej. Prawidłowo wynosi ok. 40-45°.

Maksymalna wartość zgięcia w stawie kolanowym prawym wynosiła od 34,2° do 81,4°, średnio 59,2°, a w lewym od 30,6° do 87,3°, średnio 59,2° (ryc. 4.1.15).



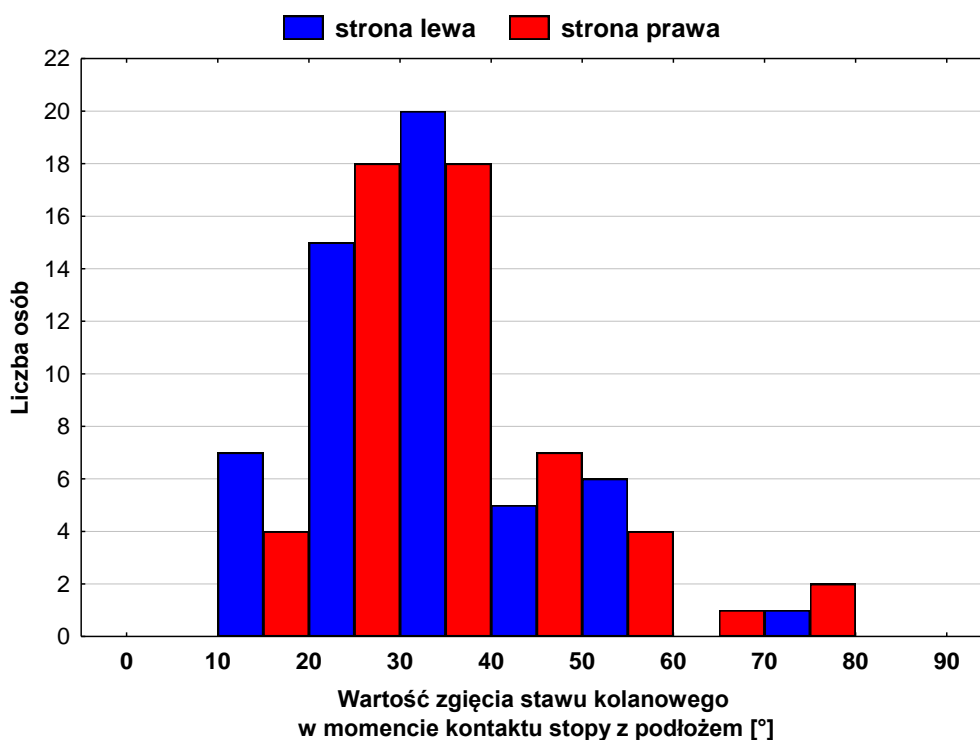
Maksymalna wartość zgięcia w stawie kolanowym [°]									
Kolano prawe					Kolano lewe				
$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
59,2	10,9	34,2	81,4	59,0	59,2	12,0	30,6	87,3	60,6



Ryc. 4.1.15. Maksymalna wartość zgięcia stawów kolanowych. Prawidłowo wynosi ok. 60° i występuje w fazie przenoszenia właściwego.

Wartość zgięcia stawu kolanowego prawego podczas kontaktu stopy z podłożem wynosiła od 10,3° do 74,1°, średnio 34,3°, a lewego od 14,8 ° do 72,2 °, średnio 34,8° (ryc. 4.1.16).

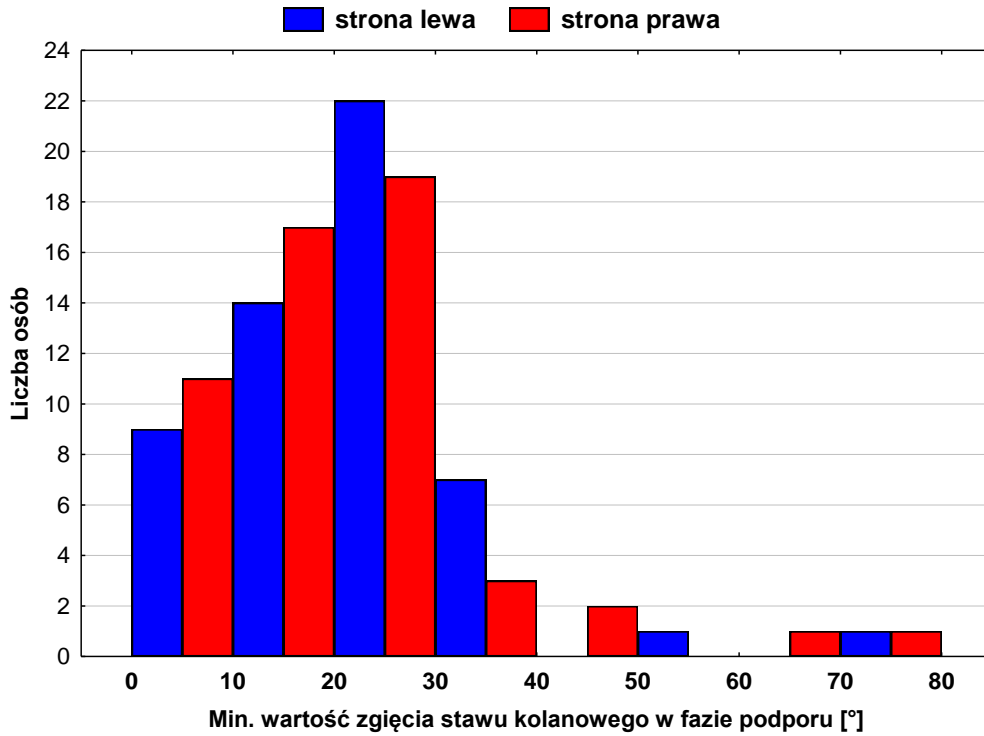
Wartość zgięcia stawu kolanowego podczas kontaktu stopy z podłożem [°]									
Kolano prawe					Kolano lewe				
$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
34,3	11,8	10,3	74,1	33,6	34,8	13,2	14,8	72,2	32,5



Ryc. 4.1.16. Wartość zgięcia stawów kolanowych podczas kontaktu stopy z podłożem. Norma to ok. 10°.

Minimalna wartość zgięcia stawu kolanowego podczas kontaktu stopy z podłożem była bardzo zróżnicowana i wynosiła od 0,3° do 72,7° po stronie prawej, średnio 21,3°, a po lewej od 0,1° do 72,2°, średnio 21,3° (ryc. 4.1.17).

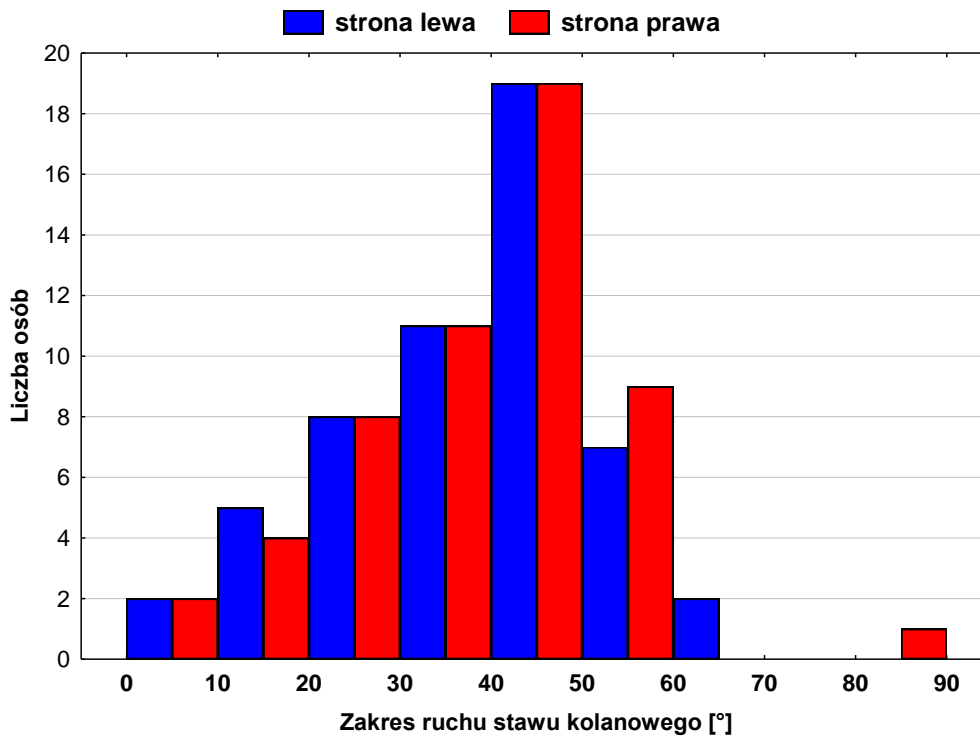
Minimalna wartość zgięcia w fazie podporu [°]									
Kolano prawe					Kolano lewe				
$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
21,3	12,4	0,3	72,7	20,9	21,3	14,4	0,1	72,2	19,7



Ryc. 4.1.17. Minimalna wartość zgięcia w fazie podporu. Prawidłowo wynosi ok. 5° w fazie pełnego obciążenia.

Zakres ruchu stawu kolanowego prawego w płaszczyźnie strzałkowej wynosił od 7,5° do 66,9°, średnio 38°, a lewego od 7,5° do 83,8°, średnio 38,5° (ryc. 4.1.18).

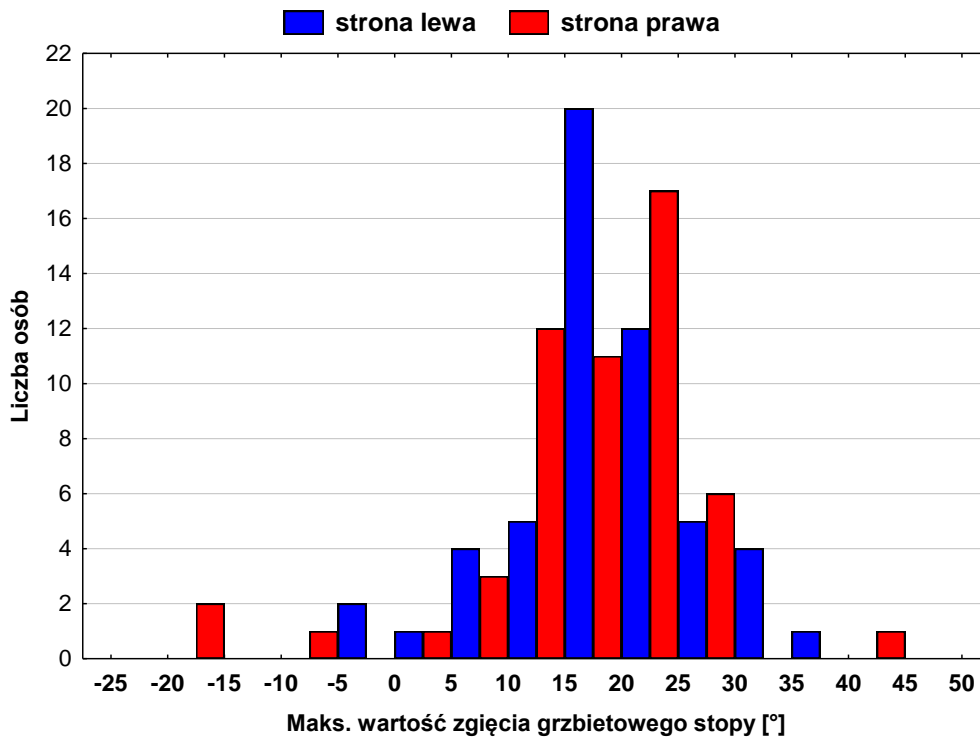
Zakres ruchu stawu kolanowego [°]									
Kolano prawe					Kolano lewe				
$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
38,0	13,9	7,5	66,9	42,0	38,5	14,7	7,5	83,8	41,1



Ryc. 4.1.18. Zakres ruchu stawów kolanowych. Fizjologicznie wynosi ok. 50-55°.

Maksymalna wartość zgięcia grzbietowego stopy prawej wynosiła 36,2°, a lewej 43°. Przedstawione na ryc. 4.1.19 wartości ujemne oznaczają, że zgięcie grzbietowe stopy nie występowało, a stopa była przez cały czas ustawiona w pozycji zgięcia podszwowego.

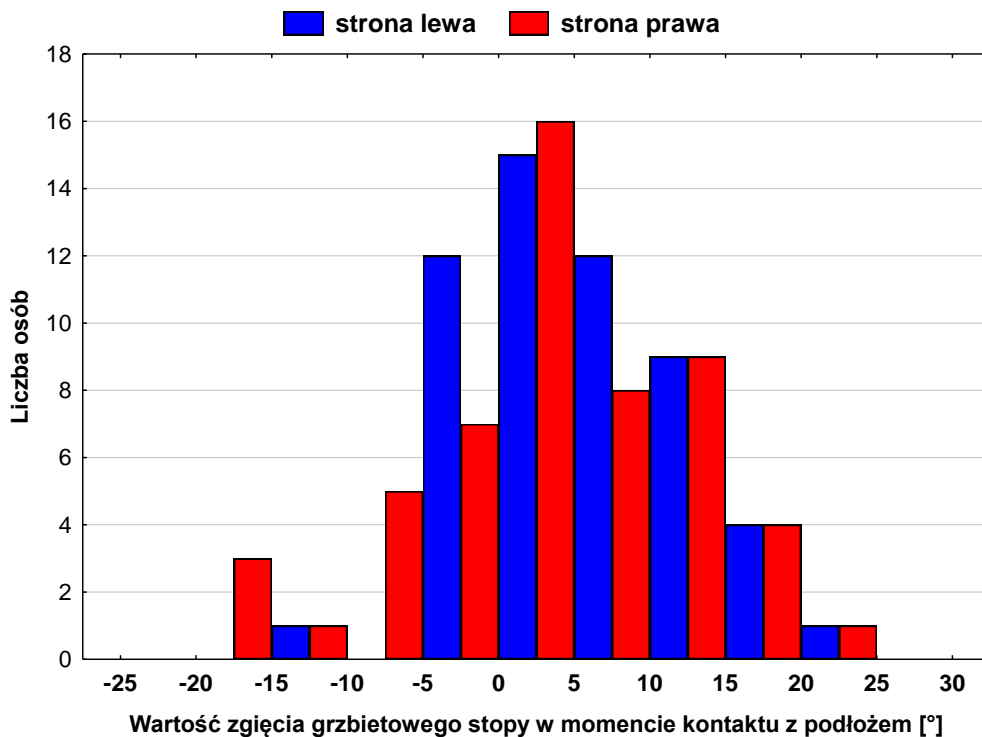
Maksymalna wartość zgięcia grzbietowego stopy [°]									
Stopa prawa					Stopa lewa				
$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
18,9	7,7	-3,1	36,2	19,0	17,0	9,9	-18,3	43,0	19,2



Ryc. 4.1.19. Maksymalna wartość zgięcia grzbietowego. W warunkach prawidłowych wynosi ok. 10-15° (w fazie pełnego obciążenia stopy).

Ustawienie stopy podczas kontaktu z podłożem było również bardzo zróżnicowane. Po stronie prawej zgięcie grzbietowe wynosiło maksymalnie 22,5°, a u połowy badanych było mniejsze od 4,5°. W stawie skokowym lewym zgięcie grzbietowe wynosiło maksymalnie 22,9°, a u połowy badanych było mniejsze od 3,8° (ryc. 4.1.20).

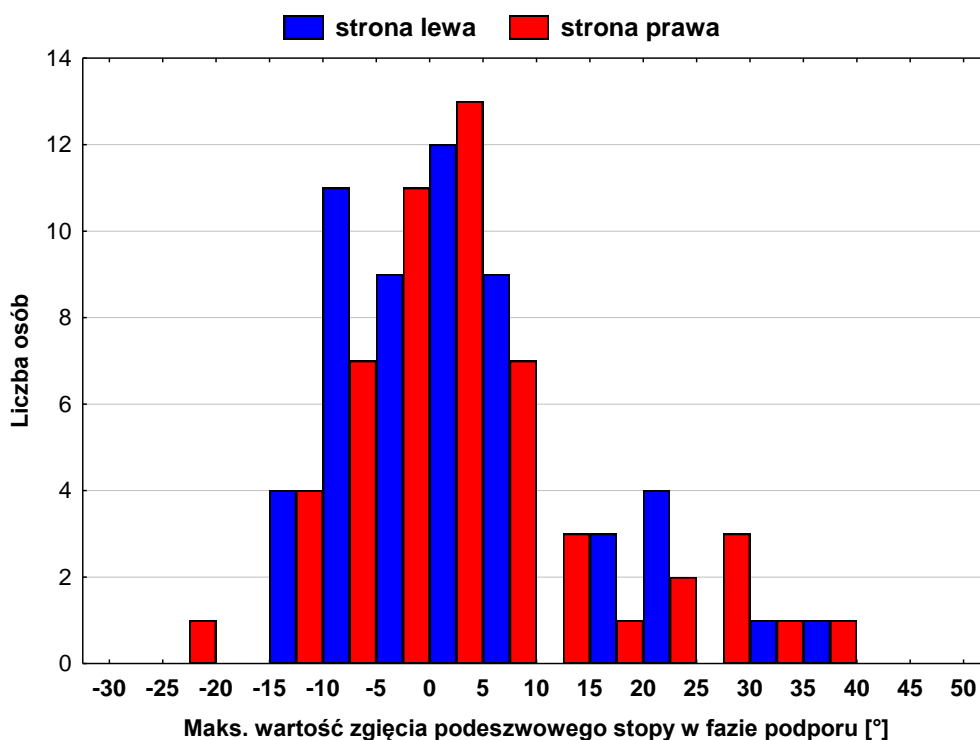
Ustawienie stopy w momencie kontaktu z podłożem [°]									
Stopa prawa					Stopa lewa				
$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
5,6	6,9	-13,8	22,5	4,5	3,7	9,0	-18,6	22,9	3,8



Ryc. 4.1.20. Ustawienie stopy podczas kontaktu z podłożem. Prawidłowo występuje zgięcie podszwowe na poziomie ok. 5°.

Maksymalna wartość zgięcia podszwowego stopy w fazie podporu wynosiła 39,2° po stronie prawej i 37,6° lewej, jednak u połowy badanych było mniejsze od 2,4° w przypadku stawu skokowego prawego i mniejsze niż 1,8° w stawie skokowym lewym (ryc. 4.1.21).

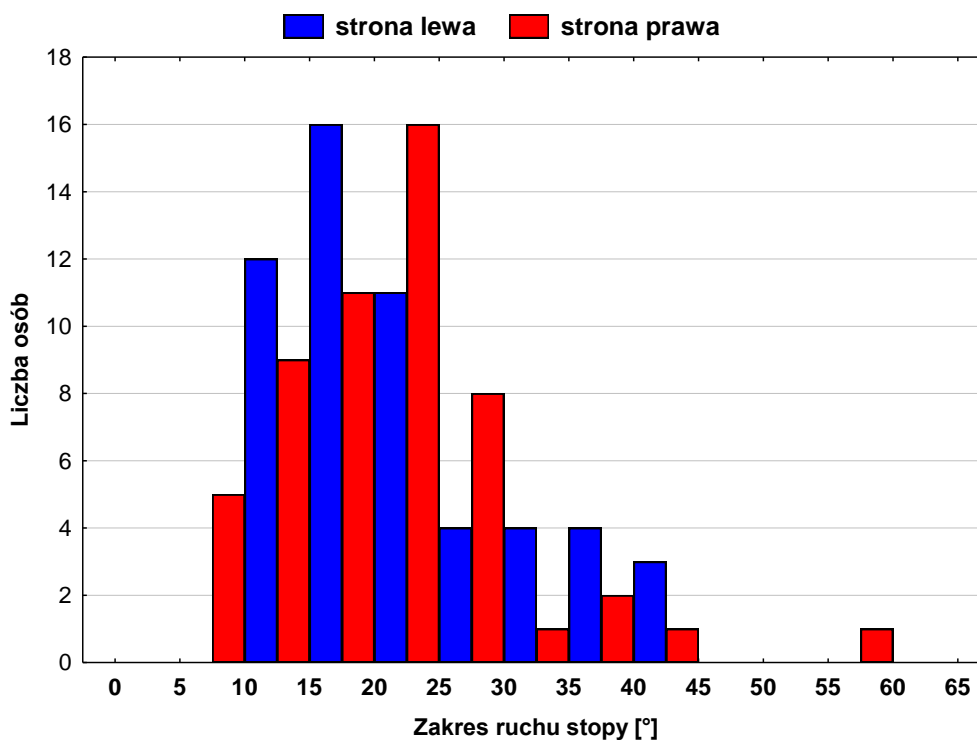
Maksymalna wartość zgięcia podeszwowego stopy w fazie podporu [°]									
Stopa prawa					Stopa lewa				
$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
3,2	11,1	-11,6	39,2	2,4	3,6	12,1	-20,4	37,6	1,8



Ryc. 4.1.21. Maksymalna wartość zgięcia podeszwowego w fazie podporu. W warunkach normy wynosi ok. 25° w fazie odbicia.

Zakres ruchu stawu skokowego prawego w płaszczyźnie strzałkowej wynosił od 10,8° do 43,6°, średnio 22,2° a lewego od 7,8° do 56,3°, średnio 21° (ryc. 4.1.22).

Zakres ruchu stopy [°]									
Stopa prawa					Stopa lewa				
$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
22,2	8,7	10,8	43,6	19,9	21,0	9,1	7,8	56,3	20,7



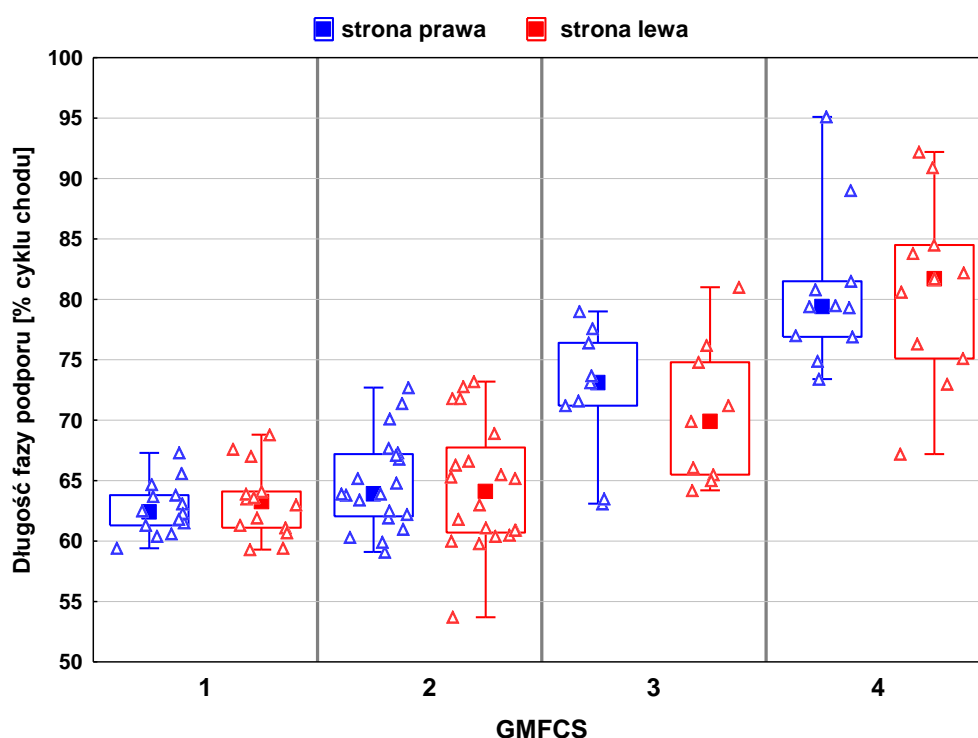
Ryc. 4.1.22. Zakres ruchu stawów skokowych. Fizjologicznie wynosi ok.35-40°.

#### 4.2. Poziom GMFCS a wartości parametrów kinematycznych

Procentowy udział fazy podporu w cyklu chodu był najmniejszy w przypadku dzieci znajdujących się na poziomie 1 w klasyfikacji GMFCS (średnio 62,7% po stronie prawej i 63,2% po lewej), i wzrastał stopniowo na poszczególnych poziomach, dochodząc do średniej wartości 80,6 % po stronie prawej i 80,7% po lewej w grupie dzieci zakwalifikowanych do grupy 4 (ryc. 4.2.1). Na wszystkich wykresach zamieszczono informację o: medianie każdej wielkości w zależności od stopnia GMFCS, 25. i 75. centylu (kwartyłu dolnym i górnym) oraz minimum i maksimum.



