

Dominik Ławniczak

Ruch zgięcia w stawie kolanowym podczas chodu u chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym
leczonej operacyjnie

Rozprawa doktorska

Promotor pracy: dr hab. med. Marek Józwiak prof. UM
z Katedry i Kliniki Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej
Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego
w Poznaniu

Kierownik Katedry i Kliniki: prof. dr hab. med. Andrzej Szulc

Poznań 2012

SŁOWNIK WYRAŻEŃ OBCYCH

Z uwagi na brak polskiego mianownictwa kinematycznego w tekście pracy stosowałem mianownictwo dwujęzyczne.

Bez-konfliktowe przeniesienie stopy (ang.: Foot Clearance) – cecha dojrzałego prawidłowego chodu, określająca swobodne (bez mechanicznych konfliktów z podłożem) przeniesienie stopy.

Cykl chodu - jest to podstawowa część dwunożnego sposobu poruszania się, rozpoczynającego się kiedy pięta prawej kończyny dolnej rozpoczyna kontakt z podłożem, następnie następuje obustronny podpór, podpór jednostronny na prawej kończynie dolnej, podpór obustronny, oraz podpór jednostronny na lewej kończynie dolnej, do chwili kiedy ponownie prawa kończyna dolna ponownie zaczyna kontakt z podłożem.

Czas dwukroku (ang.: Stride Time) – czas dwukroku (pełnego cyklu chodu) - mierzony w sekundach.

Czas jednego kroku (ang.: Step Time) – czas jednego kroku - mierzony w sekundach.

Czas jednostronnego podporu (ang.: Single Support) – czas podporu na jednej kończynie dolnej - mierzony w sekundach.

Czas obustronnego podporu (ang.: Double Support) - czas podporu na obu kończynach - mierzony w sekundach.

Długość dwukroku (ang.: Stride Length) – odległość pokonana podczas jednego pełnego cyklu chodu.

Długość jednego kroku (ang.: Step Length) – odległość pokonana podczas jednego kroku.

Druga faza przekolebienia stopy (ang.: II foot rocker) – stopa ustabilizowana na podłożu od ułożenia jej płasko do maksymalnego zgięcia grzbietowego – funkcja stabilność w fazie podporu; gołeń porusza się wobec stopy ustabilizowanej na podłożu od zgięcia podeszwowego w stawie skokowo-goleniowym do zgięcia grzbietowego zgięcia grzbietowego w stawie skokowo-goleniowym.

Dźwignia – mechanizm prosty składający się z: punktu podporu oraz sił: obciążenie i wysięk, oraz dźwigni; działanie - zmienia wartość siły w zależności od długości ramienia dźwigni.

Faza podporu kończyny – część cyklu chodu, której cechą charakterystyczną jest kontakt kończyny dolnej z podłożem; wynosi około 60% trwania cyklu chodu, składa się z 5 części: initial contact, loading response, midstance, terminal stance, pre-swing.

Faza przeniesienia kończyny – część cyklu chodu, której charakterystyczną cechą jest brak kontaktu kończyny dolnej z podłożem, ulega ona wówczas relokacji; wynosi około 40% cyklu chodu, składa się z 3 części: initial swing, mid-swing, terminal swing.

Fazy przekolebienia stopy obciążanej (ang.: foot rocker [FR]) – części fazy podporu w zależności od ustawienia goleni wobec obciążanej stopy.

Pierwsza faza przekolebienia stopy – I foot rocker

Druga faza przekolebienia stopy – II foot rocker

Trzecia faza przekolebienia stopy – III foot rocker

Kadencja (ang.: Cadence) - liczba kroków na minutę.

Kinematyka – opisuje ruch ciała w przestrzeni i w czasie, w przypadku badania chodu określa ruch segmentów ciała badanego obiektu (miednicy, segmentu udowego, segmentu goleniowego oraz stopy) wobec siebie oraz w czasie cyklu chodu.

Klirenś stopy – przenoszenie stopy ponad podłożem w celu uniknięcia konfliktu lub przedwczesnego kontaktu stopa – podłoże, stopa poddana jest aktywnej kontroli w celu uniknięcia konfliktu.

Kontakt z podłożem stopy przeciwnej (ang.: Opposite Foot Contact) - % cyklu chodu kiedy strona przeciwna wykonuje kontakt stopy z podłożem.

Konwencjonalny model chodu (ang: Conventional Gait Model) – zbiór algorytmów umożliwiających odwzorowanie chodu człowieka za pomocą matematycznych obliczeń położenia centrów rotacji segmentów ciała (miednicy, uda, goleni i stopy), w zależności od danych obiektu (masa ciała, wzrost, długość kończyn dolnych), wprowadzonych ewentualnych poprawek, przy założeniu że odwzorowane w badaniu segmenty ciała są bryłami sztywnymi.