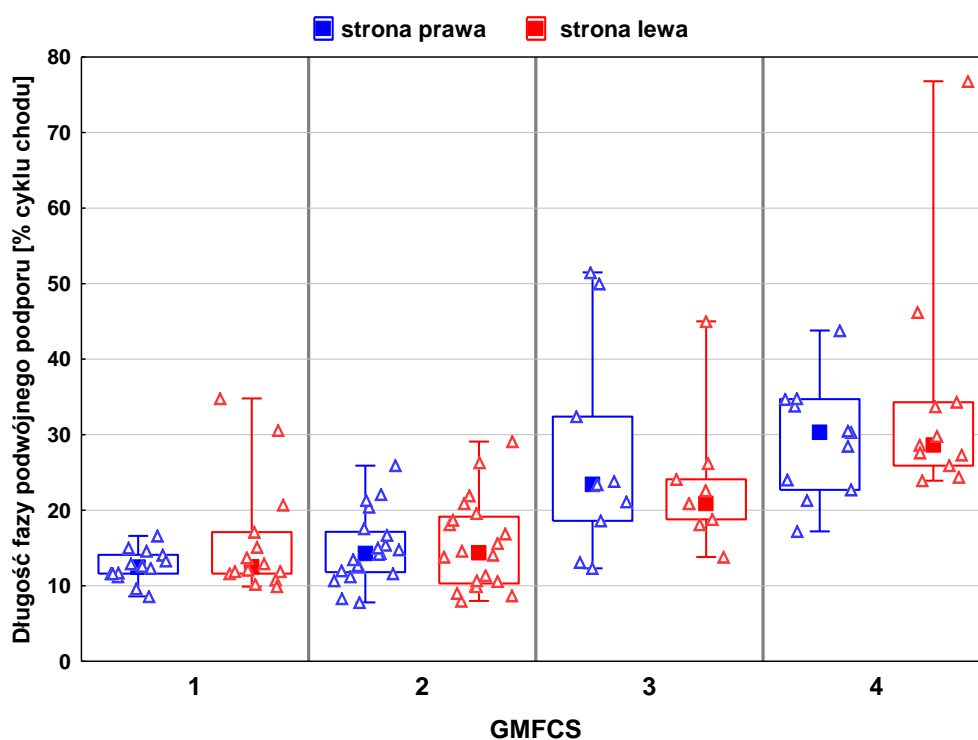
GMFCS	Długość fazy podporu (% cyklu chodu)									
	Kończyna prawa					Kończyna lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
1	62,7	2,2	59,4	67,3	62,4	63,2	2,9	59,3	68,8	63,3
2	64,8	3,8	59,1	72,7	63,9	64,5	5,2	53,7	73,2	64,1
3	72,1	5,7	63,1	79,0	73,1	70,4	5,9	64,2	81,0	69,9
4	80,6	6,3	73,4	95,1	79,4	80,7	7,5	67,2	92,2	81,7
<i>p</i>	0,000***					0,000***				



Ryc. 4.2.1. Procentowy udział długości fazy podporu w cyklu chodu w zależności od poziomu GMFCS. Zauważalny stopniowy wzrost wartości na poszczególnych poziomach GMFCS zarówno dla kończyny dolnej prawej, jak i lewej.

Średnia długość fazy podwójnego podporu była największa w grupie dzieci z poziomem 1 i wynosiła 12,6% po stronie prawej i 15,9% po lewej. W grupie dzieci znajdujących się na poziomie 4 długość fazy podwójnego podporu wynosiła 29,2% po stronie prawej i 34,4% po lewej (ryc. 4.2.2).

GMFCS	Długość fazy podwójnego podporu (% cyklu chodu)									
	Kończyna prawa					Kończyna lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
1	12,6	2,1	8,6	16,6	12,4	15,9	7,7	9,9	34,8	12,5
2	14,9	4,7	7,8	25,9	14,3	15,4	6,0	8,0	29,1	14,4
3	27,4	14,6	12,3	51,5	23,4	23,4	8,9	13,8	45,0	20,9
4	29,2	7,6	17,2	43,8	30,3	34,4	15,4	23,9	76,8	28,6
<i>p</i>	0,0000***					0,0000***				

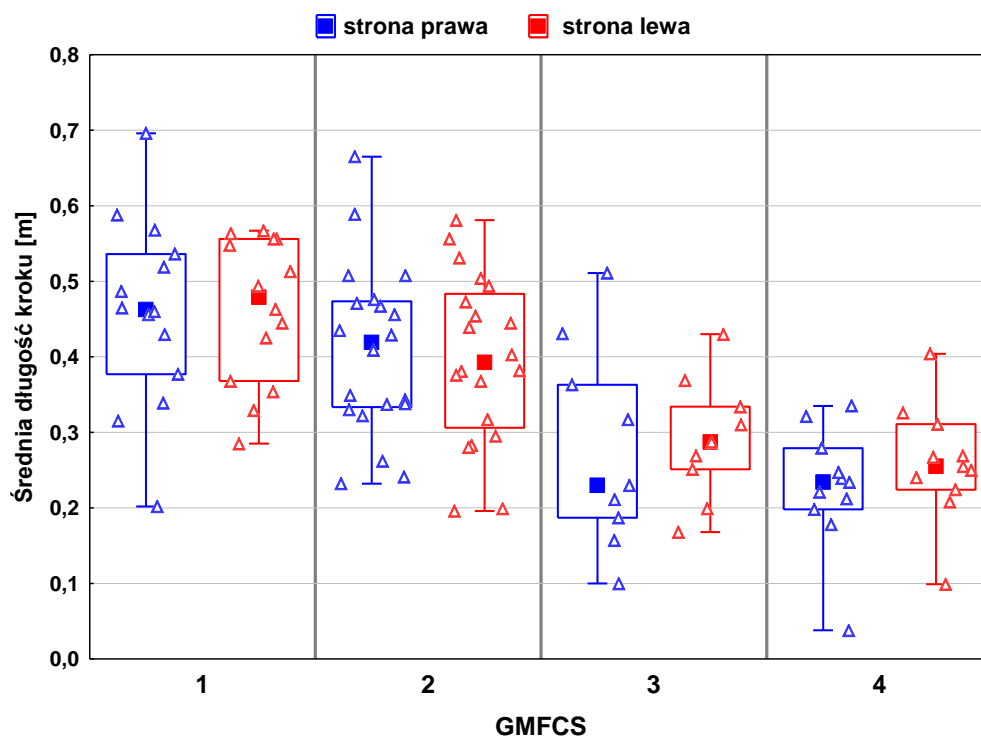


Ryc. 4.2.2. Procentowy udział długości fazy podwójnego podporu w cyklu chodu. Wzrost wartości wraz z poziomem GMFCS zarówno dla kończyny dolnej prawej, jak i lewej.

Podobnie jak w przypadku wcześniejszych parametrów, średnie wartości długości kroku oraz prędkości chodu były największe w grupie dzieci znajdujących się na poziomie 1 w klasyfikacji GMFCS, a najmniejsze na poziomie 4 (ryc. 4.2.3-4).

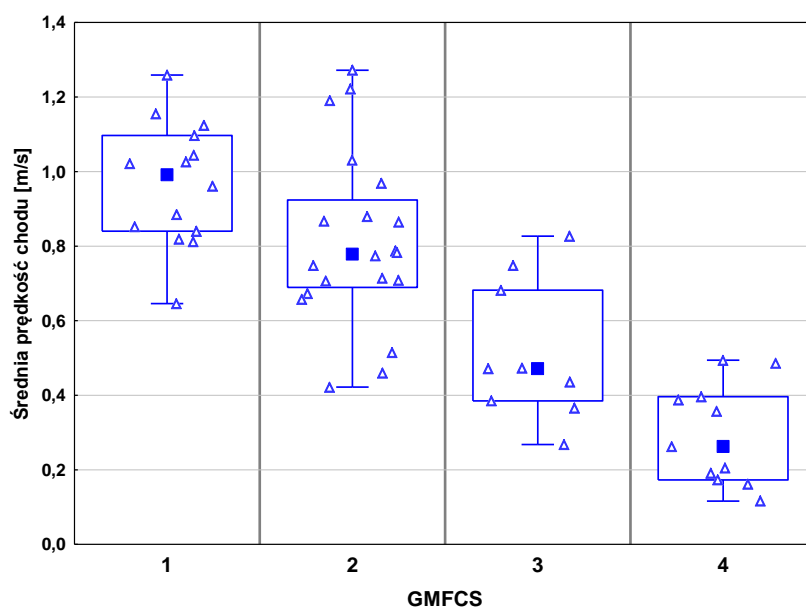
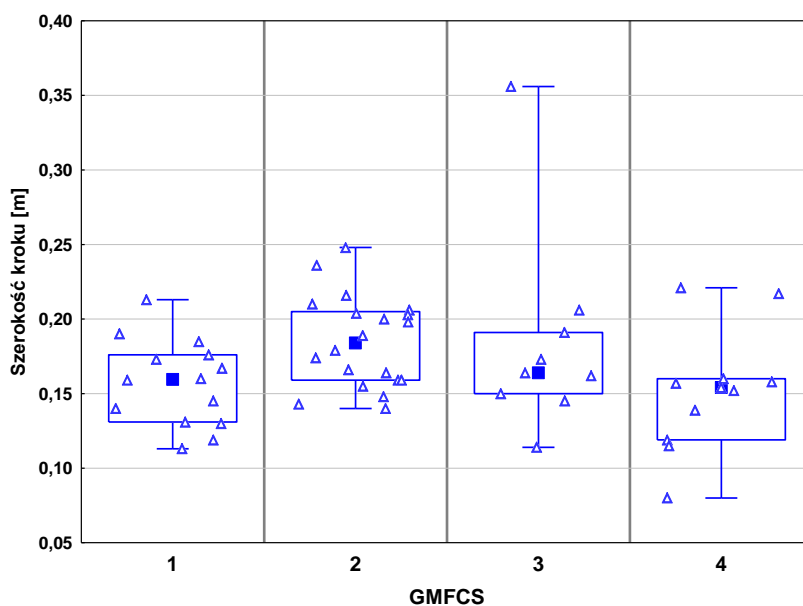
Analiza szerokości kroku wykazała, że wielkość tego parametru nie jest zależna od poziomu funkcjonalnego badanych (ryc. 4.2.4).

GMFCS	Średnia długość kroku [m]									
	Kończyna prawa					Kończyna lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
1	0,46	0,13	0,20	0,70	0,46	0,46	0,10	0,28	0,57	0,48
2	0,41	0,11	0,23	0,67	0,42	0,40	0,11	0,20	0,58	0,39
3	0,28	0,14	0,10	0,51	0,23	0,29	0,08	0,17	0,43	0,29
4	0,23	0,08	0,04	0,34	0,23	0,26	0,08	0,10	0,40	0,26
<i>p</i>	0,0001***					0,0001***				



Ryc. 4.2.3. Długość kroku w zależności od poziomu GMFCS. Stopniowy spadek wartości wraz ze wzrostem poziomu GMFCS zarówno po stronie prawej, jak i lewej.

GMFCS	Parametry chodu									
	Szerokość kroku [m]					Średnia prędkość chodu [m/s]				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
1	0,16	0,03	0,11	0,21	0,16	0,97	0,17	0,65	1,26	0,99
2	0,18	0,03	0,14	0,25	0,18	0,81	0,24	0,42	1,27	0,78
3	0,18	0,07	0,11	0,36	0,16	0,52	0,19	0,27	0,83	0,47
4	0,15	0,04	0,08	0,22	0,15	0,29	0,14	0,12	0,49	0,26
$p$	0,0581					0,0000***				



Ryc. 4.2.4. Szerokość kroku i prędkość chodu w zależności od poziomu GMFCS. Na wykresie widoczny wyraźnie związek prędkości chodu od poziomu funkcjonalnego dzieci. Brak związku pomiędzy szerokością kroku a poziomem GMFCS (wykres górny).

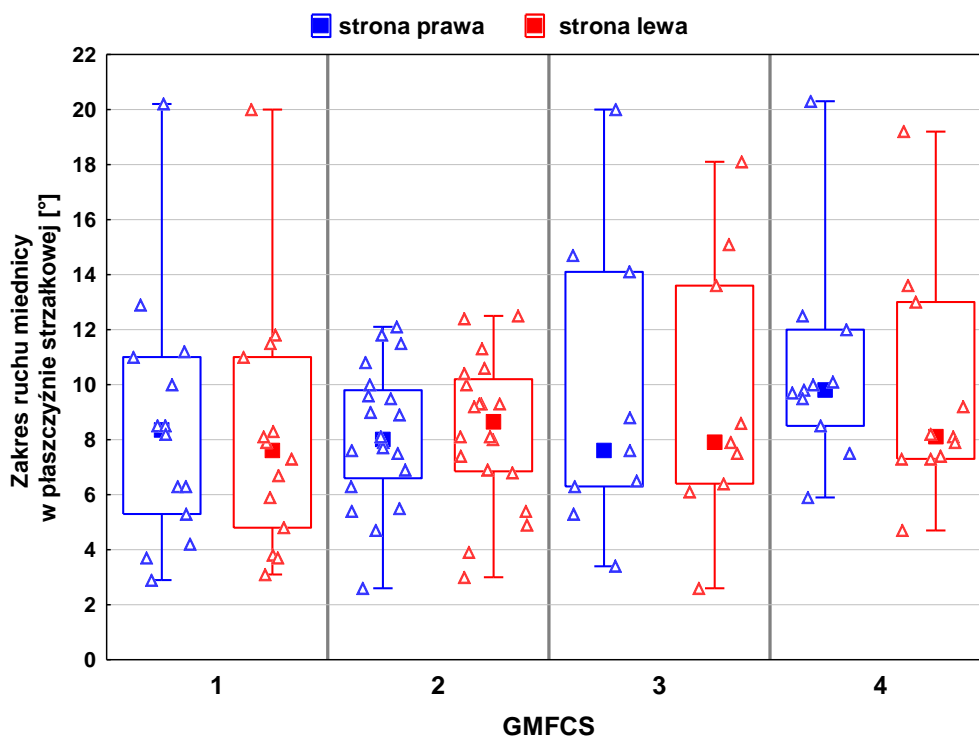
Analiza wartości średnich, jak również wartości środkowych dla poszczególnych parametrów wykazała różnice, zwłaszcza pomiędzy poziomami 1 i 2 z jednej z strony oraz poziomami 3 i 4 z drugiej strony. Szczególnie wyniki dzieci z poziomów 1 i 2 były do siebie bardzo zbliżone.

Dla wyższych stopni GMFCS wyniki uzyskiwane przez dzieci były lepsze. Zaobserwowano również większe zróżnicowanie wyników u dzieci z poziomu 3 i 4.

Wpływ poziomu GMFCS na wartość wszystkich parametrów okazał się istotny statystycznie. Jedynie wynik testu dla szerokości kroku znajdował się nieco powyżej granicy uznawanej za znamiennej (wartość prawdopodobieństwa testowego  $p$  minimalnie przekraczała 0,05).

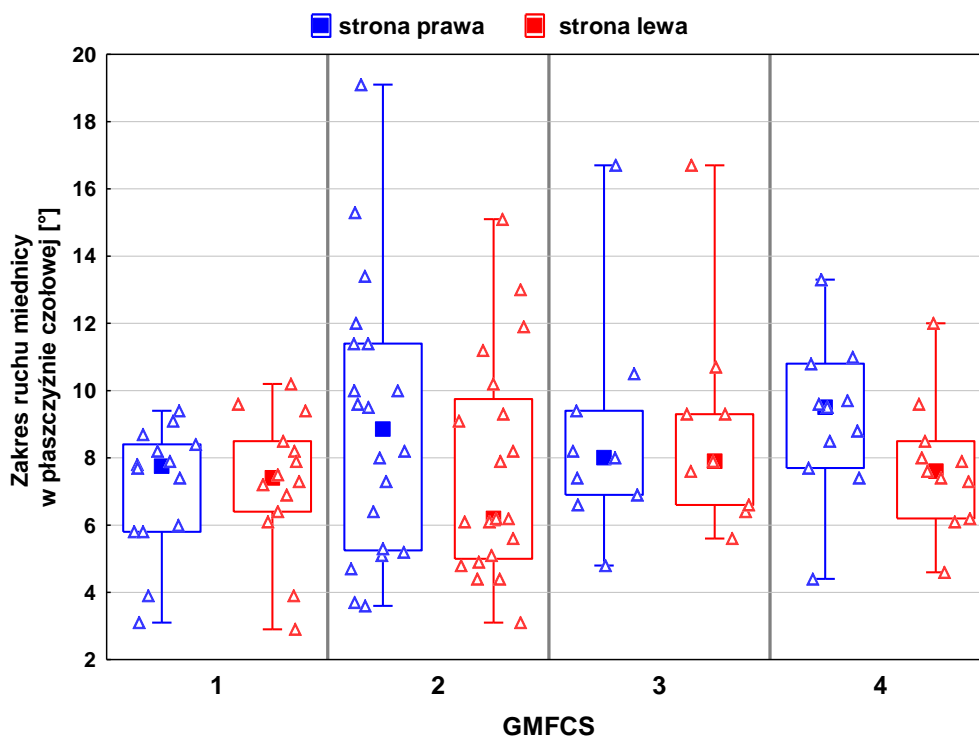
Badanie zróżnicowania zakresu ruchu miednicy w podziale na poziomy GMFCS nie przyniosło żadnych statystycznie istotnych wyników. Analiza wartości statystyk opisowych (średnie, wartości środkowe – mediany) w wyodrębnionych grupach zależnych od poziomu funkcjonalnego wykazała, że różnice w przeciętnym poziomie zakresów ruchu były niewielkie i nie ukierunkowane w żaden logiczny sposób (ryc. 4.2.5-7).

GMFCS	Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
1	8,5	4,5	2,9	20,2	8,3	8,1	4,4	3,1	20,0	7,6
2	8,2	2,5	2,6	12,1	8,0	8,3	2,6	3,0	12,5	8,6
3	9,6	5,4	3,4	20,0	7,6	9,5	5,0	2,6	18,1	7,9
4	10,5	3,7	5,9	20,3	9,8	9,6	4,1	4,7	19,2	8,1
$p$	0,3931					0,6812				



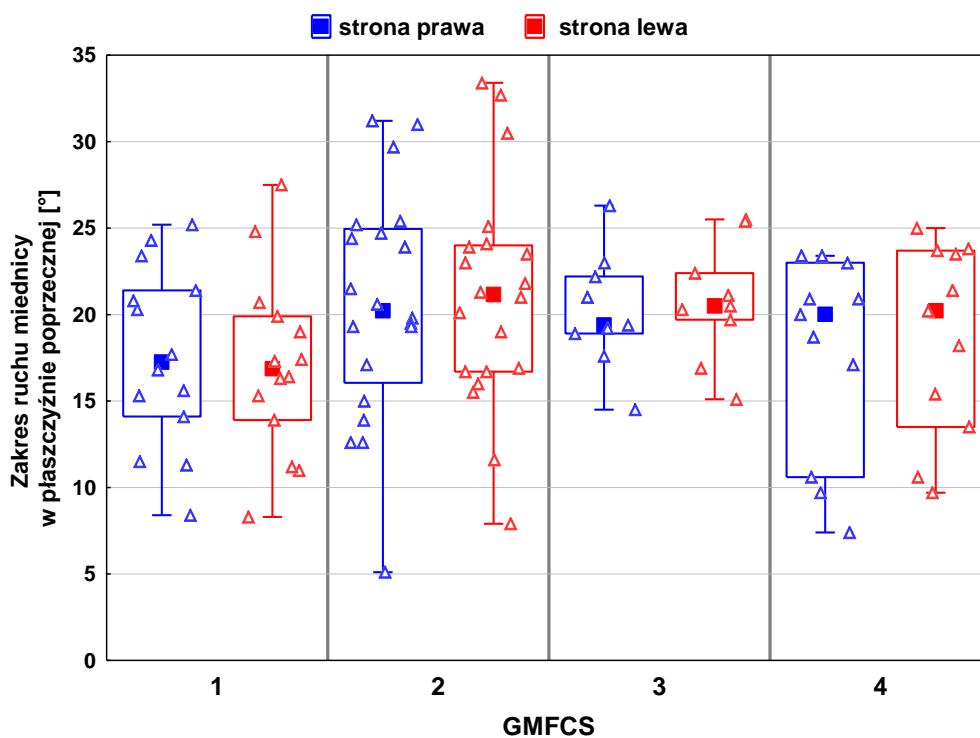
Ryc. 4.2.5. Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej w zależności od poziomu GMFCS. Brak wyraźnych różnic przodo- i tyłopochylenia miednicy po obydwu stronach.

GMFCS	Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
<b>1</b>	7,1	1,9	3,1	9,4	7,8	7,3	2,0	2,9	10,2	7,4
<b>2</b>	9,0	4,1	3,6	19,1	8,8	7,6	3,3	3,1	15,1	6,2
<b>3</b>	8,7	3,4	4,8	16,7	8,0	8,9	3,3	5,6	16,7	7,9
<b>4</b>	9,2	2,3	4,4	13,3	9,5	7,7	1,9	4,6	12,0	7,6
<b><i>p</i></b>	0,3093					0,5838				



Ryc. 4.2.6. Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej w zależności od poziomu GMFCS. Różnice były niewielkie i statystycznie nieistotne.

GMFCS	Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej[°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
<b>1</b>	17,6	5,2	8,4	25,2	17,3	17,1	5,2	8,3	27,5	16,9
<b>2</b>	20,6	6,7	5,1	31,2	20,2	21,0	6,5	7,9	33,4	21,1
<b>3</b>	20,2	3,4	14,5	26,3	19,4	20,8	3,4	15,1	25,5	20,5
<b>4</b>	17,7	5,8	7,4	23,4	20,0	18,6	5,6	9,7	25,0	20,2
<b><i>p</i></b>	0,3558					0,1498				



Ryc. 4.2.7. Zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej w zależności od poziomu GMFCS. Rotacja miednicy zwiększona u dzieci ze wszystkich poziomów, ale nie zaobserwowano wyraźnych różnic w przeciętnym poziomie parametrów na poszczególnych poziomach funkcjonalnych.

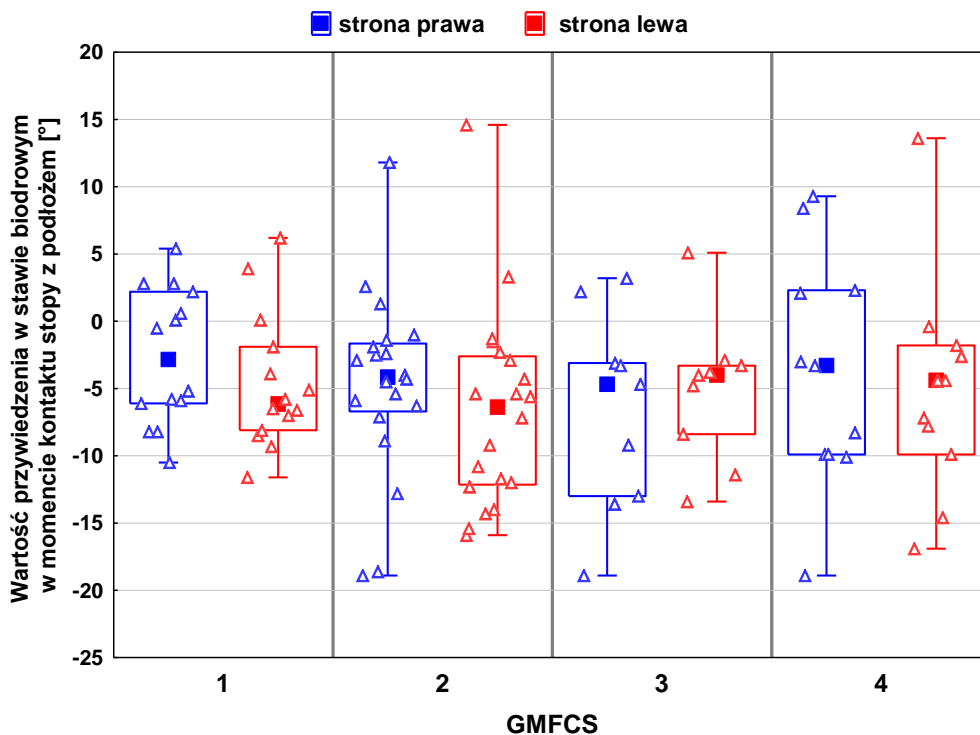
Analiza parametrów kinematycznych stawu biodrowego wykazała, że poziom funkcjonalny wpływał na przeciętną wartość:

- zakresu ruchu w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej;
- maksymalnego wyprostu w stawie biodrowym w fazie podporu.



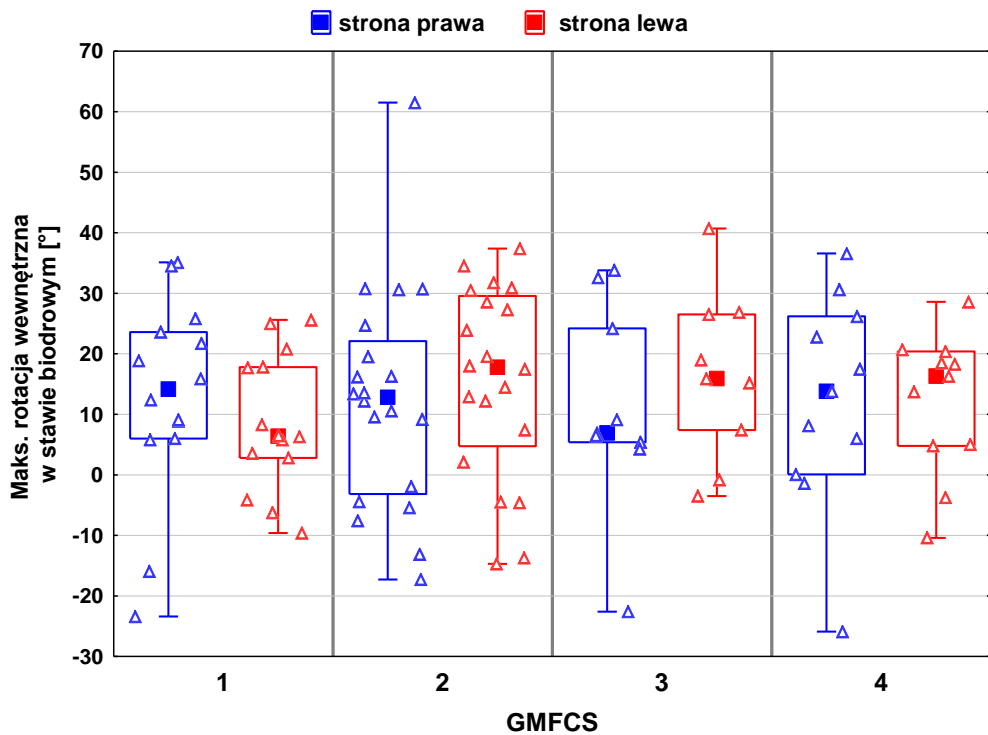
Wartości poszczególnych parametrów kinematycznych z podziałem na poziomy funkcjonalne klasyfikacji GMFCS przedstawiono na rycinach 4.2.8-14.

GMFCS	Wartość przywiedzenia w stawie biodrowym [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
1	-2,6	5,1	-10,5	5,4	-2,9	-4,6	5,1	-11,6	6,2	-6,2
2	-4,7	6,9	-18,9	11,8	-4,2	-6,7	7,4	-15,9	14,6	-6,4
3	-6,7	7,5	-18,9	3,2	-4,7	-5,2	5,4	-13,4	5,1	-4,0
4	-3,8	8,7	-18,9	9,3	-3,3	-5,1	8,1	-16,9	13,6	-4,4
<i>p</i>	0,5727					0,8197				



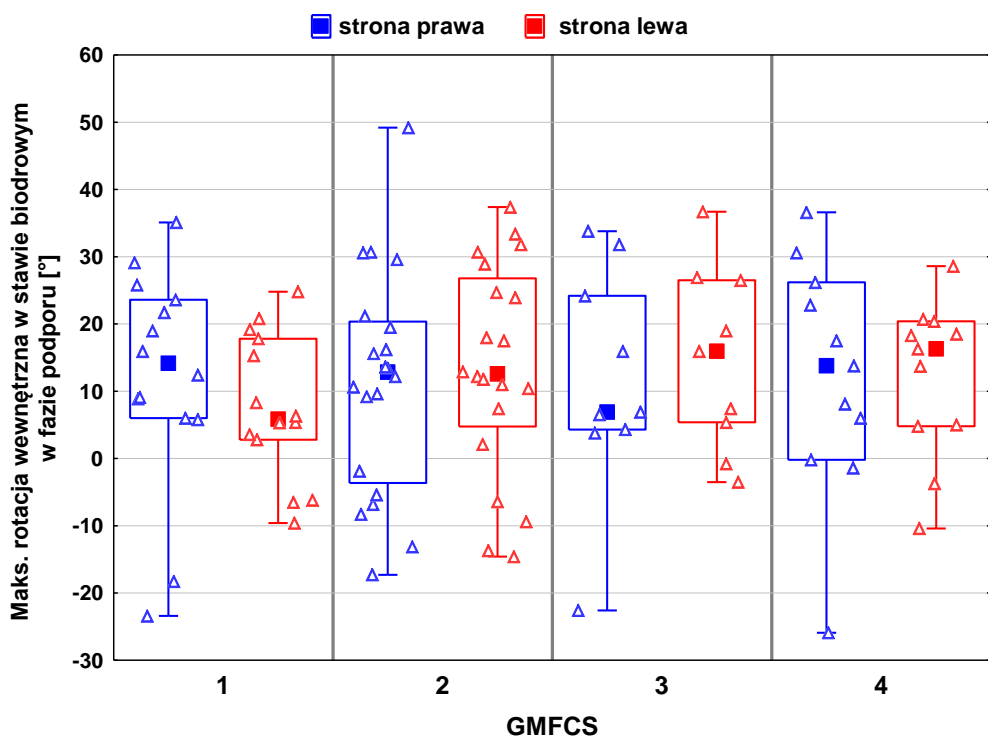
Ryc. 4.2.8. Wartość przywiedzenia stawów biodrowych w zależności od poziomu GMFCS. Związek pomiędzy wartością parametru a poziomem funkcjonalnym dzieci nie był widoczny we wszystkich przypadkach. Znaczne zwiększenie zakresu ruchu bioder w płaszczyźnie czołowej na wszystkich poziomach funkcjonalnych. Szczególnie wyraźne jest zwiększenie zakresu odwiedzenia.

GMFCS	Maksymalna rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
<b>1</b>	12,7	16,7	-23,4	35,1	14,2	8,6	11,3	-9,6	25,6	6,4
<b>2</b>	12,5	18,4	-17,3	61,5	12,8	15,6	15,9	-14,7	37,4	17,8
<b>3</b>	11,1	17,3	-22,6	33,8	6,9	16,4	14,1	-3,5	40,7	15,9
<b>4</b>	12,2	17,6	-25,9	36,6	13,8	12,0	11,7	-10,4	28,6	16,3
<b><i>p</i></b>	0,9970					0,4419				



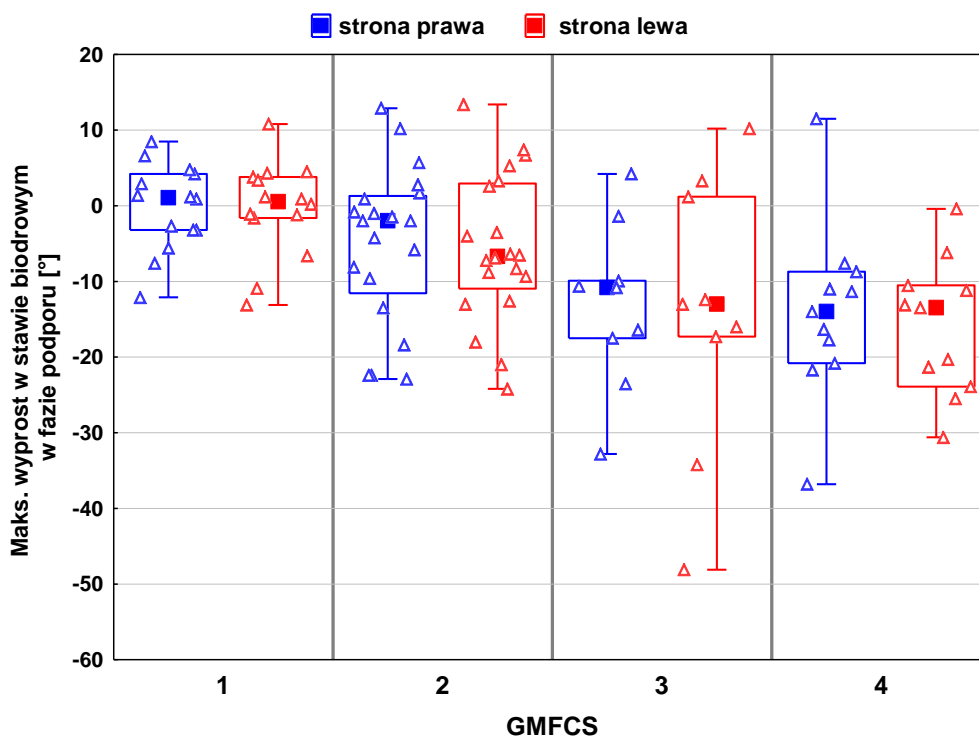
Ryc. 4.2.9. Maksymalna wartość rotacji wewnętrznej stawów biodrowych w zależności od poziomu GMFCS. Znaczne zwiększenie wielkości parametru na wszystkich poziomach funkcjonalnych, jednak w kończynie prawej lepsze wyniki dotyczyły dzieci z poziomem 3 i 2, a w lewej z poziomem 1 i 4.

GMFCS	Maksymalna rotacja wewnętrzna w stawie biodrowym w fazie podporu [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
<b>1</b>	12,2	16,6	-23,4	35,1	14,2	7,7	10,8	-9,6	24,8	5,8
<b>2</b>	11,4	16,7	-17,3	49,2	12,8	13,5	15,8	-14,6	37,4	12,6
<b>3</b>	11,6	17,4	-22,6	33,8	6,9	14,8	13,7	-3,5	36,7	15,9
<b>4</b>	12,2	17,7	-25,9	36,6	13,8	12,0	11,7	-10,4	28,6	16,3
<i>p</i>	0,9990					0,5600				



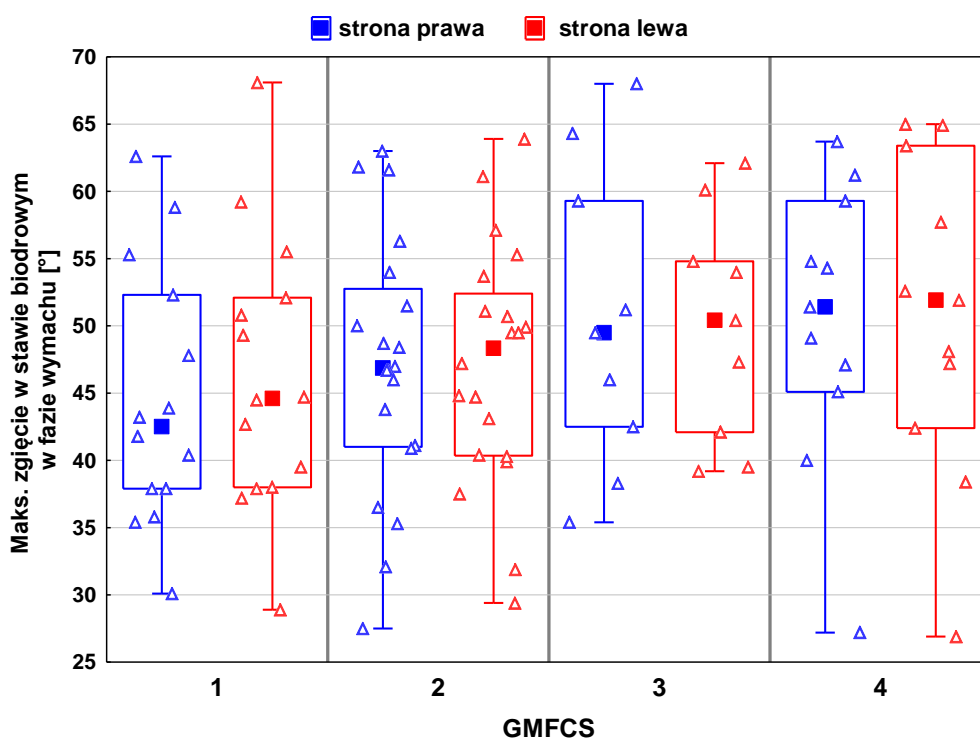
Ryc. 4.2.10. Maksymalna wartość rotacji wewnętrznej stawów biodrowych w fazie podporu w zależności od poziomu GMFCS. Zmniejszenie średnich wartości parametru na poziomie 1 i 2 po stronie prawej oraz 2 i 3 po lewej w porównaniu z maksymalną rotacją w całym cyklu chodu oznacza wyższe ich wartości w fazie wymachu. Brak związku pomiędzy maksymalną wielkością rotacji wewnętrznej a poziomem funkcjonalnym dzieci.

GMFCS	Maksymalny wyprost w stawie biodrowym w fazie podporu [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
<b>1</b>	-0,3	5,8	-12,1	8,5	1,1	-0,4	6,3	-13,1	10,8	0,6
<b>2</b>	-5,0	10,5	-22,9	12,9	-2,0	-5,5	9,8	-24,2	13,4	-6,7
<b>3</b>	-13,2	11,1	-32,8	4,2	-10,8	-14,0	18,4	-48,1	10,2	-13,0
<b>4</b>	-14,0	11,7	-36,8	11,5	-14,0	-16,0	9,1	-30,6	-0,4	-13,5
<i>p</i>	0,0025**					0,0022**				



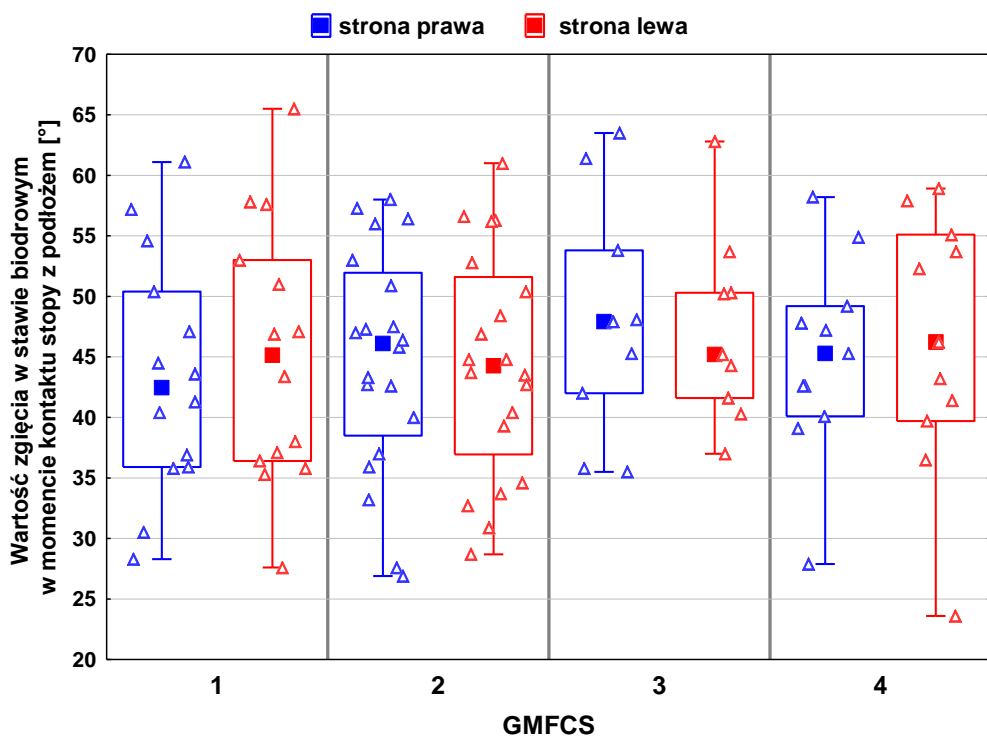
Ryc. 4.2.11. Maksymalna wartość wyprostów stawów biodrowych w fazie podporu w zależności od poziomu GMFCS. Średnie wartości parametru były zmniejszone na wszystkich poziomach funkcjonalnych, co oznacza, że kończyny były ustawiane w nadmiernym zgięciu. Wyraźny związek pomiędzy poziomem sprawności dzieci a wielkością wyprostów bioder.

GMFCS	Maksymalne zgięcie w stawie biodrowym w fazie wymachu [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
<b>1</b>	44,5	9,6	30,1	62,6	42,5	46,3	10,3	28,9	68,1	44,6
<b>2</b>	46,9	9,7	27,5	63,0	46,9	47,0	9,0	29,4	63,9	48,4
<b>3</b>	50,5	11,4	35,4	68,0	49,5	49,9	8,5	39,2	62,1	50,4
<b>4</b>	50,3	10,5	27,2	63,7	51,4	50,8	11,9	26,9	65,0	51,9
<b><i>p</i></b>	0,4156					0,6218				



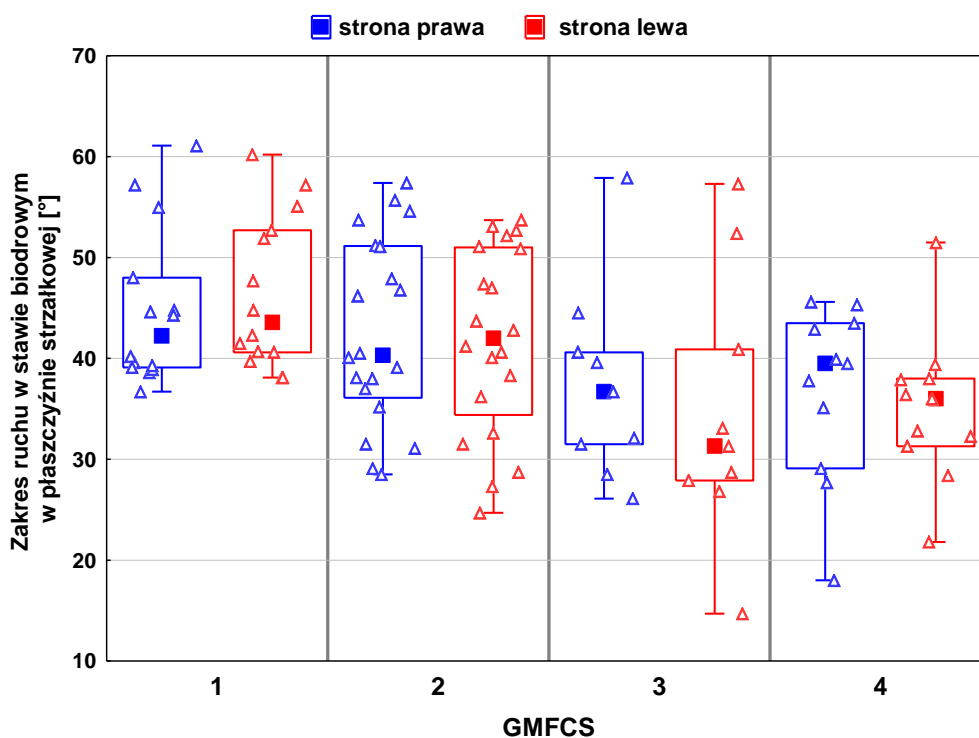
Ryc. 4.2.12. Maksymalna wartość zgięcia stawów biodrowych w fazie wymachu w zależności od poziomu GMFCS. Średnie wartości parametru były zwiększone na wszystkich poziomach funkcjonalnych, przy czym im wyższy poziom funkcjonalny, tym mniej odbiegały od normy.

GMFCS	Wartość zgięcia w stawie biodrowym podczas kontaktu stopy z podłożem [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
<b>1</b>	43,4	9,8	28,3	61,1	42,5	45,2	10,8	27,6	65,5	45,1
<b>2</b>	44,7	9,3	26,9	58,0	46,1	44,4	9,3	28,7	61,0	44,3
<b>3</b>	48,1	10,0	35,5	63,5	47,9	47,3	7,9	37,0	62,8	45,2
<b>4</b>	45,0	8,2	27,9	58,2	45,3	46,2	10,7	23,6	58,9	46,2
<b><i>p</i></b>	0,6965					0,8943				



Ryc. 4.2.13. Wartość zgięcia w stawie biodrowym podczas kontaktu stopy z podłożem w zależności od poziomu GMFCS. Średnie wartości parametru były zwiększone na wszystkich poziomach funkcjonalnych, jednak nie zaobserwowano wyraźnego związku pomiędzy ich wielkością a poziomem GMFCS.

GMFCS	Zakres ruchu w stawie biodrowym płaszczyźnie strzałkowej [°]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
<b>1</b>	44,8	7,8	36,7	61,1	42,3	46,5	7,6	38,1	60,2	43,5
<b>2</b>	42,6	9,3	28,5	57,4	40,3	41,8	9,3	24,7	53,7	42,0
<b>3</b>	37,5	9,7	26,1	57,9	36,7	34,8	13,3	14,7	57,3	31,3
<b>4</b>	36,8	8,6	18,0	45,6	39,5	35,1	7,5	21,8	51,5	36,0
<b><i>p</i></b>	0,0800					0,0081**				

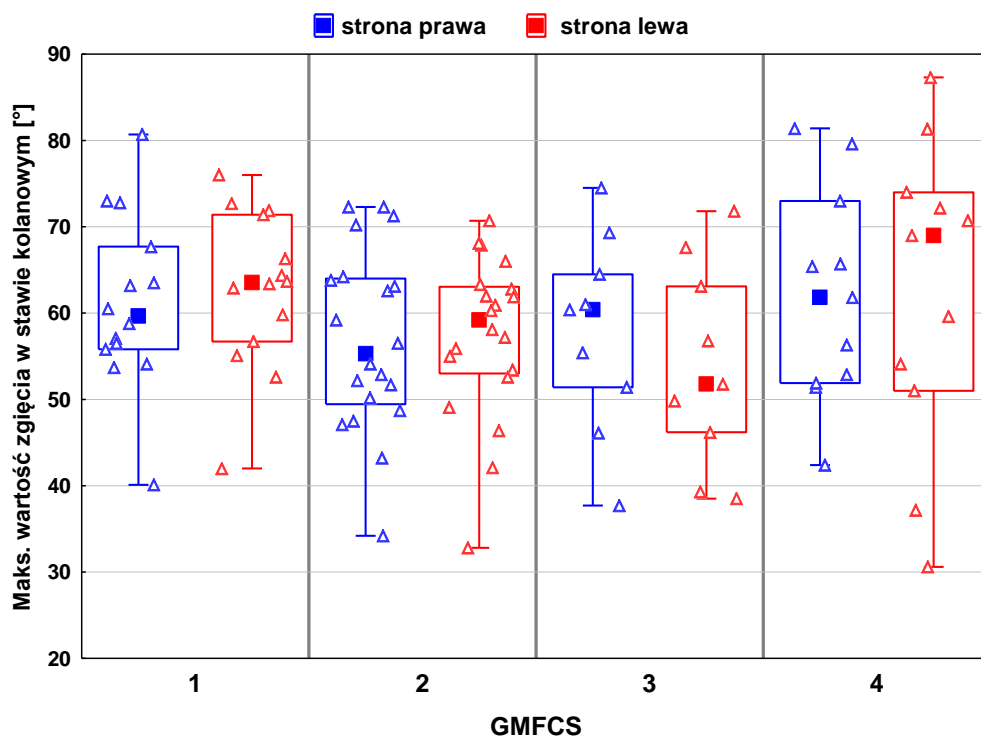


Ryc. 4.2.14. Zakres ruchu stawów biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej w zależności od poziomu GMFCS. Wyraźne zróżnicowanie wielkości parametru pomiędzy dziećmi na poszczególnych poziomach funkcjonalnych. Na poziomie 1 i 2 średnie wartości zakresu ruchu mieszczą się w normie fizjologicznej.

Badając wartości zgięcia stawu kolanowego podczas kontaktu stopy z podłożem, minimalnego zgięcia stawu w fazie podporu oraz zakresu ruchu stawu kolanowego stwierdzono wyraźny wpływ poziomu funkcjonalnego na uzyskane wyniki.

Badanie zróżnicowania maksymalnej wartości zgięcia w stawie ze względu na poziom GMFCS nie przyniosło wyniku statystycznie istotnego (ryc. 4.2.15-18).

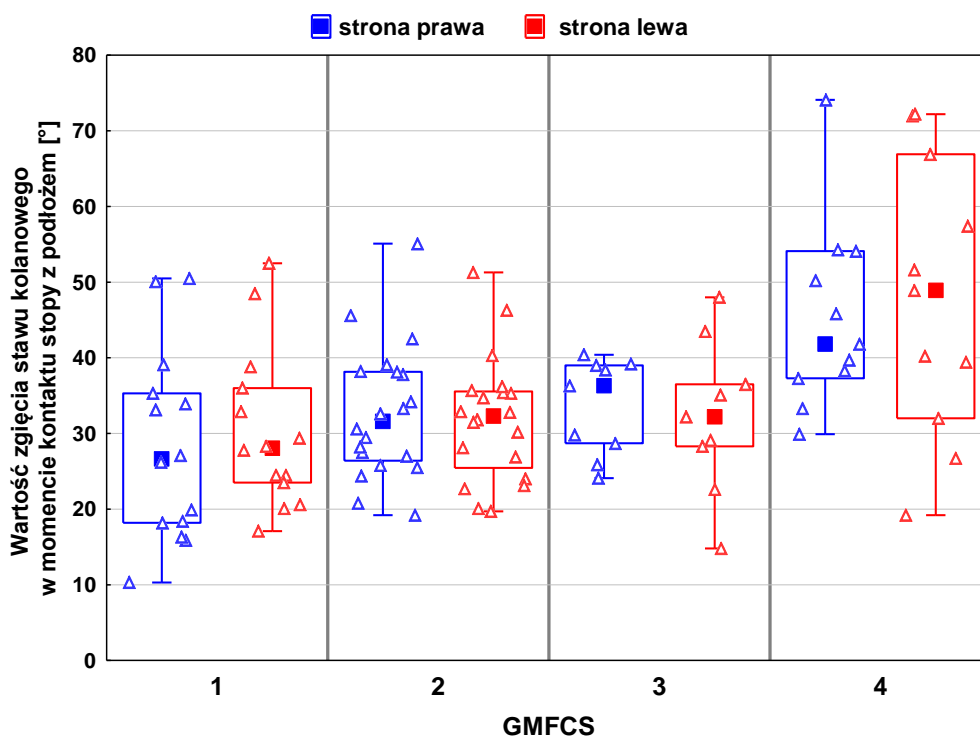
GMFCS	Maksymalna wartość zgięcia w stawie kolanowym [°]									
	Kolano prawe					Kolano lewe				
	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
<b>1</b>	61,3	10,1	40,1	80,7	59,6	62,8	9,1	42,0	76,0	63,5
<b>2</b>	56,9	10,5	34,2	72,3	55,3	57,3	9,4	32,8	70,7	59,2
<b>3</b>	57,8	11,5	37,7	74,5	60,4	53,9	11,9	38,5	71,8	51,8
<b>4</b>	62,0	12,4	42,4	81,4	61,8	62,5	17,8	30,6	87,3	69,0
<b>p</b>	0,5302					0,2356				



Ryc. 4.2.15. Maksymalna wartość zgięcia stawów kolanowych w zależności od poziomu GMFCS. Brak wyraźnego zróżnicowania wielkości parametru pomiędzy dziećmi na poszczególnych poziomach funkcjonalnych.

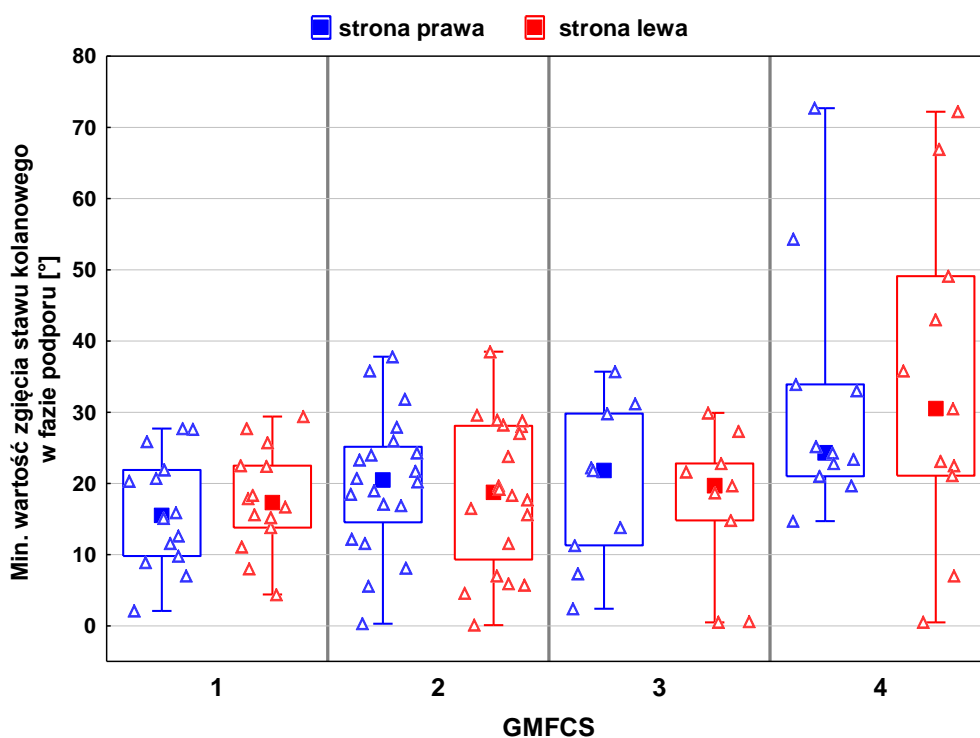


GMFCS	Wartość zgięcia stawu kolanowego podczas kontaktu stopy z podłożem [°]									
	Kolano prawe					Kolano lewe				
	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
<b>1</b>	28,2	12,7	10,3	50,5	26,6	30,3	10,5	17,1	52,5	28,1
<b>2</b>	32,8	8,8	19,2	55,1	31,6	31,9	8,2	19,7	51,3	32,3
<b>3</b>	33,5	6,4	24,1	40,4	36,3	32,2	10,1	14,8	48,0	32,2
<b>4</b>	45,3	12,4	29,9	74,1	41,8	47,9	18,2	19,2	72,2	48,9
<b>p</b>	0,0016**					0,0017**				



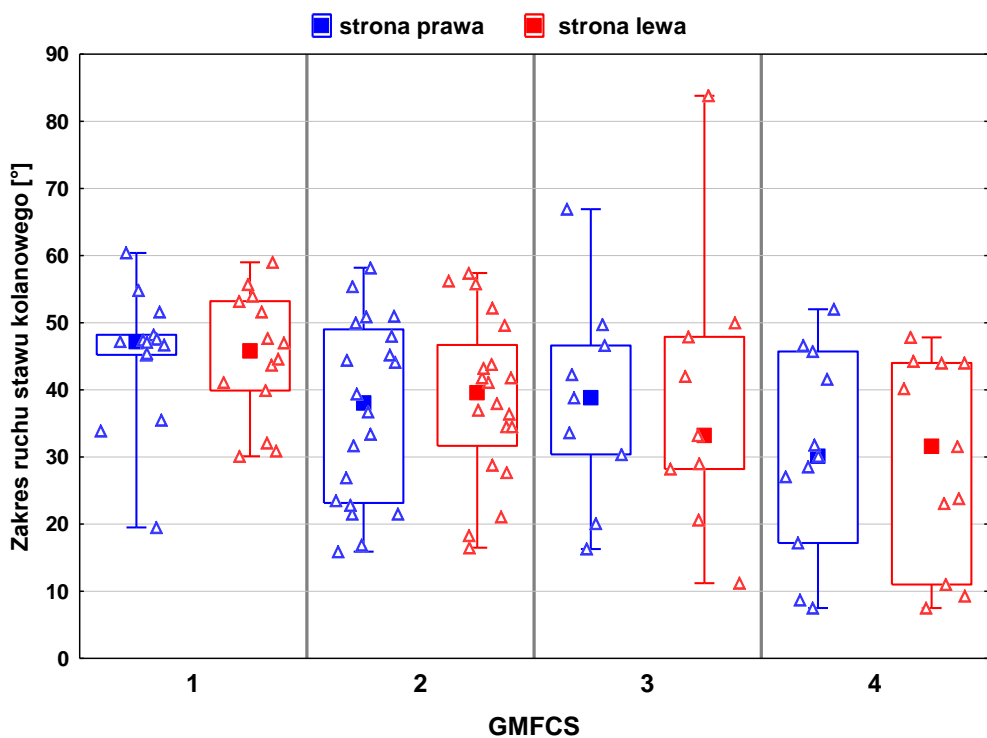
Ryc. 4.2.16. Wartość zgięcia stawów kolanowych podczas kontaktu stopy z podłożem w zależności od poziomu GMFCS. Zauważalne zróżnicowanie parametrów, zwłaszcza wartości średnich i maksymalnych, u dzieci o różnym stopniu sprawności.

GMFCS	Minimalna wartość zgięcia stawu w fazie podporu [°]									
	Kolano prawe					Kolano lewe				
	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
<b>1</b>	16,2	8,0	2,1	27,7	15,5	17,8	7,3	4,4	29,4	17,3
<b>2</b>	20,1	9,6	0,3	37,8	20,4	18,7	10,4	0,1	38,5	18,8
<b>3</b>	19,5	11,5	2,4	35,7	21,8	17,3	10,5	0,5	29,9	19,7
<b>4</b>	31,4	17,3	14,7	72,7	24,3	33,8	22,7	0,5	72,2	30,5
<b>p</b>	0,0148*					0,0110*				



Ryc. 4.2.17. Minimalna wartość zgięcia w fazie podporu w zależności od poziomu GMFCS. Zauważalny wzrost średnich wartości parametru na poszczególnych poziomach funkcjonalnych, oprócz poziomu 3, na którym minimalne zgięcie kolana w tej fazie jest mniejsze w porównaniu z dziećmi z poziomem 2.

GMFCS	Zakres ruchu stawu kolanowego [°]									
	Kolano prawe					Kolano lewe				
	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
<b>1</b>	45,0	9,9	19,5	60,4	47,2	45,0	9,4	30,1	59,0	45,8
<b>2</b>	36,9	13,6	15,9	58,2	38,0	38,8	12,1	16,5	57,4	39,5
<b>3</b>	38,3	15,5	16,3	66,9	38,8	38,4	21,1	11,2	83,8	33,2
<b>4</b>	30,6	15,1	7,5	52,0	30,1	29,7	15,5	7,5	47,8	31,6
<b>p</b>	0,0747					0,0749				

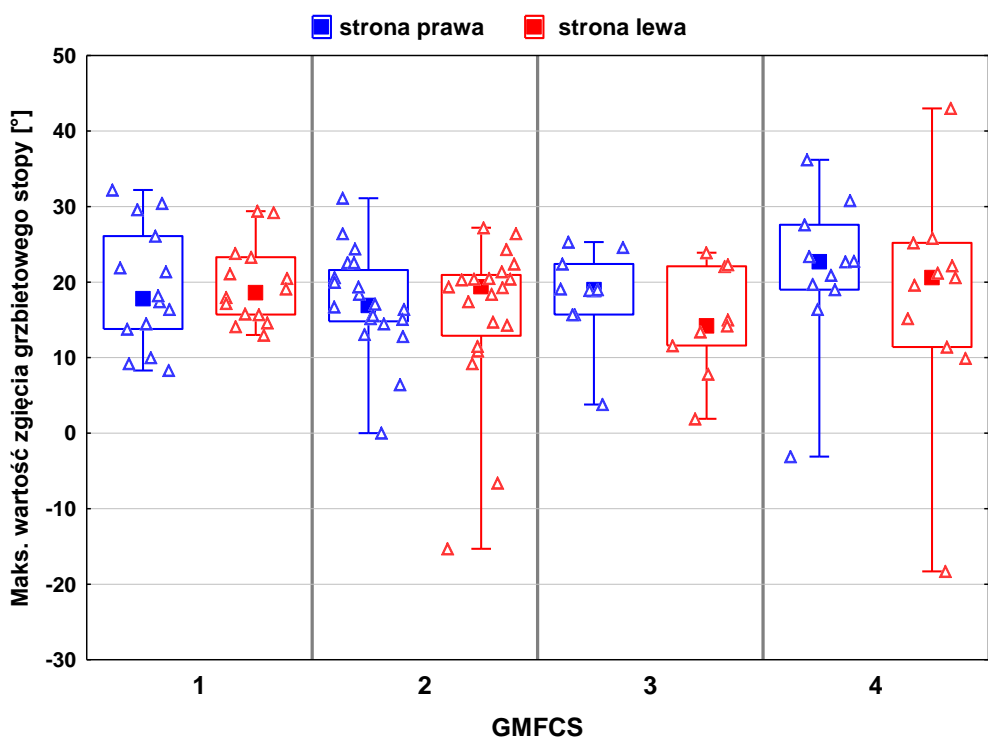


Ryc. 4.2.18. Zakres ruchu stawów kolanowych w zależności od poziomu GMFCS. Wyraźny spadek wszystkich ocenianych parametrów na poziomie 1-2 oraz 4. Brak różnicowania wartości pomiędzy poziomem 2 i 3 po stronie prawej.

Badanie zróżnicowania parametrów kinematycznych stawu skokowego ze względu na poziom GMFCS nie przyniosło żadnych statystycznie istotnych wyników.

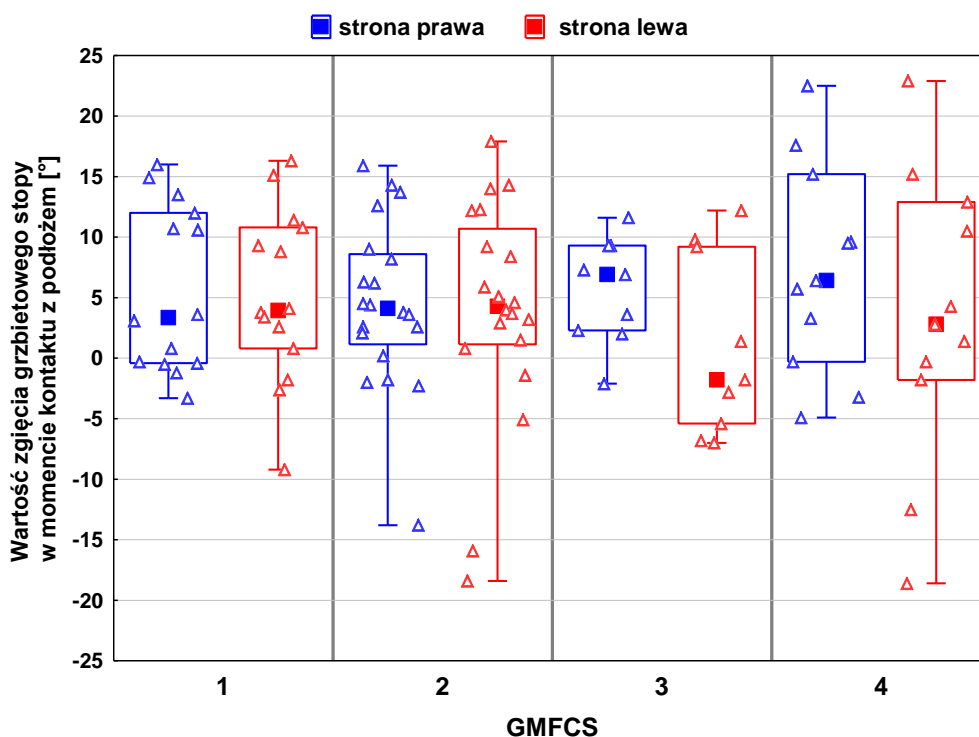
Wartości poszczególnych parametrów kinematycznych z podziałem na poziomy funkcjonalne klasyfikacji GMFCS przedstawiono na rycinach 4.2.19-22.

GMFCS	Maksymalna wartość zgięcia grzbietowego stopy [°]									
	Stopa prawa					Stopa lewa				
	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
<b>1</b>	19,2	8,0	8,3	32,2	17,8	19,6	5,3	13,0	29,4	18,6
<b>2</b>	17,4	6,8	0,0	31,1	16,9	15,8	10,4	-15,3	27,2	19,4
<b>3</b>	18,3	6,4	3,8	25,3	19,0	14,7	7,2	1,9	23,9	14,2
<b>4</b>	21,5	9,9	-3,1	36,2	22,7	17,8	14,9	-18,3	43,0	20,6
<b>p</b>	0,5712					0,6235				



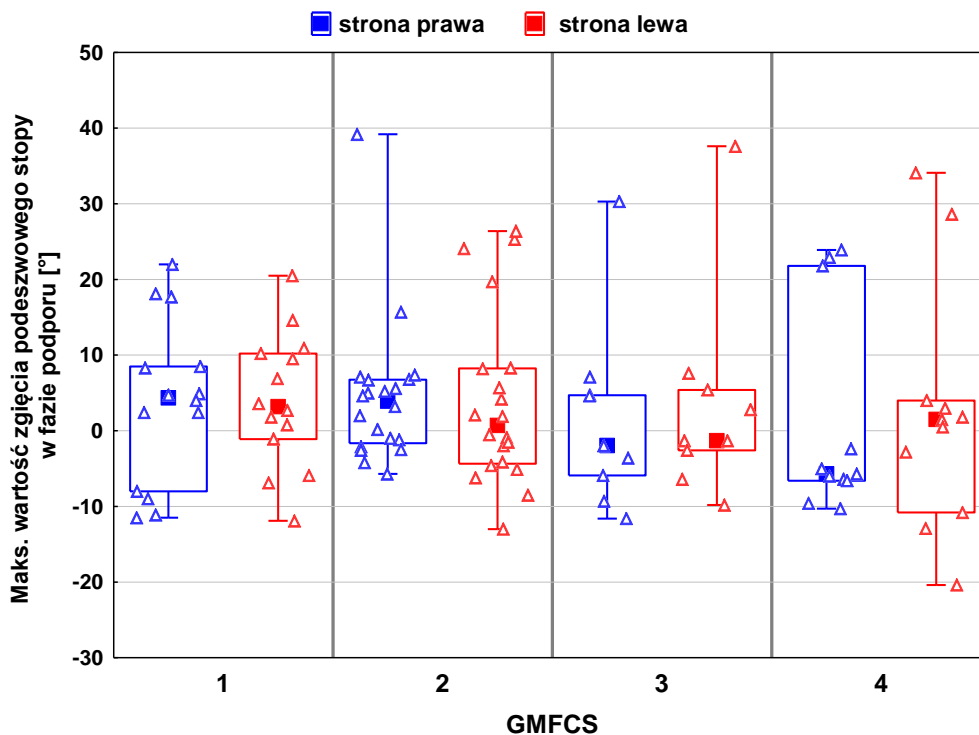
Ryc. 4.2.19. Maksymalna wartość zgięcia grzbietowego w zależności od poziomu GMFCS. Wartości ujemne oznaczają, że zgięcie grzbietowe stopy nie występowało i przez cały cykl chodu była ona ustawiona w pozycji zgięcia podszwowego. Brak wyraźnego zróżnicowania parametru pomiędzy dziećmi na poszczególnych poziomach funkcjonalnych.

GMFCS	Ustawienie stopy w momencie kontaktu z podłożem [°]									
	Stopa prawa					Stopa lewa				
	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
<b>1</b>	5,7	6,9	-3,3	16,0	3,4	5,2	7,2	-9,2	16,3	3,9
<b>2</b>	4,5	6,9	-13,8	15,9	4,1	4,0	9,2	-18,4	17,9	4,3
<b>3</b>	5,6	4,4	-2,1	11,6	6,9	1,0	7,6	-7,0	12,2	-1,8
<b>4</b>	7,4	8,6	-4,9	22,5	6,4	3,3	12,0	-18,6	22,9	2,8
<b>p</b>	0,7468					0,7526				



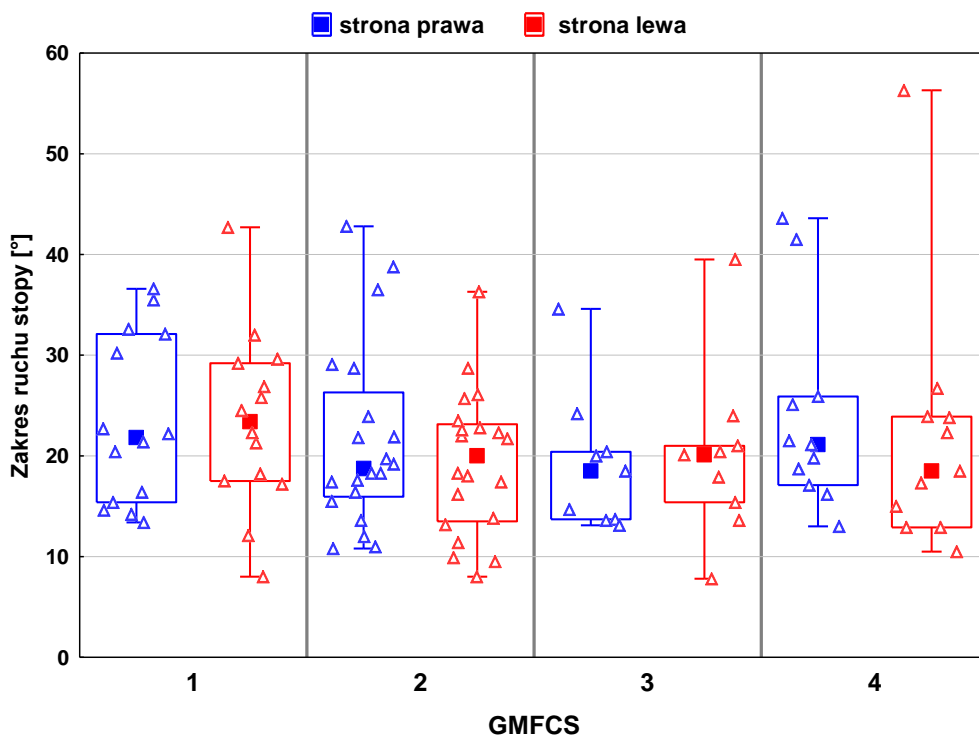
Ryc. 4.2.20. Ustawienie stopy podczas kontaktu z podłożem w zależności od poziomu GMFCS. Brak wyraźnego zróżnicowania wartości u dzieci na poszczególnych poziomach funkcjonalnych.

GMFCS	Maksymalna wartość zgięcia podszwowego stopy w fazie podporu [°]									
	Stopa prawa					Stopa lewa				
	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
<b>1</b>	3,8	10,9	-11,5	22,0	4,3	4,0	8,9	-11,9	20,5	3,2
<b>2</b>	4,5	9,6	-5,7	39,2	3,9	4,0	11,6	-13,0	26,4	0,7
<b>3</b>	1,6	12,6	-11,6	30,3	-2,0	3,6	13,9	-9,8	37,6	-1,3
<b>4</b>	1,5	13,9	-10,3	23,9	-5,7	2,4	16,3	-20,4	34,1	1,5
<b>p</b>	0,8702					0,9878				



Ryc. 4.2.21. Maksymalna wartość zgięcia podszwowego w fazie podporu w zależności od poziomu GMFCS. Wartości ujemne w tym przypadku oznaczają liczbę stopni brakującą do ustawienia stopy w pozycji neutralnej, tzn., że stopa przez całą fazę była ustawiona w zgięciu grzbietowym. Brak wyraźnego zróżnicowania parametru pomiędzy dziećmi na poszczególnych poziomach funkcjonalnych.

GMFCS	Zakres ruchu stopy [°]									
	Stopa prawa					Stopa lewa				
	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me	$\bar{x}$	s	Min	Max	Me
<b>1</b>	23,4	8,4	13,4	36,6	21,8	23,4	8,8	8,0	42,7	23,4
<b>2</b>	21,7	9,2	10,8	42,8	18,8	19,4	7,2	8,0	36,3	20,0
<b>3</b>	19,2	6,9	13,1	34,6	18,5	20,0	8,8	7,8	39,5	20,1
<b>4</b>	24,0	9,9	13,0	43,6	21,1	21,8	12,6	10,5	56,3	18,5
<b>p</b>	0,6145					0,6217				



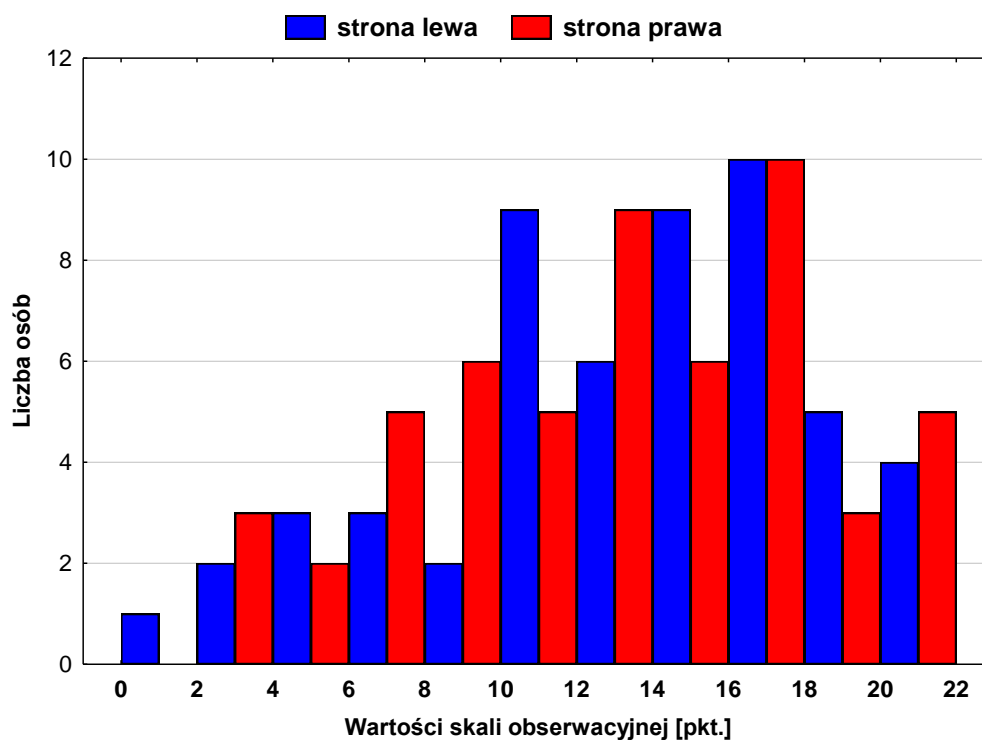
Ryc. 4.2.22. Zakres ruchu stawów skokowych w zależności od poziomu GMFCS. Zauważalne ograniczenie zakresu ruchu obu stóp bez wyraźnych różnic u dzieci na poszczególnych poziomach funkcjonalnych. U połowy badanych, bez względu na poziom GMFCS, zakres ruchu stóp w płaszczyźnie strzałkowej był dwukrotnie obniżony.

### 4.3. Parametry kinematyczne a skala obserwacyjna

#### 4.3.1. Charakterystyka ogólna wartości skali obserwacyjnej

Wartości skali dla strony prawej jak i lewej zawierały się w podobnym zakresie i wynosiły odpowiednio 0-21 pkt. i 3-21 pkt. Średni poziom skali wynosił ok. 13,5 pkt., zarówno dla wyników strony prawej jak i lewej (ryc. 4.3.1.1).

Skala obserwacyjna	$\bar{x}$	Me	$s$	min	max
strona prawa	13,7	15,0	5,1	0	21
strona lewa	13,4	14,0	5,0	3	21

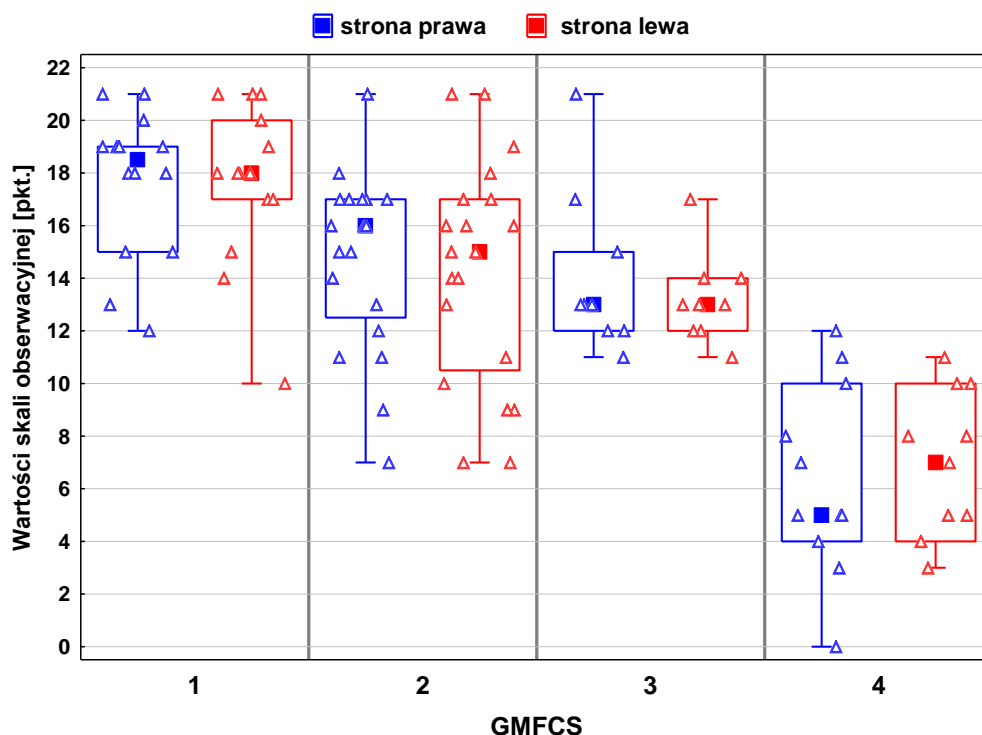


Ryc. 4.3.1.1. Wartości skali obserwacyjnej dla prawej i lewej kończyny dolnej. Wartości maksymalne, średnie i środkowe zbliżone dla obydwu kończyn dolnych.



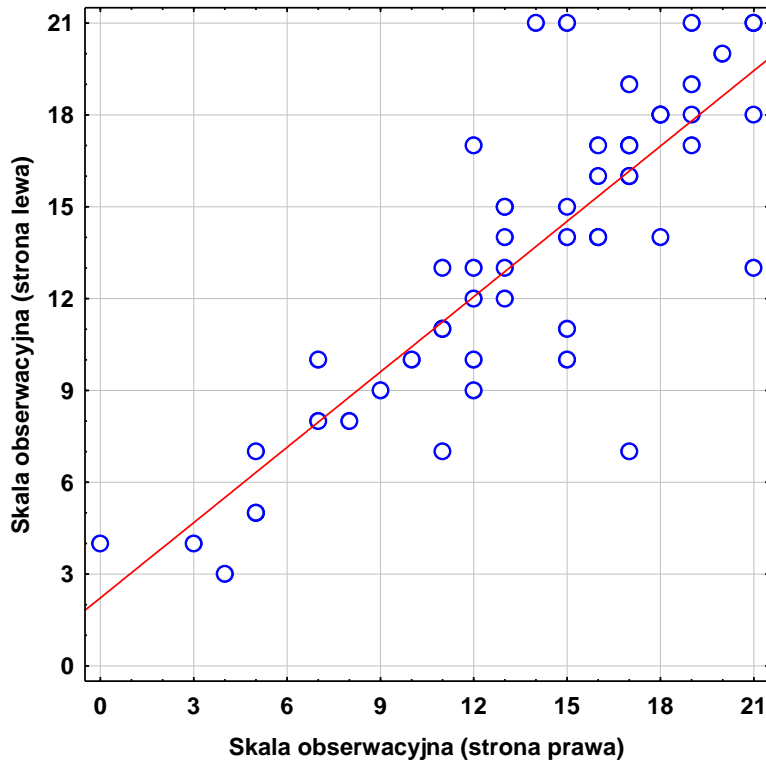
Najwyższe wartości skali obserwacyjnej występowały na poziomie 1 i wynosiły średnio 17,6 pkt. Na kolejnych poziomach funkcjonalnych w klasyfikacji GMFCS wartości skali obserwacyjnej stopniowo malały. Najniższa punktacja dotyczyła poziomu 4 i wynosiła średnio 6,4 pkt. (ryc. 4.3.1.2).

GMFCS	Skala obserwacyjna [pkt.]									
	Strona prawa					Strona lewa				
	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me	$\bar{x}$	$s$	Min	Max	Me
1	17,6	2,8	12	21	18,5	17,6	3,1	10	21	18,0
2	14,8	3,4	7	21	16,0	14,2	4,3	7	21	15,0
3	14,1	3,1	11	21	13,0	13,2	1,7	11	17	13,0
4	6,4	3,6	0	12	5,0	6,8	2,8	3	11	7,0
<i>p</i>	0,0000***					0,0000***				



Ryc. 4.3.1.2. Wartości skali obserwacyjnej w zależności od poziomu GMFCS. Po stronie prawej maksymalna liczba punktów dotyczy dzieci z poziomem 1, 2 i 3, a po lewej występuje na poziomie 1 i 2.

Wartości dla strony prawej i lewej były ze sobą mocno skorelowane (współczynnik korelacji Spearmana wyniósł  $R = 0,81$  i był istotny statystycznie) (ryc. 4.3.1.3).



Ryc. 4.3.1.3. Związek pomiędzy wartościami skali obserwacyjnej dla kończyny prawej i lewej. Wartości zbliżone dla obydwu kończyn. Zdarzały się jednak osoby, dla których różnica pomiędzy wartościami skali dla obu stron dochodziła do 10 pkt.

#### 4.3.2. Analiza korelacji parametrów kinematycznych i skali obserwacyjnej

Analiza korelacji wykazała silny związek wszystkich, poza szerokością kroku, parametrów czasowo-przestrzennych z wartościami skali obserwacyjnej. Wraz ze wzrostem długości fazy podporu oraz podwójnego podporu wartości skali obserwacyjnej ulegały zmniejszeniu, natomiast stymulantami wzrostu wartości skali obserwacyjnej były większa długość kroku i prędkość chodu (tab. 4.3.2.1).

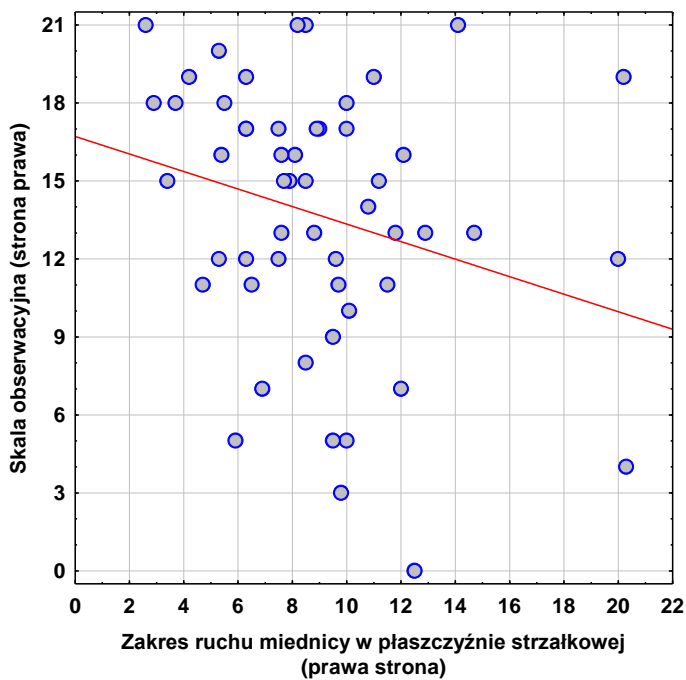
Tab. 4.3.2.1. Wartości współczynników korelacji pomiędzy parametrami czasowo-przestrzennymi a wynikami skali obserwacyjnej. Prawie wszystkie mieściły się w przedziale 0,50-0,70.

Parametry czasowo-przestrzenne		Skala obserwacyjna	
		Strona prawa	Strona lewa
Długość fazy podporu (% cyklu chodu)	strona prawa	-0,64***	-0,66***
	strona lewa	-0,60***	-0,54***
Długość fazy podwójnego podporu (% cyklu chodu)	strona prawa	-0,63***	-0,59***
	strona lewa	-0,60***	-0,63***
Średnia długość kroku (m)	strona prawa	0,52***	0,49***
	strona lewa	0,52***	0,51***
Szerokość kroku (m)		-0,11	-0,10
Średnia prędkość chodu (m/s)		0,56***	0,59***

Wartości zakresów ruchu miednicy i ocena dokonana przy użyciu skali obserwacyjnej nie były od siebie zależne. Jedyną statystycznie istotną korelacją dotyczyła zakresu ruchu w płaszczyźnie strzałkowej (strona prawa) i skali obserwacyjnej (także dla strony prawej) (tab. 4.3.2.2, ryc. 4.3.2.1). Korelacja ta miała ujemny kierunek, co oznacza, iż większy zakres ruchu odpowiadał niższym wartościom skali obserwacyjnej. Jednakże siła tej korelacji była tak znikoma (por. wykres), że nie stanowi ona żadnej wartości praktycznej.

Tab. 4.3.2.2. Wartości współczynników korelacji pomiędzy wartościami zakresów ruchu miednicy a wynikami skali obserwacyjnej.

Zakres ruchu miednicy		Skala obserwacyjna	
		Strona prawa	Strona lewa
płaszczyzna strzałkowa	strona prawa	-0,28*	-0,25
	strona lewa	-0,19	-0,26
płaszczyzna czołowa	strona prawa	-0,11	-0,10
	strona lewa	-0,02	-0,07
płaszczyzna poprzeczna	strona prawa	-0,04	-0,11
	strona lewa	-0,08	-0,14

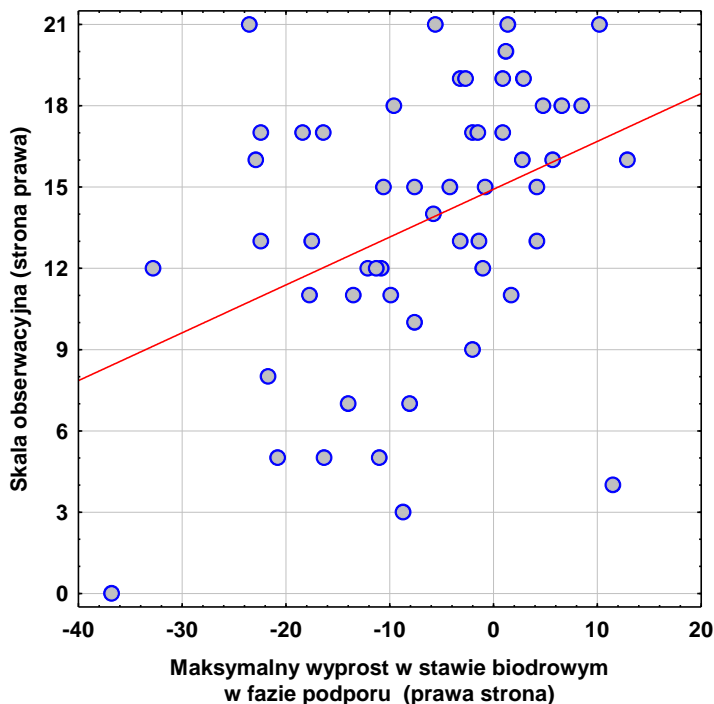


Ryc. 4.3.2.1 Związek pomiędzy wartościami skali obserwacyjnej dla kończyny prawej i zakresem ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej. Zauważalny duży rozrzut wyników świadczy o braku związku pomiędzy ocenianymi parametrami.

Z parametrów kinematycznych stawów biodrowych, istotny statystycznie związek z wartościami skali obserwacyjnej wykazano tylko dla maksymalnego wyprost w fazie podporu. Ponieważ korelacje były niemal identyczne dla strony prawej i lewej ograniczono się do prezentacji graficznej zależności tylko dla strony prawej. Kierunek korelacji był zgodny, co oznacza, że wyższym wartościom maksymalnego wyprost odpowiada większe wyniki dla skali obserwacyjnej. Siła tego związku jest niewielka (tab. 4.3.2.3, ryc. 4.3.2.2).

Tab. 4.3.2.3. Wartości współczynników korelacji pomiędzy parametrami kinematycznymi stawów biodrowych a wynikami skali obserwacyjnej.

Parametry kinematyczne stawu biodrowego		Skala obserwacyjna	
		Strona prawa	Strona lewa
Wartość przywiedzenia w momencie kontaktu stopy z podłożem	strona prawa	-0,06	0,20
	strona lewa	-0,06	-0,03
Maks. rotacja wewnętrzna	strona prawa	-0,10	0,11
	strona lewa	-0,17	-0,11
Maks. rotacja wewnętrzna w fazie podporu	strona prawa	-0,12	0,09
	strona lewa	-0,19	-0,17
Maks. wyprost w fazie podporu	strona prawa	0,38**	0,30*
	strona lewa	0,37**	0,42**
Maks. zgięcie w fazie wymachu	strona prawa	-0,26	-0,28*
	strona lewa	-0,18	-0,22
Wartość zgięcia w momencie kontaktu stopy z podłożem	strona prawa	-0,17	-0,19
	strona lewa	-0,13	-0,11
Zakres ruchu w płaszczyźnie strzałkowej	strona prawa	0,19	0,05
	strona lewa	0,26	0,30*

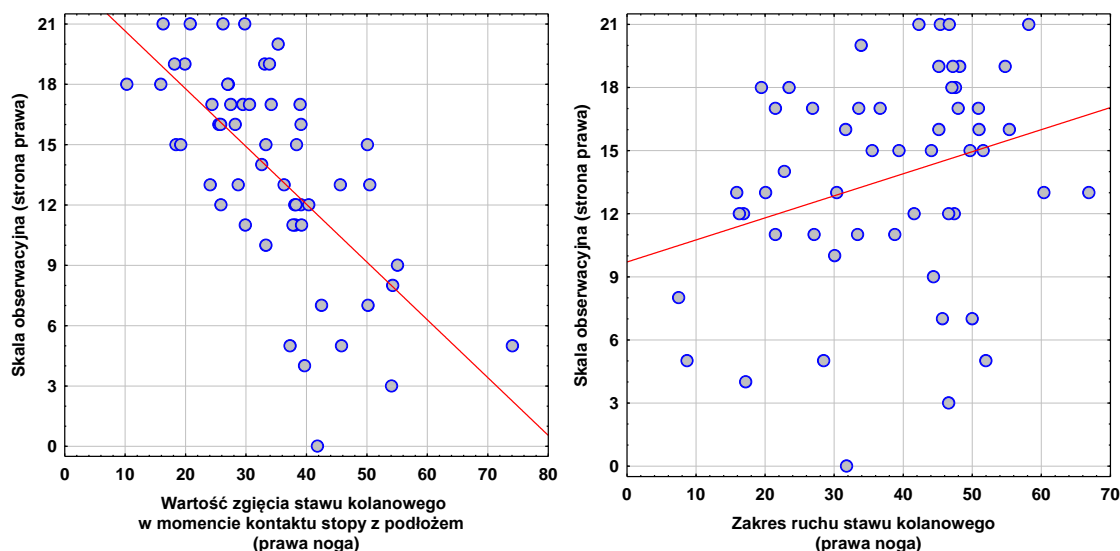


Ryc. 4.3.2.2. Związek pomiędzy wartościami skali obserwacyjnej dla kończyny prawej i maksymalnym wyprostem w stawie biodrowym prawym w fazie podporu. Wartości ujemne oznaczają ustawienie kończyny w zgięciu (liczbę stopni brakujących do pozycji neutralnej).

Dużo wyraźniejsze korelacje niż w badaniach dotyczących miednicy i bioder wystąpiły pomiędzy parametrami kinematycznymi stawu kolanowego a wartościami skali obserwacyjnej. Najsilniejsza relacja dotyczyła wartości zgięcia stawu kolanowego w momencie kontaktu stopy z podłożem. Może być ona określona jako dość silna i ma kierunek ujemny, co oznacza, że wyższym wartościom zgięcia odpowiada niższa punktacja skali obserwacyjnej. Podobny, ale o słabszej sile, był związek minimalnej wartości zgięcia w fazie podporu ze skalą obserwacyjną. Wartości skali obserwacyjnej rosły też w miarę wzrostu zakresu ruchu, choć tu nie wszystkie korelacje były istotne statystycznie i ich siła była już bardzo niewielka ( tab. 4.3.2.4, ryc. 4.3.2.3).

Tab. 4.3.2.4. Wartości współczynników korelacji pomiędzy parametrami kinematycznymi stawów kolanowych a wynikami skali obserwacyjnej. Silniejsza korelacja oznaczona jest ciemniejszym kolorem.

Parametry kinematyczne stawu kolanowego		Skala obserwacyjna	
		Strona prawa	Strona lewa
Maks. wartość zgięcia	Strona prawa	-0,11	-0,17
	Strona lewa	-0,10	-0,10
Wartość zgięcia w momencie kontaktu stopy z podłożem	Strona prawa	-0,69***	-0,57***
	Strona lewa	-0,50***	-0,44***
Min. wartość zgięcia w fazie podporu	Strona prawa	-0,45***	-0,39**
	Strona lewa	-0,41**	-0,37**
Zakres ruchu	Strona prawa	0,30*	0,23
	Strona lewa	0,32*	0,28*

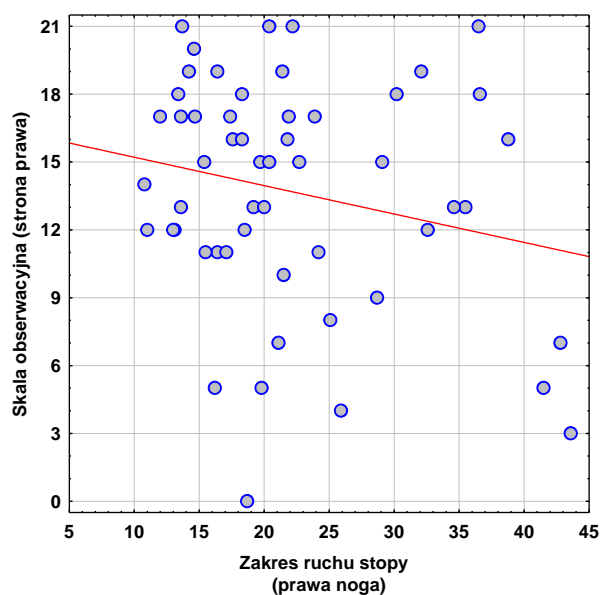


Ryc. 4.3.2.3. Związek pomiędzy wartościami skali obserwacyjnej dla kończyny prawej i wartością zgięcia stawu kolanowego prawego w momencie kontaktu stopy z podłożem oraz zakresem ruchu. Duże skupienie wyników w pewnych obszarach oznacza silną relację między parametrami. Niższym wartościom zgięcia i większemu zakresowi ruchu odpowiada wyższa punktacja skali obserwacyjnej.

Parametry kinematyczne stawów skokowych nie miały w wykonanych badaniach żadnego związku z wartościami skali obserwacyjnej, co wynika z wartości zamieszczonych w tab. 4.3.2.5 i co przedstawiono dla przykładowego parametru na ryc. 4.3.2.4.

Tab. 4.3.2.5. Wartości współczynników korelacji pomiędzy parametrami kinematycznymi stawów skokowych a wynikami skali obserwacyjnej.

Parametry kinematyczne stopy	Skala obserwacyjna		
		Strona prawa	Strona lewa
Maks. wartość zgięcia grzbietowego	Strona prawa	-0,05	-0,19
	Strona lewa	-0,06	0,10
Wartość zgięcia grzbietowego w momencie kontaktu z podłożem	Strona prawa	0,07	-0,03
	Strona lewa	0,07	0,22
Maks. wartość zgięcia podszwowego w fazie podporu	Strona prawa	0,02	0,05
	Strona lewa	-0,02	-0,15
Zakres ruchu	Strona prawa	-0,15	-0,22
	Strona lewa	-0,18	-0,13



Ryc. 4.3.2.4. Związek pomiędzy wartościami skali obserwacyjnej dla kończyny prawej i zakresem ruchu stawu skokowego prawego. Wyraźny brak związku pomiędzy ocenianymi parametrami.



#### 4.4. Powtarzalność pomiarów obserwacyjnej analizy chodu

Przeanalizowano wyniki pomiarów przy użyciu skali Observational Gait Scale dokonane przez dwóch terapeutów w różnych momentach czasowych. Analiza została przeprowadzona oddzielnie dla strony prawej i lewej.

##### 4.4.1. Badanie powtarzalności oceny kończyny dolnej prawej

Analizując statystyki opisowe dla wszystkich czterech pomiarów dokonanych dla kończyny dolnej prawej zaobserwowano niewielki spadek średnich wartości skali obserwacyjnej w II ocenie i nieco wyższą wartość pomiarów dokonywanych przez terapeutę I (tab. 4.4.1.1).

Tab. 4.4.1.1. Charakterystyka wyników obserwacyjnej analizy chodu dla kończyny dolnej prawej.

Skala obserwacyjna (strona prawa)		$\bar{x}$	Me	s	min	max
Terapeuta I	Ocena I	14,5	15	3,2	7	21
	Ocena II	14,2	14	3,1	7	19
Terapeuta II	Ocena I	14,0	14	3,6	5	19
	Ocena II	13,9	14	3,7	5	20

W celu oceny powtarzalności i zgodności przeprowadzonych serii pomiarów przeprowadzone zostały następujące analizy:

- korelacji pomiędzy poszczególnymi seriami pomiarów;
- różnic pomiędzy poszczególnymi seriami pomiarów i zobrazowanie ich rozkładu za pomocą statystyk opisowych;
- oceny statystycznej istotności różnic w rozkładzie pomiarów dokonywanych przez terapeutów w poszczególnych badaniach;
- ocen dokonanych przez każdego z terapeutów przedstawione w formie graficznej.

Na podstawie tabeli współczynników korelacji można stwierdzić, że wystąpiła bardzo wysoka zgodność, jeśli chodzi o aspekt powtarzalności pomiędzy obiema ocenami dokonanymi przez każdego terapeutę. Natomiast korelacja pomiędzy ocenami

dokonanymi przez różnych terapeutów okazała się również dość wysoka, choć rozbieżności były już nieco wyraźniejsze (tab. 4.4.1.2).

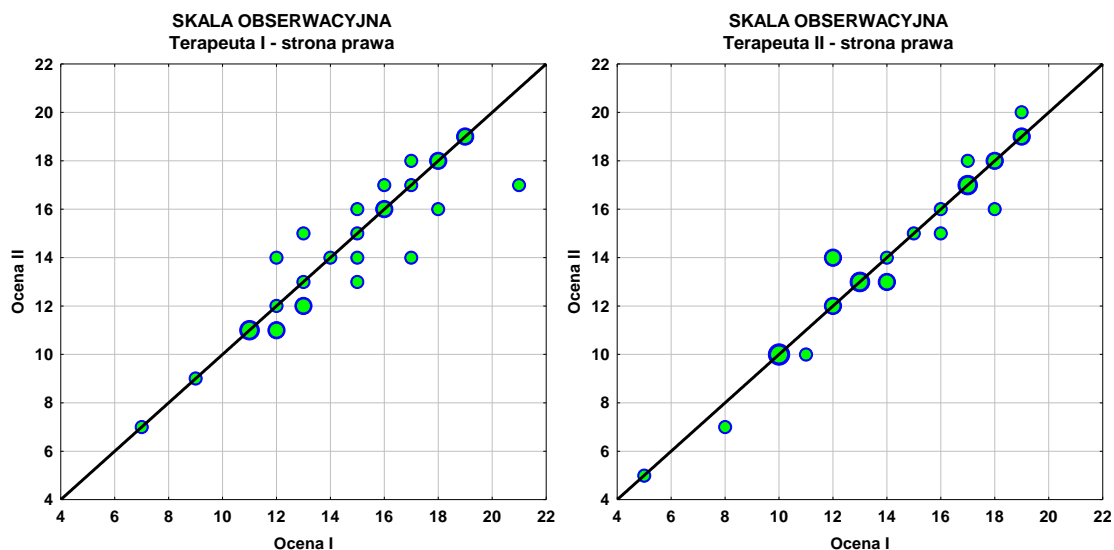
Tab. 4.4.1.2. Analiza korelacji wyników obserwacyjnej analizy chodu dla kończyny dolnej prawej. Kolorem czerwonym oznaczono korelacje pomiędzy dwiema ocenami każdego z badających a pomarańczowym związek między ocenami różnych terapeutów.

Strona prawa		Terapeuta I		Terapeuta II	
		Ocena I	Ocena II	Ocena I	Ocena II
Terapeuta I	Ocena I	1	0,92***	0,76***	0,77***
	Ocena II	0,92***	1	0,77***	0,78***
Terapeuta II	Ocena I	0,76***	0,77***	1	0,96***
	Ocena II	0,77***	0,78***	0,96***	1

Analiza wartości statystyk opisowych dla różnic pomiędzy obiema ocenami dokonanymi przez każdego terapeutę oraz wynik testu Wilcoxon, za pomocą którego testowano hipotezę o identyczności rozkładu, z którego pochodzą obie oceny dokonywane przez każdego z terapeutów wykazała, że maksymalna różnica pomiędzy ocenami dla terapeuty I wynosiła 4 pkt., zaś dla terapeuty II 2 pkt. (tab. 4.4.1.3). Różnice pomiędzy obiema ocenami (tak dla terapeuty I jak i II) nie były istotne statystycznie. (ryc. 4.4.1.1).

Tab. 4.4.1.3. Analiza powtarzalności pomiarów dla kończyny dolnej prawej. Brak istotności statystycznej oznacza dużą zgodność wyników.

Skala obserwacyjna (strona prawa)	Ocena I vs. ocena II					
	$\bar{x}$	Me	s	min	max	p
Terapeuta I	-0,3	0	1,3	-4	2	0,2585
Terapeuta II	0,0	0	0,8	-2	2	0,8785

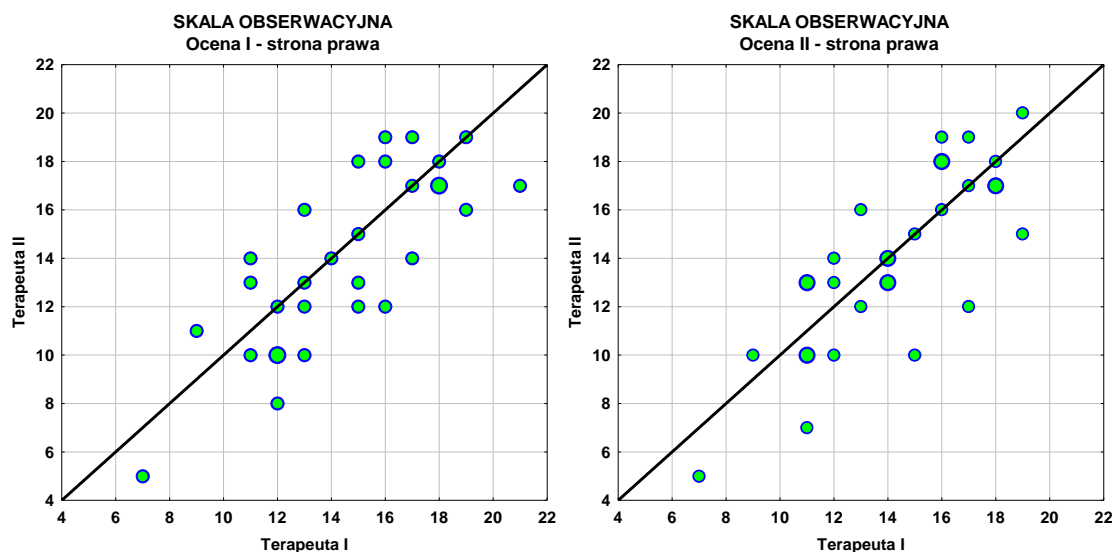


Ryc. 4.4.1.1. Analiza rozrzutu wyników dwóch pomiarów terapeuty I i II dla kończyny dolnej prawej.

Na podstawie przeprowadzonej wcześniej analizy korelacji można stwierdzić, że oceny dokonane przez obu terapeutów cechowała dość wysoka zgodność w ocenie sprawności pacjentów. Analiza różnic pomiędzy ocenami dokonanymi przez obu terapeutów, przeprowadzona oddzielnie dla oceny I oraz oceny II, wykazała brak statystycznie istotnych różnic w przeciętnym poziomie ocen dokonanych przez terapeutę I oraz terapeutę II. Oceny dokonywane przez terapeutę II były średnio o 0,5 pkt. niższe (dla oceny II o ok. 0,3 pkt.), ale wobec występowania zarówno odchyień *in plus* jak *in minus*, nie można mówić o ukierunkowanej niezgodności pomiarów dokonywanych przez obu terapeutów (tab. 4.4.1.4, ryc.. 4.4.1.2).

Tab. 4.4.1.4. Analiza zgodności pomiarów dla kończyny dolnej prawej. Widoczna wysoka zgodność wyników pomiędzy ocenami różnych badających.

Skala obserwacyjna (strona prawa)	Terapeuta I vs. Terapeuta II					
	$\bar{x}$	Me	s	min	max	p
Ocena I	-0,5	-0,5	2,3	-4	3	0,2478
Ocena II	-0,3	0,0	2,2	-5	3	0,8303



Ryc. 4.4.1.2. Analiza rozrzutu wyników pierwszego i drugiego badania wykonanego przez dwóch terapeutów dla kończyny dolnej prawej.

#### 4.4.2. Badanie powtarzalności oceny kończyny dolnej lewej

Analiza pomiarów dokonanych dla kończyny dolnej lewej wykazała silną zgodność wartości średnich dla obydwu ocen terapeutów. Wyniki pomiarów wykonanych przez drugiego terapeutę były niższe (średnio o ok. 0,5 pkt.). Różnice w wynikach oceny I oraz II dla każdego z terapeutów były nieznaczne (tab. 4.4.2.1).

Tab. 4.4.2.1. Charakterystyka wyników obserwacyjnej analizy chodu dla kończyny dolnej lewej.

Skala obserwacyjna (strona lewa)		$\bar{x}$	Me	s	min	max
Terapeuta I	Ocena I	14,3	14	3,6	7	21
	Ocena II	14,3	14	3,4	7	21
Terapeuta II	Ocena I	13,8	13	3,3	8	20
	Ocena II	13,8	13	3,5	8	20

Analiza współczynników korelacji rang Spearmana wykazała idealną zgodność oceny I oraz II wykonanych przez tego samego terapeutę. Zgodność ocen dokonywanych przez różnych terapeutów była nieco niższa, choć współczynnik korelacji był również bardzo wysoki (tab. 4.4.2.2).

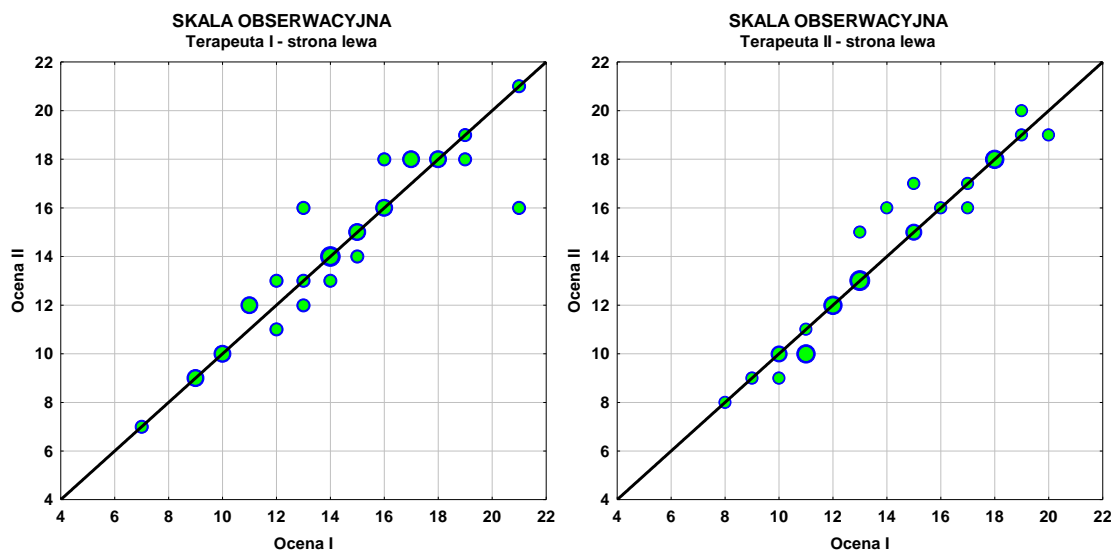
Tab. 4.4.2.2. Analiza korelacji wyników obserwacyjnej analizy chodu dla kończyny dolnej lewej. Wartości wskaźników korelacji były nieznacznie wyższe niż w przypadku kończyny prawej.

Strona lewa		Terapeuta I		Terapeuta II	
		Ocena I	Ocena II	Ocena I	Ocena II
Terapeuta I	Ocena I	1	0,94***	0,79***	0,79***
	Ocena II	0,94***	1	0,78***	0,78***
Terapeuta II	Ocena I	0,79***	0,78***	1	0,98***
	Ocena II	0,79***	0,78***	0,98***	1

Szczegółowa analiza różnic pomiędzy dwoma seriami pomiarów każdego terapeuty, wykonana za pomocą testu Wilcozona, wykazała brak statystycznie istotnych różnic, mimo iż w badanej grupie występowała pacjenci, dla których różnica w ocenie poziomu sprawności sięgała nawet 5 pkt. (tab. 4.4.2.3, ryc. 4.4.2.1).

Tab. 4.4.2.3. Analiza powtarzalności pomiarów dla kończyny dolnej lewej. Brak istotności statystycznej oznacza dużą zgodność wyników.

Skala obserwacyjna (strona lewa)	Ocena I vs. ocena II					
	$\bar{x}$	Me	s	min	max	p
Terapeuta I	0,0	0	1,3	-5	3	0,7268
Terapeuta II	0,0	0	0,8	-1	2	0,7213

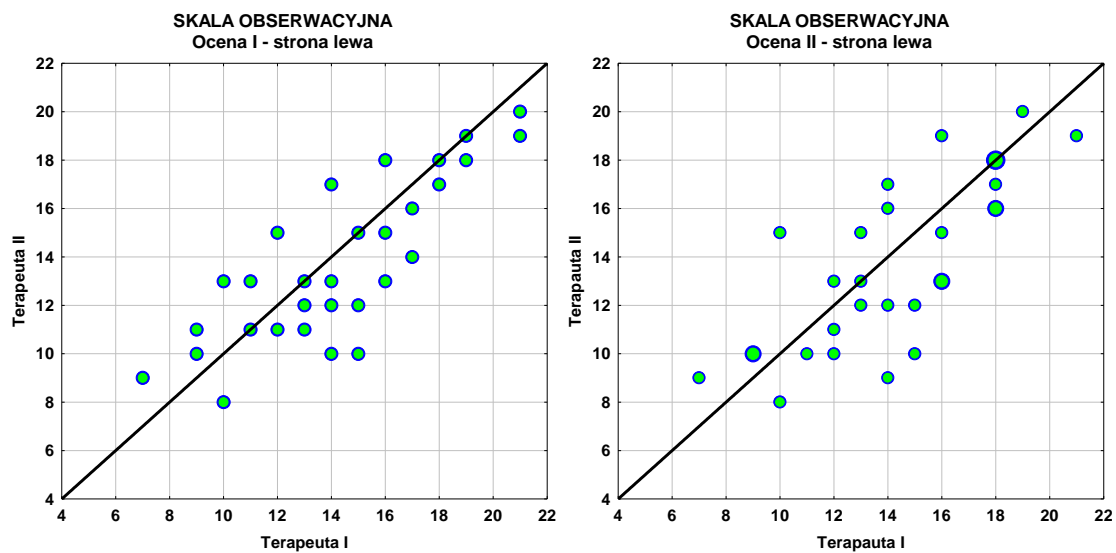


Ryc. 4.4.2.1. Analiza rozrzutu wyników dwóch pomiarów terapeuty I i II dla kończyny dolnej lewej.

Porównanie ocen wykonanych przez dwóch terapeutów nie wykazało statystycznie istotnych różnic (tab. 4.4.2.4). Analiza zgodności pomiarów została przedstawiona również w postaci wykresów rozrzutu (ryc. 4.4.2.2).

Tab. 4.4.2.4. Analiza zgodności pomiarów dla kończyny dolnej lewej. Wykazano wysoką zgodność wyników pomiędzy ocenami różnych badających.

Skala obserwacyjna (strona lewa)	Terapeuta I vs. Terapeuta II					
	$\bar{x}$	Me	s	min	max	p
Ocena I	-0,5	-1	2,1	-5	3	0,2584
Ocena II	-0,5	-1	2,3	-5	5	0,2376



Ryc. 4.4.2.2. Analiza rozrzutu wyników pierwszego i drugiego badania wykonanego przez dwóch terapeutów dla kończyny dolnej lewej.

## 5. OMÓWIENIE I DYSKUSJA WYNIKÓW

Badanie kliniczne nie zawsze jednoznacznie określa możliwości funkcjonalne pacjentów w zakresie lokomocji. Zebranie wiarygodnych danych pozwala na właściwe określenie celów leczenia. Niezbędnym jest więc zastosowanie wiarygodnych metod ustalających poziom motoryczny, które umożliwiają określenie przyczyn występujących zaburzeń [91].

Obiektywna ocena funkcji motorycznych jest szczególnie ważna przed podjęciem decyzji o leczeniu operacyjnym. Do badań własnych włączono grupę dzieci z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego przed planowanymi zabiegami ortopedycznymi.

Dysfunkcje występujące u dzieci z mózgowym porażeniem mogą znacząco wpływać na rozwój ich funkcji motorycznych. Jednym z często występujących objawów schorzenia jest spastyczność wynikająca z niewłaściwych mechanizmów neurogennych, w których wzmożone napięcie dodatkowo jest efektem zwiększonej sztywności mięśni i tkanki łącznej oraz zmian biomechanicznych w samym mięśniu [92,93]. Problemem jest także nakładanie się innych zaburzeń napięcia mięśniowego na już istniejącą spastyczność [94]. Wobec powyższego, leczenie samej spastyczności w niewielkim stopniu wpływa na zdolności dziecka w zakresie poruszania się. Niemniej jednak, spastyczność i jej konsekwencje prowadzą do komplikacji wtórnych: sztywności stawów, przykurczy i bólu, wpływających na zdolności funkcjonalne i lokomocję dzieci z mózgowym porażeniem [95].

W badaniu funkcjonalnym dzieci z mpd analizę chodu wykonuje się zwykle łącznie z oceną kliniczną. W badaniach naukowych oceniających efekty stosowania różnych rodzajów terapii metody te najczęściej funkcjonują łącznie. Mimo to, zdaniem niektórych lekarzy badanie kliniczne dostarcza wystarczających informacji do właściwego zaplanowania leczenia. Celem badań Desloovera i wsp. była ocena zależności pomiędzy wynikami badania klinicznego (włączając zakres ruchu, spastyczność, siłę i selektywność), a parametrami uzyskanymi w wyniku przeprowadzonej analizy chodu w grupie 200 dzieci. Obiektywne parametry chodu były analizowane przez kinezyloga, który nie znał wyników badań klinicznych. Do oceny wybrano 49 parametrów (kinematyczne, kinetyczne oraz emg). Badanie kliniczne było wykonywane przez trzech doświadczonych kinezylogów. Do porównania wyselekcjonowano 32 szczegółowe parametry dotyczące zakresów ruchu, siły



mięśniowej, spastyczności i selektywności. Analiza współczynników korelacji pomiędzy porównywanymi parametrami nie wykazała silnych zależności, pomimo tego, że w przypadku niektórych parametrów wykazano istotność statystyczną. Najistotniejsze zależności z parametrami chodu wykazała ocena siły (23% korelacji) i selektywności (17,7%). Wyniki te sugerują, że kliniczna ocena zakresów ruchu wykazuje najmniejszy związek z parametrami chodu z powodu jego dynamicznej natury [96].

Badanie kliniczne skupia się głównie na ocenie pierwotnych i wtórnych objawów uszkodzenia centralnego układu nerwowego, podczas gdy patologia chodu wynika z mechanizmów kompensacyjnych [97,98]

Wyniki te okazały się zgodne ze spostrzeżeniami Orendurffa [99] i McMulkina [100], którzy również wykazali, że badanie kliniczne tylko w niewielkim stopniu ma związek z trójwymiarową analizą chodu.

Brak silnej zależności pomiędzy wynikami oceny klinicznej i parametrami chodu nie oznacza wyższości jednej metody nad drugą, wskazuje jedynie, że w planowaniu leczenia badanie kliniczne powinno być uzupełnione oceną kliniczną i na odwrót.

Filho i wsp. zbadali czy wskazania dotyczące zabiegów operacyjnych oparte na badaniu chodu przeprowadzonym przy użyciu systemów do trójwymiarowej analizy chodu wiążą się z lepszymi wynikami pooperacyjnymi w grupie 38 dzieci z mózgowym porażeniem, operowanych w latach 2003-2005. Dzieci przydzielono do czterech grup, w zależności od odsetka zgodności przeprowadzonego zabiegu ze wskazaniami określonymi przez multidyscyplinarny zespół, opartymi na komputerowej analizie chodu. W grupie pierwszej zgodność była na poziomie 0%, w drugiej wynosiła 100%, w trzeciej 33-50%, a w czwartej 57-90%. Piątą grupę, kontrolną, stanowiło 15 dzieci z mózgowym porażeniem, u których mimo określonych rekomendacji nie wykonano zabiegu z powodu braku zgody rodziców. W obydwu grupach badanie wykonano dwukrotnie. W grupie badanej średnio 5 miesięcy przed zabiegiem i po zakończonej rehabilitacji, prowadzonej według jednolitego protokołu, a w grupie kontrolnej średni czas pomiędzy badaniami wynosił ok. 43 miesiące. Wyniki wykazały poprawę wzorca chodu u dzieci zakwalifikowanych do grupy drugiej, trzeciej i czwartej. W grupie pierwszej i piątej, mimo zmian zaobserwowanych w badaniu powtórnym, nie zaobserwowano globalnej poprawy chodu. Poprawa wzorca chodu była najbardziej znacząca u dzieci z grupy drugiej, w przypadku których ortopedzi w pełni zastosowali wskazania wynikające z trójwymiarowej analizy chodu [101].

W badaniach Lofteroda analizowano wpływ wyników obiektywnej analizy chodu na zmianę decyzji związanych z leczeniem operacyjnym. Do badania zakwalifikowano 60 dzieci ze spastyczną postacią mózgowego porażenia, u których w wyniku przeprowadzonego badania klinicznego zaplanowano zabiegi chirurgiczne. W efekcie wykonanego badania chodu u 11 dzieci zrezygnowano z wykonania operacji (5 z nich zalecono kontynuowanie fizjoterapii, a 6 dodatkowo iniekcje toksyny botulinowej typu A). Ogółem, w przypadku 42 z 60 dzieci następstwem laboratoryjnej analizy chodu była zmiana planu leczenia. Zdaniem autorów wyniki te ilustrują ograniczenia badania klinicznego i wizualnej oceny chodu. Dowodem może być przykład oceny chodu dziecka, u którego występuje chód na palcach. Bazując na analizie obserwacyjnej można ten objaw błędnie zinterpretować jako ustaloną końskość. W takim przypadku ocena parametrów kinematycznych w płaszczyźnie strzałkowej może wykazać prawidłową wartość zgięcia grzbietowego stopy i nadmierne zgięcie w stawie biodrowym i kolanowym podczas fazy podporu. W takim przypadku wydłużenie ścięgna Achillesa może przyczynić się do rozwoju chodu kucznego i ograniczenia funkcji lokomocyjnych. [102]. W badaniach Kaya i wsp. w wyniku przeprowadzonej komputerowej analizy chodu decyzje dotyczące rodzaju postępowania terapeutycznego zmieniono aż w przypadku 89% dzieci .

Zastosowana w badaniach własnych komputerowa analiza chodu jest coraz bardziej powszechną metodą oceny chodu osób z zaburzeniami motorycznymi. Jej popularność wynika z większej dokładności w wykrywaniu i określaniu zaburzeń chodu, w porównaniu z oceną wizualną. Według Steinwendera i wsp. stosowanie trójwymiarowej analizy chodu w dużym stopniu pomaga zrozumieć zaburzenia występujące u dzieci z mózgowym porażeniem. W warunkach klinicznych nie zawsze jednak możliwe jest wykonanie badania chodu z wykorzystaniem tego narzędzia, dlatego obserwacyjna analiza chodu nadal jest integralną częścią oceny dziecka, z uwagi na mniejsze koszty i większą dostępność [103]. Ponadto w przypadku dzieci poniżej 6 roku życia instrumentalna analiza chodu może być niemożliwa do wykonania z powodu zbyt małej wysokości ciała dziecka oraz różnego poziomu współpracy [104].

W powszechnym użyciu funkcjonuje wiele skal służących analizie wizualnej. W badaniach naukowych wiarygodność i powtarzalność jakościowej analizy chodu znacznie się różni, dlatego jedną ze skal obserwacyjnych, The Observational Gait Scale (OGS), wykorzystano w badaniach jako narzędzie dodatkowe.

Znaczny rozrzut wyników dotyczących czasu trwania fazy podporu w badanej grupie (od 59,1% do 95,1% dla kończyny prawej i od 53,7% do 92,2% dla kończyny lewej) wynikał prawdopodobnie z faktu, iż do badań zakwalifikowano dzieci których stan funkcjonalny bardzo się różnił. Wyniki u połowy badanych były zbliżone do prawidłowych, co odpowiadało podziałowi badanych z użyciem skali GMFCS. W badanej grupie 14 dzieci z diplegią spastyczną, zakwalifikowanych do poziomu pierwszego, poruszało się bez ograniczeń, a ograniczenia w lokomocji 20 badanych prezentujących poziom drugi dotyczyły chodzenia na długich dystansach.

Zróznicowany stan funkcjonalny badanych znalazł potwierdzenie w znacznym rozrzucie wyników dotyczących pozostałych parametrów czasowo-przestrzennych chodu tj. czasu trwania fazy podwójnego podporu, długości kroku i prędkości chodu. Spośród analizowanych parametrów czasowo-przestrzennych chodu jedynie szerokość kroku nie była zależna od poziomu funkcjonalnego badanych. Różnice pomiędzy poziomem 1 i 2 oraz między poziomem 3 i 4 okazały się bardziej subtelne od tych, które występują między poziomem 2 i 3. Zaobserwowane w badaniach własnych znaczne zróżnicowanie wyników pomiędzy grupami 1 i 2 z jednej strony, oraz grupami 3 i 4 z drugiej strony wskazuje na dużą przydatność tego narzędzia w ogólnej ocenie stanu funkcjonalnego dzieci z mózgowym porażeniem, ponieważ wykazuje czułość w stosunku do oceny opisowej skalą GMFCS.

Dla poziomu 1 i 2 GMFCS wyniki uzyskiwane przez dzieci były lepsze. Większe zróżnicowanie wyników zaobserwowano w grupie 3 i 4. Badani prezentujący poziom 3 byli bardziej niezależni w zmianach pozycji w staniu i chodzeniu bez pomocy urządzeń trzymanyh w rękach. U dzieci i młodzieży z poziomu 4 umiejętność samodzielnego poruszania się była znacznie ograniczona, przejście nawet niewielkiego dystansu zawsze wymagało pomocy.

Analiza wyników oceny chodu wykonanej metodą obserwacji wykazała podobne związki z poziomem funkcjonalnym, jak badanie parametrów czasowo-przestrzennych chodu. Najwyższą punktację w skali obserwacyjnej OGS zanotowano na poziomie 1, a na kolejnych poziomach funkcjonalnych wyniki stopniowo malały. Najniższa punktacja dotyczyła poziomu 4.

Oprócz występowaniem związku pomiędzy parametrami czasowo-przestrzennymi jak i ogólną punktacją skali obserwacyjnej a poziomem funkcjonalnym wykazano silny związek parametrów czasowo-przestrzennych, poza szerokością kroku, z wartościami skali obserwacyjnej. Wzrost długości trwania fazy podporu oraz

podwójnego podporu wpływał na zmniejszenie wartości skali obserwacyjnej, natomiast większa długość kroku i prędkość chodu warunkowały wzrost wartości skali obserwacyjnej.

Poza parametrami czasowo- przestrzennymi w badaniach własnych analizowano 18 szczegółowych parametrów kinematycznych, wybranych spośród tych, które są powszechnie wykorzystywane w klinicznych badaniach chodu. Analiza parametrów kinematycznych chodu wykazała, że poziom funkcjonalny w klasyfikacji GMFCS nie ma związku z parametrami miednicy i stawu skokowego, a w przypadku stawu biodrowego jedynie z zakresem ruchu w płaszczyźnie strzałkowej oraz maksymalnym wyprostem w fazie podporu. Różnice w przeciętnym poziomie wartości pozostałych parametrów były niewielkie. W przypadku stawu kolanowego stwierdzono silny związek pomiędzy poziomem funkcjonalnym a wartością zgięcia stawu kolanowego podczas kontaktu stopy z podłożem oraz minimalnym zgięciem stawu w fazie podporu. Nie wykazano natomiast wpływu poziomu funkcjonalnego na maksymalną wartość zgięcia w tym stawie oraz zakres ruchu.

Związek parametrów kinematycznych z wartościami skali obserwacyjnej wykazano dla maksymalnego wyprostów stawu biodrowego w fazie podporu, zakresu ruchu stawu kolanowego, zgięcia tego stawu w momencie kontaktu stopy z podłożem oraz minimalnej wartości jego zgięcia w fazie podporu.

Porównując powtarzalność pomiarów wykonanych przez dwie osoby w różnych momentach czasowych przy użyciu skali Observational Gait Scale, osobno dla kończyny dolnej lewej i prawej, wykazano bardzo wysoki związek pomiędzy obiema ocenami dokonanymi przez każdego badacza. Różnice pomiędzy dwoma seriami pomiarów każdego terapeuty nie były istotne statystycznie.

Związek pomiędzy ocenami dokonanymi przez różnych terapeutów okazał się również dość ścisły, a analiza rozbieżności przeprowadzona oddzielnie dla oceny pierwszej oraz oceny drugiej, wykazała brak statystycznie istotnych różnic w przeciętnym poziomie ocen dokonanych przez każdego z nich.

Analiza stanu funkcjonalnego i badanie chodu są powszechnie stosowane u dzieci z mózgowym porażeniem, ale ich wzajemne powiązania w całościowej ocenie funkcji tych dzieci nie są jednoznaczne [105].

Z powodu dużego zróżnicowania wzorców ruchowych u dzieci z mózgowym porażeniem stosuje się klasyfikacje funkcjonalne (np. GMFCS), w celu zmniejszenia różnorodności grupy badanej. Wykazano, że parametry chodu mierzone

z zastosowaniem systemów komputerowych mają związek z ogólnym stanem funkcjonalnym określonym w tej klasyfikacji [106].

Gross Motor Function Classification System (Palisano i wsp. 1997) jest narzędziem badawczym o jednoznacznie funkcjonalnym charakterze [107]. Klasyfikacja ta bazuje na koncepcji niepełnosprawności (WHO 1980) i ograniczeń funkcjonalnych (NIH 1993). GMFCS jest międzynarodowym szeroko stosowanym narzędziem badawczym, uzupełniającym braki w klasyfikacjach funkcjonalnych [108]. Celem wprowadzenia tej klasyfikacji było umożliwienie prognozowania rozwoju motorycznego dziecka z mózgowym porażeniem. Klasyfikacja koncentruje uwagę na samodzielnej inicjatywie ruchu, w szczególności funkcji siedzenia i chodzenia, i jest, co udowodniono, miarodajnym narzędziem prognostycznym, a określony według jej wytycznych poziom funkcjonalny pozostaje stosunkowo niezmienny w czasie [109].

Wczesne stosowanie klasyfikacji opartej na obserwacji możliwości ruchowych dziecka z mózgowym porażeniem pozwala precyzyjnie określić poziom rozwoju tzw. "dużej motoryki", jaki dziecko osiągnie w przyszłości. Daje to lekarzom, fizjoterapeutom i rodzicom, narzędzie określające plan leczenia, usprawniania i postępowania w ramach danego poziomu [26,110].

W badaniach własnych poziom funkcjonalny dzieci z mózgowym porażeniem ustalony w oparciu o klasyfikację GMFCS wykazał wyraźny związek zarówno z wartościami ocenianych parametrów kinematycznych, jak i z ogólną punktacją skali obserwacyjnej. Najwyższe wartości skali obserwacyjnej występowały na poziomie 1. Na kolejnych poziomach funkcjonalnych w klasyfikacji GMFCS wartości skali obserwacyjnej stopniowo malały.

Nie jest jednoznaczne w jakim stopniu i które szczegółowe parametry chodu różnią się w zależności od poziomu funkcji motorycznych określonych w klasyfikacji GMFCS [111]. W badaniach własnych różnice dotyczyły zakresu ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, maksymalnego wyprostów biodra w fazie podporu, zgięcia stawu kolanowego podczas kontaktu stopy z podłożem, minimalnego zgięcia kolana w fazie podporu oraz zakresu jego ruchomości.

Niektóre klasyfikacje funkcjonalne mogą być również przydatne do oceny zmian w zakresie mobilności u dzieci z mózgowym porażeniem w następstwie zastosowanej terapii. Harvey i wsp. w retrospektywnym badaniu przeprowadzonym w grupie 66 dzieci wykazali wysoką skuteczność skali Functional Mobility Scale (FMS)

w zakresie wykrywania zmian funkcjonalnych po przebytych wielopoziomowych zabiegach ortopedycznych [112].

Skale obserwacyjne są stosowane powszechnie w ocenie wpływu iniekcji toksyny botulinowej typu A oraz różnych procedur zabiegowych na wzorec chodu dzieci z mózgowym porażeniem. Obiektywizacja analizy wizualnej przy użyciu tych skal wymaga weryfikacji wyników. Mackey i wsp. oceniali wiarygodność skali OGS. Badania wykazały, że pierwsze cztery części skali OGS, odnoszące się do pozycji stawu kolanowego i stopy w płaszczyźnie strzałkowej, są rzetelne i przekonujące. Mogą być z powodzeniem stosowane do oceny chodu dzieci z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia, u których zaburzenia dotyczą głównie płaszczyzny strzałkowej. U żadnego z badanych w analizie trójwymiarowej nie występowały znaczące problemy w płaszczyźnie poprzecznej ani deformacje w obrębie śródstopia, które utrudniają ocenę i obniżają wiarygodność skal obserwacyjnych. W przypadku dwóch kolejnych składowych (podstawa podporu i ustawienie tyłostopia w fazie podporu) wykazano słabą zgodność zarówno pomiędzy dwoma pomiarami tego samego obserwatora, jak i w przypadku porównania czterech pomiarów obydwu oceniających [113].

W badaniach własnych silny związek z wartościami skali obserwacyjnej wykazano jedynie dla parametrów czasowo- przestrzennych, jednak wartości wszystkich danych uzyskanych z analizy komputerowej odnoszono do ogólnej punktacji. Analizując związek parametrów kinematycznych miednicy z wartościami skali obserwacyjnej jedyną istotną statystycznie korelację wykazano w przypadku zakresu ruchu w płaszczyźnie strzałkowej i skali obserwacyjnej po stronie prawej. Siła tej korelacji była niewielka, podobnie jak związek oceny obserwacyjnej z maksymalnym wyprostem stawu biodrowego. Wyraźniejszy związek z punktacją OGS wykazano w przypadku parametrów kinematycznych stawu kolanowego. Najsilniejszy związek dotyczył wartości zgięcia stawu kolanowego w momencie kontaktu stopy z podłożem. Wartości skali obserwacyjnej były również zależne od minimalnej wartości zgięcia w fazie podporu oraz od zakresu ruchu, ale siła tych zależności była znacznie mniejsza. Parametry kinematyczne stawów biodrowych nie miały żadnego związku z wartościami skali obserwacyjnej.

Ong i wsp. porównywali wyniki analizy obserwacyjnej przy użyciu Edinburgh Visual Gait Score i badania z zastosowaniem komputerowej metody trójwymiarowej.

Wyniki wykazały dużą niedokładność metody wizualnej w porównaniu z obiektywną metodą ilościową [114].

Read i wsp. posługując się tą samą skalą oceniali powtarzalność wyników analizy obserwacyjnej przeprowadzonej przez 5 osób doświadczonych w zakresie analizy chodu. Badania przeprowadzono w grupie 5 dzieci z mózgowym porażeniem wykorzystując przed- i pooperacyjne nagrania chodu z użyciem kamer video. Nagrania wykonane przed zabiegiem analizowano dwukrotnie (w odstępie 2 tygodni i w losowej kolejności) przez każdego z oceniających. Ponadto 10 z 17 parametrów skali porównano z tymi samymi parametrami uzyskanymi w wyniku przeprowadzonej trójwymiarowej analizy chodu. Badania wykazały wysoką zgodność wyników we wszystkich porównaniach powtarzalność pomiędzy pomiarami wykonanymi przez tę samą osobę, przez różne osoby oraz porównując wyniki oceny wizualnej z komputerową [115].

Kawamura i wsp. w badaniach przeprowadzonych w grupie 50 dzieci z diplegią spastyczną oceniali wiarygodność metody obserwacyjnej wykorzystując wyniki analizy czterech różnych osób, które na podstawie nagrań video określały poziom wyselekcjonowanych 10 parametrów chodu. Wyniki wykazały wysoką powtarzalność oceny pomiędzy badającymi, jednak zgodność pomiędzy oceną wizualną a komputerową wykazano jedynie w przypadku dwóch parametrów [116].

Z kolei Grunt i wsp. na podstawie porównania nagrań video i analizy komputerowej wykazali, że powtarzalność metody obserwacyjnej zależy od ocenianego segmentu oraz fazy chodu. W porównaniu z oceną laboratoryjną może nie odzwierciedlać rzeczywistej pozycji stawu w płaszczyźnie strzałkowej, prawdopodobnie z powodu wykonywania dodatkowych ruchów w innych płaszczyznach. Z tego powodu uzyskane tą metodą dane należy interpretować z dużą ostrożnością, zwłaszcza wtedy, gdy istnieją zaburzenia rotacyjne. Ocena wykonywana przez jednego badającego większości przypadków jest powtarzalna i pozwala na wykrywanie istotnych zmian zachodzących w wyniku zastosowanego leczenia, jednak powtarzalność pomiarów wykonanych przez różnych obserwatorów jest ograniczona [117].

Brown i wsp. ocenili powtarzalność obserwacyjnej analizy chodu z wykorzystaniem skali Visual Gait Assessment Scale (VGAS). Badania były wykonywane przez 4 osoby które wykonują tego rodzaju ocenę na co dzień, oraz przez 6 osób nie mających w tym zakresie żadnego doświadczenia. Uzyskane wyniki oceny

chodu porównano dodatkowo z analizą trójwymiarową. Nagrania video, którymi posługiwano się podczas oceny chodu przy użyciu skali VGAS, oraz ocenę laboratoryjną wykonywano u każdego dziecka podczas tego samego badania. Badania wykazały większą powtarzalność pomiarów w grupie osób bardziej doświadczonych (zarówno pomiędzy dwoma pomiarami każdej z nich, jak i pomiędzy pomiarami różnych osób). Średnie różnice wyników były jednak niższe w grupie osób niedoświadczonych w zakresie wizualnej analizy chodu, co może wskazywać na wykonywanie pewnego systematycznego błędu przez osoby doświadczone. Zgodność wyników oceny obserwacyjnej w porównaniu z analizą trójwymiarową w przypadku osób mających niewielkie doświadczenie w analizie chodu była niższa niż w przypadku osób doświadczonych (49,5% vs 57,75%), jednak nie dotyczyło to wszystkich ocenianych parametrów [118].

W literaturze związanej z analizą danych uzyskanych z komputerowych systemów trójwymiarowej oceny chodu brakuje spójnego systemu klasyfikacji danych w odniesieniu do poziomu funkcjonalnego chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym. Interpretacja tego rodzaju danych w globalnym aspekcie nie jest prostym zadaniem. Trudności wynikają ze złożoności mechanizmu chodu oraz współzależności uzyskiwanych parametrów. Ocena ruchów kończyn dolnych podczas pojedynczego cyklu chodu wymaga analizy ruchu wielu stawów i segmentów ciała w kilku płaszczyznach, a do tego w różnych momentach czasowych. Ponadto ruchy w jednym stawie są zależne od tych, które zachodzą w stawach sąsiednich.

W ostatnich latach opracowano szereg wielowymiarowych metod statystycznych koncentrujących się na współzależności i relacjach pomiędzy parametrami pozyskanymi z komputerowej analizy chodu. W efekcie takiej analizy formułowane są indeksy chodu, które w odniesieniu do dzieci z mózgowym porażeniem określają jak bardzo zbliżony jest dany wzorzec chodu do normalnego, typowego dla dzieci zdrowych. Wynikiem jest jedna bezwymiarowa liczba. Schutte i wsp. uważają, że wynik oceny chodu w formie pojedynczej liczby jest równoznaczny ze stosowanym powszechnie w wielu laboratoriach porównywaniem przebiegu poszczególnych parametrów z wartościami normatywnymi na wykresach graficznych [119]. W doniesieniach naukowych brakuje jednak wspólnego mianownika dotyczącego danych, które powinny być poddawane analizie. Twórcy popularnej metody analizy wieloczynnikowej Gillette Gait Index (w oryginale Normalcy Index) zaproponowali aby w dążeniu do uzyskania ogólnego indeksu chodu analizować 16 parametrów. Zaliczyli



do nich: moment oderwania palców, prędkość chodu, częstość kroków, średnią wartość ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej oraz całkowity zakres ruchu miednicy w tej płaszczyźnie, średnią rotację miednicy, minimalne zgięcie biodra i całkowity zakres ruchu biodra w płaszczyźnie strzałkowej, maksymalną wartość odwiedzenia biodra w fazie wymachu, średnią rotację biodra w fazie podporu, wartość zgięcia kolana w momencie kontaktu stopy z podłożem, moment maksymalnego zgięcia kolana, zakres ruchu kolana w płaszczyźnie strzałkowej, maksymalną wartość zgięcia podszwowego stopy w fazie podporu i w fazie wymachu oraz średnią wartość ustawienia stopy względem linii kierunkowej chodu [120].

Z powodu obszernie udokumentowanych niedociągnięć Gillette Gait Index (GGI), w tym doboru parametrów poddawanych analizie, opracowano alternatywne narzędzie analizy funkcjonujące pod nazwą Gait Deviation Index (GDI), które w analizie uwzględnia jedynie parametry kinematyczne. GDI analizuje szeroką gamę parametrów co eliminuje subiektywizm ich doboru. Dzięki temu GDI wydaje się być ogólnym pomiarem patologii chodu [121].

Na podstawie przeglądu literatury można stwierdzić, że wieloczynnikowe metody analizy danych, mające za zadanie upraszczanie interpretacji obszernych danych pochodzących z komputerowej analizy chodu mogą być jedynie punktem wyjścia do interpretacji ogromu dostępnych parametrów. W praktyce klinicznej dobór szczegółowych parametrów poddawanych analizie pod kątem wykrycia zaburzeń i zaplanowania leczenia powinien być stosowany indywidualnie w stosunku do problemów funkcjonalnych poszczególnych pacjentów. Potwierdzają to wyniki badań własnych, w których próba odniesienia kilkunastu szczegółowych parametrów chodu w odniesieniu do stanu funkcjonalnego pacjentów w klasyfikacji GMFCS nie dała konkretnych wskazówek pod kątem ich właściwego doboru.

## 6. WNIOSKI

Na podstawie analizy wyników badań własnych sformułowano następujące wnioski:

1. Dzieci znajdujące się na poziomie 1 i 2 w klasyfikacji GMFCS uzyskują lepsze wyniki od tych, które zostały zaklasyfikowane do poziomu 3 i 4, zarówno w obrębie parametrów kinematycznych chodu, jak i w przypadku oceny wizualnej.
2. Klasyfikacja GMFCS wykazuje silny związek z wielkością parametrów czasowo-przestrzennych, natomiast jest zbyt mało czuła dla wykazania związku pomiędzy szczegółowymi wartościami kinematycznymi a poziomem funkcji motorycznych.
3. Komputerowa analiza chodu jest rzetelną metodą oceny chodu chorych z zaburzeniami motorycznymi.
4. Analiza powtarzalności i odtwarzalności wyników wizualnej oceny chodu chorych z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego sugeruje, że stosowanie zweryfikowanych skal obserwacyjnych przez osoby doświadczone jest uzasadnione.

## 7. BIBLIOGRAFIA

1. Kavčič A., Vodušek D. B. A historical perspective on cerebral palsy as a concept and diagnosis. *Eur J Neurol* 2005;12:582-587.
2. Rosenbaum P., Paneth N., Leviton A., Goldstein M., Bax M. A report: the definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med. Child Neurol Suppl* 2007;109:8-14.
3. Bax M., Goldstein M., Rosenbaum P., et al. Executive Committee for the definition of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol* 2005;47:571-6.
4. Shevell M. I., Bodensteiner J. B. Cerebral Palsy: defining the problem. *Semin Pediatr Neurol* 2004;11(1):2-4.
5. Krägeloh-Mann I., Cans C. Cerebral palsy update. *Brain Dev* 2009;31(7):537-44.
6. Cans C., Grillem P., Fauconnier J., Rimbaud P., Jouk P. S. Disabilities and trends over time In a French county, 1980-91. *Arch Dis Child* 2003;88:114-117.
7. Mohammed M. S. J. Cerebral Palsy: Comprehensive Review and Update. *Ann Saudi Med* 2006;26(2):123-132.
8. Drougia A., Giapros V, Krallis N., Theocharis P., Nikaki A., Tzoufi M., Andronikou S. Incidence and risk factors for cerebral palsy In infants with perinatal problems: A 15-year review. *Early Hum Dev* 2007;83:541-547.
9. Wood E. The Child with Cerebral Palsy: Diagnosis and Beyond. *Semin Pediatr Neurol* 2006;13(4):286-96.
10. Nordmark E., Hägglund G., Lagergren J. Cerebral palsy In southern Sweden. I. Prevalence and clinical features. *Acta Paediatr* 2001;90:1271-6.
11. Shevell M. I. The „Bermuda Triangle” of neonatal neurology: cerebral palsy, neonatal encephalopathy, and intrapartum asphyxia. *Semin Pediatr Neurol* 2003;11:24-30.
12. Cans C., Surman G., McManus V., Coghlan D., Hensel O., Johnson A. Cerebral Palsy registries. *Semin Pediatr Neurol* 2004;11:18-23.
13. Himpens E., Van den Broeck C., Oostra A., Calders P., Vanhaesebrouck P. Prevalence, type, and distribution and severity of cerebral palsy in relation to gestational age: a meta-analytic review. *Dev Med Child Neurol* 2008;50:334-340.
14. Rameau-Rouquette C., Grandjean H., Cans C., du Mazaubrun C., Verrier A. Prevalence and time trends of disabilities in school-age children. *Int J Epidemiol* 1997;26:137-45.
15. Nelson K, Grether J. Causes of cerebral palsy. *Curr Opin Ped* 1999;11(6):487-96.

16. Taft L. Cerebral Palsy. *Pediatr Rev* 1995;16(11):411-8.
17. Beaino G., Khoshnood B., Kaminski M., Pierrat V., Marret S., Matis J., Ledésert B., Thiriez G., Fresson J., Rozé J. C., Zupan-Simunek V., Arnaud C., Burguet A., Larroque B., Bréart G., Ancel P. Y. Predictors of cerebral palsy in very preterm infants: the EPIPAGE prospective population-based cohort study. *Dev Med Child Neurol* 2010 Jun;52(6):119-25.
18. Józwiak M. Mózgowe porażenie dziecięce- postęp w diagnostyce i terapii. *Ort Traum Reh* 2001;3(4):445-449.
19. Russ J. D., Soboloff H. R. Cerebral Palsy. Springfield, Illinois 1958.
20. Ingram T. Paediatric aspects of cerebral palsy. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1964.
21. Hagberg G. The origins of cerebral palsy. *Rec Adv Paediatrics* 1993;11:67-83.
22. SCPE working group. Surveillance of Cerebral Palsy In Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and register. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). *Dev Med Child Neurol* 2000;42:816-24.
23. Banaszak G. Rozwój niemowląt i jego zaburzenia a rehabilitacja metodą Vojty.  $\alpha$  –medica press Bielsko- Biała, 2002.
24. Michałowicz R. Mózgowe porażenie dziecięce. PZWL Warszawa, 1986.
25. Kwolek A. (red.). Rehabilitacja Medyczna, Tom 2. Urban & Partner Wrocław, 2003.
26. Józwiak M. Leczenie rehabilitacyjno-ortopedyczne chorego z mózgowym porażeniem dziecięcym. w: Marciniak W., Szulc A. (red.). *Ortopedia i Rehabilitacja*. PZWL Warszawa 2002.
27. Oeffinger D. J., Tylkowski C. M., Rayens M. K., Davis R. F., Gorton G. E., Astous J. D., Nicholson D. E., Damiano D. L., Abel M. F., Bagley A. M., Luan J. Gross Motor Function Classification System and outcome tools for assessing ambulatory cerebral palsy: a multicenter study. *Dev Med Child Neurol* 2004;46:311-319.
28. Pierson H. Outcome Measures in Spasticity Management. Spasticity: etiology, evaluation, management and the role of botulinum toxin. *We Move* 2002.
29. Pietrzak S., Józwiak M. Subiektywne i obiektywne skale oceny rozwoju dziecka. *Ort Traum Reh*, 2001;3(4):487-489.
30. Hellbrugge I., Fritz L., Menara D. Monachijska funkcjonalna diagnostyka rozwojowa. Antykwa Kraków, 1995.
31. Świerczyńska A., Jaworek M., Kłusek R. Physical and other methods therapy of the

- spasticity in children. *Przegl Lek* 2007;64(11 ):974-977.
32. Msall M. E., DiGaudio K., Rogers B. T., LaForest S., Catanzaro N. L., Campbell J., Wilczenski F., Duffy L. C. The Functional Independence Measure for Children (WeeFIM). Conceptual and pilot use in children with developmental disabilities. *Clin Pediatr* 1994;33;7,421-430.
33. Palisano R. J., Thubi H., Kolobe T. H., Stephen M., Haley S. M., Pax Lowes L., Jones S. L. Validity of the Peabody Developmental Gross Motor Scale as an Evaluative Measure of Infants Receiving Physical Therapy. *Phys Ther* 1995;75;11, 939-948.
34. Graham H. K., Harvey A., Rodda J., Natrass G. R., Pirpiris M. The Functional Mobility Scale (FMS). *J Pediatr Orthop* 2004;24(5):514-20.
35. Adams-Chapman I, Hansen N. I, Stoli B. J, Higgins R. Neurodevelopmental outcome of extremely low birth weight infants with posthemorrhagic hydrocephalus requiring shunt insertion. *Pediatrics* 2008;121(5):1167-1177.
36. Barnes K. E., Stark A. The Denver Development Screening Test. A normative study. *Am J Public Health* 1975;65(4):363–369.
37. Frangois L. L, des Portes V. The main stages of psychomotor development from 0 to 3 years of age. *Rev Prat* 2004;30;54(18):1991-1997.
38. Topczewska-Lach E., Lenkiewicz T., Olański W., Zaborska A. Quality of life and psychomotor development after surgical treatment of hydrocephalus. *Eur J Pediatr Surg* 2005;15(1):2-5.
39. Arnould C., Penta M., Renders A., Thonnard J. L. ABILHAND-Kids . A measure of manual ability in children with cerebral palsy. *Neurol* 2004;63:1045-1052.
40. Himmelmann K., Beckung E., Hagberg G., Uvebrant P. Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2006;48(6):417-423.
41. Eliasson A. C. , Krumlinde-Sundholm L., Rösblad B., Beckung E., Arner M., Öhrvall A. M., Rosenbaum P. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Dev Med Child Neurol* 2006,48:7:549-554.
42. Palisano R., Rosenbaum P., Walter S., Russell D., Wood E., Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1997; 39:214-223.
43. Josenby A. L., Jarnlo G. B., Gummesson C., Nordmark E. Longitudinal Construct Validity of the GMFM-88 Total Score and Goal Total Score and the GMFM-66 Score

- in a 5-Year Follow-up Study. *Phys Ther* 2009;89,4:342-350,122.
44. Wei S., Su-Juan W., Yuan-Gui L., Hong Y., Xiu-Juan X., Xiao-Mei S. Reliability and validity of the GMFM-66 in 0- to 3-year-old children with cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehab* 2006;85(2):141-147.
45. Russell D. J., Avery L. M., Rosenbaum P. L., Raina P. S., Walter S. D., Palisano R. J. Improved Scaling of the Gross Motor Function Measure for Children With Cerebral Palsy: Evidence of Reliability and Validity. *Phys Ther* 2000,80;9:873-885.
46. Russell D. J., Rosenbaum P. L., Avery L. M., Lane M. Gross Motor Function Measure (GMFM-66 & GMFM-88) user's manual. Hamilton, Ontario: MacKeith Press, 2002.
47. Kothari D. H., Haley S. M., Gill-Body K. M., Dumas H. M. Measuring functional change in children with acquired brain injury (ABI): comparison of generic and ABI-specific scales using the Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI). *Phys Ther* 2003;83:776-785.
48. Józwiak M. Filogenetyczne i ontogenetyczne podstawy rozwoju chodu prawidłowego oraz patologicznego u dziecka z mózgowym porażeniem. *Ort Traum Reh* 2001;3(4):462-466.
49. Nowotny J., Czupryna K., Sołtys J. Ocena zaburzeń chodu u dzieci usprawnianych z powodu porażenia mózgowego. *Fizjot Pol* 2003;3,2189-96.
50. Forsberg H. Ontogeny of human locomotor control. *Exp Brain res*, 1985.
51. Nałęcz M.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Akadem. Ofic. Wyd., 2004,5.
52. Bober T., Bugajski A. Chód naturalny i niektóre aspekty chodu patologicznego. *Fizjot Pol* 2006;6(4):267-275.
53. Hinmann J. E., Cunningham D. A., Rechnitzer P. A., Paterson D. H. Age – related changes in speed of walking. *Med Sc Sports Exerc* 1988;20:161-6.
54. Sutherland D. H., Olshen R., Cooper L., Woo S. L. Y. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62(3):335-53.
55. Gage J. R. (red.). The treatment of Gait problems in Cerebral Palsy. McKeith Press London, 2004.
56. Druzbicki M., Szymczyk D., Snela S., Dudek J., Chuchla M. Objective, quantitative methods of gait analysis in clinical practice. *Przegl Med* 2009;4:356-362.
57. Dec J. B., Saunders M., Inman V. T., Eberhart H. D. The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1953,35-A:543-558.

58. Bresler B., Frankel, J. The forces and moments in the leg during level walking. Transactions of the ASME, 1950.
59. Charles, Robert, Jean & Pierre Ducroquet: Walking and Limping: A study of Normal and Pathological Walking, JB Lipincott Co., 1965.
60. Lamoreux L. W. Kinematic Measurements in the Study of Human Walking. Bul Prosth Res 1971.
61. Perry J. Gait analysis : normal and pathological function. Thorofare, New Jersey, Slack, Inc, 1992.
62. Winter D. A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. University of Waterloo Press 1991.
63. Sutherland D. H., Cooper L. The pathomechanics of progressive crouch gait in spastic diplegia. Orthop Clin North America. 1978;9:143-154.
64. Sutherland D. H., Olshen R. A., Biden E. N., Wyatt, M. P. The development of mature walking. Philadelphia: J. B. Lippincott, 1988.
65. Gage J. R. Gait analysis; An essential tool in the management of cerebral palsy. Clin Orthop Related Res 1993;288:126–134.
66. Inman, VT, Ralston, HJ, Todd, F. Human Walking. Williams and Wilkins Baltimore, 1981.
67. Whittle M. Gait analysis- an introduction. Butterworth-Heinemann Oxford, 2002.
68. Winter D. A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Wiley Interscience Toronto, 1990.
69. Syczewska M., Lebedowski M., Kalinowska M. Analiza chodu w praktyce klinicznej. W: Będziński R. (red.) Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit 2004; 5: 351-366.
70. Zajt-Kwiatkowska J. M. Biomechaniczna analiza ruchu w praktyce klinicznej- ocena wpływu endoprotezo plastyki na kinematykę chodu chorych ze zmianami zwyrodnieniowo-wytwórczymi stawów biodrowych. Now Lek 2005, 74, 2, 108–115.
71. Vaughan C. L., Davis B. L., O'Connor J. C. Dynamics of Human Gait. 2<sup>nd</sup> Edition. Kiboho Publishers, 1999.
72. Konrad P.: ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography Noraxon INC. USA. Version 1.0 April 2005.
73. Cram J. R., Kasman G. Introduction to Surface Elektromiography. Aspen, 1998.
74. De Luca C. J., Knaflitz M. Surface Electromyography: What's New? C.L.U.T. Torino, 1992.

75. Freriks B., Hermens H. J. SENIAM 9 : European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project, Roessingh Research and Development b.v., 1999.
76. Czupryna K., Nowotny J., Nowotny-Czupryna O. Ocena chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym jako podstawa programowania rehabilitacji i kontroli jej wyników. *Reh Med* 2006;10(1):29-40.
77. Bonikowski M., Czernuszenko A., Grąbczewski Ł. i wsp. Postępy w terapii dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym, Mazowieckie Centrum Neuropsychiatrii i Rehabilitacji Dzieci i Młodzieży, Zagórze k/Warszawy, 2008.
78. Read H. S., Hazlewood M. E., Hillman S. J., Prescott R. J., Robb J. E. Edinburgh visual gait scale for use in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2003;23(3):296-301.
79. Boyd R., Graham K. Objective measurement of clinical findings in the use of Botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology* 1999,6(suppl 4):23-35.
80. Koman L. A., Mooney J. F. III, Smith B., Goodman A., Mulvaney T. Management of spasticity in cerebral palsy with botulinum-A toxin: preliminary investigation. *J Pediatr Orthop* 1993;13,489-495.
81. Syczewska M. Chód w obrazie analizy laboratoryjnej, *Ort Traum Reh* 2001;3:484-486.
82. Harris G. F., Wertsch J. J. Procedures for gait analysis, *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75:216-25.
83. DeLuca P., Davis R. B., Ounpuu S., Rose S., Sirkin R. Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis. *J Pediatr Orthop* 1997;17: 608-614.
84. Davids J. R. Quantitative gait analysis in the treatment of children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2006;26(4):557-559.
85. Lau K. W., Mak M. K. Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. *J Rehabil Med*. 2011;43(8):709-13.
86. Ornetti P., Laroche D., Morisset C., Beis J. N., Tavernier C., Maillefert J.F. Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip osteoarthritis during walking. *J Back Musculoscelet Rehabil* 2011;1;24(4):201-8.
87. Chen Y. S., Zhao S., Cao L., Zhang X. L. Gait analysis of patients with metal-on-metal resurfacing hip arthroplasty compared with big-femoral-head total hip



- arthroplasty. *Saudi Med J*. 2011;32(4):394-9.
88. Syczewska M., Graff K., Kalinowska M., Szczerbik E., Domaniecki J. Does the gait pathology in scoliotic patients depend on the severity of spine deformity? Preliminary results. *Acta Bioeng Biomech*. 2010;12(1):25-8.
89. Butler R. J., Minick K. I., Ferber R., Underwood F. Gait mechanics after ACL reconstruction: implications for the early onset of knee osteoarthritis. *Br J Sports Med* 2009;43:366-370.
90. Peppe A., Chiavalon P., Pasqualetti P., Crovato D., Caltagirone C. Does gait analysis quantify motor rehabilitation efficacy in Parkinson's disease patients? *Gait Posture* 2007;26:452-462.
91. Towards a Common Language for Functioning, Disability and Health ICF, World Health Organization, Geneva 2002.
92. Morris S. Ashworth and Tardieu Scales: Their clinical relevance for measuring spasticity in adult and pediatric neurological populations. *Phys Ther Rev* 2002;7:53-62.
93. Patrick E., Ada L. The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworth Scale is confounded by it. *Clin Rehabil* 2006;20:173-182.
94. Abel R., Rupp M., Sutherland D. Quantifying the variability of a complex motor task specifically studying the gait of dyskinetic CP children. *Gait Posture* 2003,17:50-58.
95. Boyd R., Graham H. K. Botulinum toxin A in the management of children with cerebral palsy: indications and outcomes. *Eur J Neurol* 1997;4 (suppl 2):15-22.
96. Desloovere K., Molenaers G., Feys H., Huenaerts C., Callewaert B., Van de Walle P. Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy? *Gait Posture* 2006 24(3):302-13.
97. Gage J. R. The role of gait analysis in the treatment of cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1994;14:701-2.
98. DeLuca P. A., Davis R. B, Ounpuu S., Rose S., Sirkin R. Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis. *J Pediatr Orthop* 1997;17:608-14.
99. Orendurff M. S., Chung J. S., Pierce R. A. Limits to passive range of joint motion and the effect on crouch gait in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 1998;7:165-6.
100. McMulkin M. L., Gulliford J. J., Williamson R. V., Major M. C., Ferguson R. L. Correlation of static to dynamic measures of lower extremity range of motion in cerebral palsy and control populations. *J Pediatr Orthop* 2000;20:366-9.

101. Filho M. C, Yoshida R., Carvalho Wda S., Stein H. E, Novo N. F. Are the recommendations from three-dimensional gait analysis associated with better postoperative outcomes in patients with cerebral palsy? *Gait Posture* 2008;28(2):316-22.
102. Lofterød B., Terjesen T., Skaaret I., Huse A. B., Jahnsen R. Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients. *Acta Orthop* 2007;78(1):74-80.
103. Steinwender G., Saraph V., Scheiber S., Zwick E. B, Uitz C., Hackl K. Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clin Biomech* 2000 ;15(2):134-9.
104. Boyd R., Graham H. K. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *Eur J Neurol* 1999;6(Supp. 14):23-35.
105. Tervo R. C., Azuma S., Stout J., Novacheck T. Correlation between physical functioning and gait measure in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2002,44: 185-190.
106. Damiano D. L., Abel M. F. Relation of gait analysis to Gross motor function in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1996;38:389-96.
107. Palisano R., Rosenbaum P., Walter S., Russell D., Wood E., Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1997;39(4):214-23.
108. Morris C., Bartlett D. Gross Motor Function Classification System: impact and utility. *Dev Med Child Neurol* 2004,46:60-65.
109. Palisano R. J. Validation of a model of gross motor function for children with cerebral palsy. *Phys Ther* 2000;80(10):974-985.
110. Rosenbaum P. L., Walter S. D., Hanna S. E., Palisano R. J., Russel D. J., Raina P., Wood E., Bartlett D. J., Gallupi B. E. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves. *JAMA* 2002; 288( 11 ):1357-1363.
111. Redekop S., Andrysek J., Wright V. Single-session reliability of discrete gait parameters in ambulatory children with cerebral palsy based on GMFCS level. *Gait Posture* 2008, 28: 627-633.

112. Harvey A, Graham H. K, Morris M. E, Baker R., Wolfe R. The Functional Mobility Scale: ability to detect change following single event multilevel surgery. *Dev Med Child Neurol* 2007;49(8):603-7.
113. Mackey A. H., Lobb G. L., Walt S. E., Stott N. S. Reliability and validity of the observational gait scale in children with spastic diplegia. *Dev Med Child Neurol* 2003;45:4-11.
114. Ong A. M., Hillman S. J., Robb J. E. Reliability and validity of the Edinburgh Visual Gait Score for cerebral palsy when used by inexperienced observers. *Gait Posture* 2008;28(2):323-6.
115. Read H. S., Hazlewood M. E., Hillman S. J., Prescott R. J., Robb J. E. Edinburgh visual gait scale for use in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2003;23(3):296-301.
116. Kawamura C. M., Filho M. C., Barreto M. M., Asa S. K., Juliano Y., Novo N. F. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 2006;25(1):18-24.
117. Grunt S., van Kampen P., van der Krogt M. M. Reproducibility and validity of video screen measurements of gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait Posture* 2010;31(4):489-94.
118. Brown C. R., Hillman S. J., Richardson A. M., Herman J. L., Robb J. E. Reliability and validity of the Visual Gait Assessment Scale for children with hemiplegic cerebral palsy when used by experienced and inexperienced observers. *Gait Posture* 2008;27(4):648-52.
119. Schutte L. M., Narayanan U., Stout J. L., Selber P., Gage J. R., Schwartz M. H. An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait Posture* 2000;11(1):25-31.
120. McMulkin M. L., MacWilliams B. A. Intersite variations of the Gillette Gait Index *Gait Posture* 2008;28(3):483-7.
121. Schwartz M. H., Rozumalski A. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture* 2008;28(3):351-7.

## 8. STRESZCZENIE

Ocena chodu dzieci z mózgowym porażeniem z wykorzystaniem skali obserwacyjnej oraz optoelektronicznego systemu komputerowego

**Wstęp.** Mózgowe porażenie dziecięce obejmuje grupę trwałych zaburzeń w rozwoju motoryki i postawy, powodując ograniczenia aktywności ruchowych związanych z niepostępującym uszkodzeniem mózgu w okresie płodowym lub niemowlęcym. Wczesne rozpoznawanie mózgowego porażenia jest jednym z najtrudniejszych zadań diagnostycznych w neurologii dziecięcej. Badanie kliniczne nie zawsze jednoznacznie określa możliwości lokomocyjne pacjentów. Zebranie właściwych danych pozwala na określenie celów leczenia. Niezbędnym jest zastosowanie wiarygodnych metod określających poziom motoryczny. Umożliwiają one określenie przyczyn występujących zaburzeń. Powszechną metodą oceny chodu osób z zaburzeniami motorycznymi jest komputerowa analiza chodu. W dużym stopniu pomaga ona zrozumieć zaburzenia występujące u dzieci z mózgowym porażeniem. W warunkach klinicznych nie zawsze możliwe jest wykonanie badania chodu z wykorzystaniem tego narzędzia, dlatego z uwagi na mniejsze koszty i większą dostępność obserwacyjna analiza chodu nadal jest integralną częścią oceny dziecka. W powszechnym użyciu funkcjonuje wiele skal służących analizie wizualnej.

**Cel pracy.** Celem pracy była analiza chodu dzieci z mózgowym porażeniem przed planowanymi zabiegami ortopedycznymi z wykorzystaniem skali obserwacyjnej oraz optoelektronicznego systemu komputerowego. Zbadano wybrane parametry czasowo-przestrzenne i kinematyczne chodu w obrębie grup oraz pomiędzy grupami chorych klasyfikowanych w skali GMFCS oraz zależności pomiędzy obserwacyjną i ilościową analizą chodu.

**Materiał i metoda.** Badaną grupę stanowiło 54 dzieci z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego w wieku od 6 do 15 lat. Stan funkcjonalny dzieci w klasyfikacji GMFCS mieścił się na poziomie od 1 do 4. Do oceny parametrów chodu zastosowano system analizy ruchu BTS Smart . Badanie wraz z przygotowaniem pacjenta trwało ok.1-1,5 h. Szczegółowej ocenie poddano 5 parametrów czasowo- przestrzennych chodu oraz 18 parametrów kinematycznych. Obserwacyjna analiza chodu została wykonana niezależnie przez dwóch doświadczonych fizjoterapeutów. W badaniach wykorzystano nagrania video wykonane

podczas laboratoryjnej analizy chodu oraz skalę Observational Gait Scale. Badanie wykonano dwukrotnie, przy czym druga ocena odbyła się 8 tygodni później. W tym czasie badający nie wymieniali się opiniami związanymi z oceną a kolejność prezentacji nagrań podczas drugiej oceny została losowo zmieniona.

**Wyniki.** Spośród analizowanych parametrów czasowo-przestrzennych chodu jedynie szerokość kroku nie była zależna od poziomu funkcjonalnego badanych klasyfikowanych wg skali GMFCS. Najwyższa punktacja skali obserwacyjnej OGS występowała na poziomie 1 a na kolejnych poziomach funkcjonalnych w klasyfikacji GMFCS stopniowo malała. Wykazano również silny związek prawie wszystkich parametrów czasowo-przestrzennych z wartościami skali obserwacyjnej. Analiza parametrów kinematycznych chodu wykazała, że poziom funkcjonalny w klasyfikacji GMFCS nie ma związku z parametrami miednicy i stawu skokowego a w przypadku stawu biodrowego jedynie z zakresem ruchu w płaszczyźnie strzałkowej oraz maksymalnym wyprostem w fazie podporu. Różnice w przeciętnym poziomie wartości pozostałych parametrów były niewielkie. W przypadku stawu kolanowego stwierdzono silny związek pomiędzy poziomem funkcjonalnym a wartością zgięcia stawu kolanowego podczas kontaktu stopy z podłożem, minimalnym zgięcia stawu w fazie podporu oraz zakresem ruchu. Związek parametrów kinematycznych z wartościami skali obserwacyjnej wykazano tylko dla maksymalnego wyprostowania stawu biodrowego w fazie podporu, zakresu ruchu stawu kolanowego, zgięcia tego stawu w momencie kontaktu stopy z podłożem oraz minimalnej wartości jego zgięcia w fazie podporu. Badanie powtarzalności pomiarów wykonanych przez dwie osoby przy użyciu skali Observational Gait Scale wykazało bardzo wysoki związek pomiędzy obiema ocenami dokonanymi przez każdego badacza. Różnice pomiędzy dwoma seriami pomiarów każdego terapeuty nie były istotne statystycznie.

Związek pomiędzy ocenami dokonanymi przez różnych terapeutów okazał się również dość duży, a analiza rozbieżności przeprowadzona oddzielnie dla oceny pierwszej oraz oceny drugiej, wykazała brak statystycznie istotnych różnic w przeciętnym poziomie ocen dokonanych przez każdego z nich.

**Wnioski.** Wyniki sugerują, że dzieci znajdujące się na poziomie 1 i 2 w klasyfikacji GMFCS uzyskują lepsze wyniki od tych, które zostały zaklasyfikowane do poziomu 3 i 4.

Klasyfikacja GMFCS wykazuje silny związek z wielkością parametrów czasowo-przestrzennych, natomiast jest zbyt mało czuła dla wykazania związku pomiędzy szczegółowymi wartościami kinematycznymi a poziomem funkcji motorycznych.

Stosowanie zweryfikowanych skal obserwacyjnych przez osoby doświadczone jest uzasadnione.

## 9. ABSTRACT

Gait assessment of children with cerebral palsy using observational scale and optoelectronic computer system

**Introduction.** Cerebral palsy includes a group of permanent disorders in the development of motor function and posture, causing limitation of the activity associated with non-progressive brain damage during fetal life or infancy. Early recognition of cerebral palsy is one of the most difficult diagnostic challenges in the paediatric neurology. Clinical examination does not always clearly determine the functional capacity of patients with regard to the locomotor skills. Collecting the relevant data helps in determining the treatment goals. Therefore, it is necessary to use reliable methods of the assessment of the level of motor function. They allow to define the causes of the abnormality. A common method of gait assessment in people with motor function impairments is a computerised analysis of the gait. It significantly helps to understand the nature of the disorders in children with cerebral palsy. In the clinical settings it is not always possible to perform the gait analysis using the computerised tool, hence observational gait analysis is still an integral part of the assessment of the child, due to its lower costs and better availability. There are many scales for visual gait analysis commonly used.

**Objectives.** The aim of study was to assess the gait in children with cerebral palsy prior to planned orthopaedic surgery using the observational gait scale and optoelectronic computer system.

Selected spatio-temporal and kinematic gait parameters within the groups and between the groups of patients classified at GMFCS level as well as the relationship between observational and quantitative gait analysis were analysed.

**Material and method.** The study group consisted of 54 children with spastic diplegia aged from 6 to 15 years. Functional state of children as per GMFCS level was between 1 and 4. For the assessment of gait parameters the motion analysis system *BTS Smart* was used. The examination, including preparation of the patient, lasted 1 to 1,5 hours. 5 temporo-spatial and 18 kinematic gait parameters were assessed. Observational gait analysis was performed independently by two experienced physiotherapists. Video recordings performed during laboratory gait analysis and the Observational Gait Scale

were used for observational gait analysis. The assessment was performed twice with eight-week interval.

During this interval the investigators were not sharing their feedback related to the assessment and order of presentation of the video-recordings during the second assessment was randomly changed.

**Results.** Amongst the temporo-spatial gait parameters only the step width was not dependent on a functional level classified by GMFCS scale.

The highest OGS score performed at level 1 and at subsequent functional levels of the GMFCS classification were gradually decreasing.

A strong relationship between almost all temporo-spatial parameters and the values of the observational scale was demonstrated.

The analysis of kinematic gait parameters showed that the functional level in GMFCS classification has no relationship to the parameters of the pelvis and ankle and in case of the hip joint only with the range of motion in the sagittal plane and the maximum peak of extension during the stance phase.

The differences in average values of the other parameters were not significant.

With regard to the knee joint, there was high correlation between functional level and the value of flexion during foot contact with the ground, the peak of flexion during stance phase and the range of the knee motion. The relationship between the kinematic parameters and the observation scale values was shown only for the maximum hip extension during stance phase, the range of knee motion, the knee flexion at the moment of foot contact with the ground and the minimum knee flexion during the stance phase.

The assessment of the repeatability of the scores performed by two people using the Observational Gait Scale demonstrated a strong correlation between the two measurements made by each evaluator separately.

The differences between the two series of measurements by each therapist were not statistically significant.

The relationship between assessments made by each therapists was also quite high, and the gap analysis carried out separately for the assessment of the first and second assessment showed no statistically significant differences in the average level of assessments made by each of them.

**Conclusions.** The results demonstrate that children at levels 1 and 2 in GMFCS classification have better results than those that have been classified into levels 3 and 4.



GMFCS classification shows a strong correlation with temporo-spatial parameters values, but is too little sensitive to demonstrate the relationship between the specific kinematic values and the level of motor function.

The use of validated scales of observational gait assessment by experienced professionals in the course of cerebral palsy is justified.