Końcowa część fazy podporu (ang.: Terminal Stance [TSt]) – rozpoczyna się w momencie, kiedy kolano kończyny przeciwnej przekracza kończynę podporową w płaszczyźnie strzałkowej, kończy w chwili gdy kończyna przeciwna rozpoczyna IC.

Końcowe przeniesienie (ang.: Terminal Swing [TSw]) – ostatnia część fazy przeniesienia – od wyprostu w stawie kolanowym w czasie przeniesienia do kontaktu kończyny z podłożem – pierwszej części fazy podporu.

Marker - obiekt kulisty o średnicy 10mm, pokryty powłoką odbijającą światło podczerwone.

Moment – wielkość fizyczna określająca mechanikę bryły - iloczyn wektora siły oraz odległości wektora od punktu obrotu.

Oderwanie palucha (ang.: Foot Off) - % cyklu chodu kiedy odrywany jest paluch stopy obciążanej/badanej.

Oderwanie stopy przeciwnej (ang.: Opposite Foot Off) - % cyklu chodu kiedy odrywany od podłoża jest paluch strony przeciwnej.

Odpowiedź na obciążenie (ang.: Loading Responce [LR]) – rozpoczyna się przyjęciem obciążenia przez kończynę, zakończone kiedy kończyna przeciwna odrywa stopę od podłoża.

Pierwsza faza przekolebania stopy (ang.: I foot rocker) – od kontaktu pięty z podłożem do ułożenia płasko podeszwy na podłożu – funkcja przygotowanie do przyjęcia obciążenia.

Początkowe przeniesienie (ang.: initial swing [ISw]) – pierwsza część fazy przeniesienia kończyny – od oderwania kończyny od podłoża do chwili kiedy kolano kończyny przenoszona przekroczy kończynę podporową w płaszczyźnie strzałkowej.

Początkowy kontakt (ang.: initial contact [IC]) – pierwsza część fazy podporu, rozpoczyna się kontaktem kończyny z podłożem, kończy tuż przed przyjęciem obciążenia przez kończynę.

Prędkość chodu (ang.: Walking Speed) – prędkość z jaką porusza się badany podmiot.

Przed-przeniesienie (ang.: Pre-swing [PSw]) – ostatnia część fazy podporu, rozpoczyna się przyjęciem obciążenia przez kończynę przeciwną, kończy oderwaniem stopy od podłoża.

Prepozycja stopy (ang.: foot preposition) – cecha dojrzałego prawidłowego chodu, określająca przygotowanie stopy, w końcowej fazie przeniesienia kończyny, do IC.

Przestrzeń wirtualna badania chodu – przestrzeń z układem współrzędnych, objęta kątem obiektywu kamer zbierających dane (emitujących i odbierających światło podczerwone), w której odbywa się najlepszy pomiar ruchu poprzez zebranie danych trajektorii ruchu poszczególnych markerów w tej przestrzeni.

Siła – wielkość wektorowa, jest iloczynem masy oraz przyspieszenia.

Środkowa część fazy podporu (ang.: midstance [MSt]) – rozpoczyna się oderwaniem stopy kończyny przeciwnej od podłoża, zakończone kiedy kolano kończyny przeciwnej przekracza kończynę podporową w płaszczyźnie strzałkowej.

Środkowe przeniesienie (ang.: Mid-Swing [MSw]) – występuje od chwili przekroczenia kolana kończyny przenoszonej osi kończyny przeciwnej (w płaszczyźnie strzałkowej) do wyprostu w stawie kolanowym w czasie przeniesienia.

Trzecia faza przekolebiana stopy (ang.: III Foot Rocker) – od maksymalnego zgięcia grzbietowego do oderwania stopy od podłoża – funkcja: generacja energii początkowej do rozpędzenia kończyny w celu jej przeniesienia.

Wektor – jest to zmienna, która posiada punkt przyłożenia, kierunek, zwrot i wartość.

Złamane wahadło (ang.: broken pendulum) – proste mechaniczne zjawisko, w którym poprzez zatrzymanie (zwolnienie) ruchu bliższej części złamanego wahadła uzyskuje się zmianę kierunku ruchu części dalszej (np.: z ruchu zginania uzyskuje się ruch wyprostu).

LISTA ZASTOSOWANYCH SKRÓTÓW.

MPD – mózgowe porażenie dziecięce

SEMLS – ang.: single event multilevel suregry – jednoczasowe wielopoziomowe leczenie operacyjne

TO – ang.: toe off – oderwanie palucha od podłoża

PSw – ang.: pre-swing - przed przeniesienie

ISw - ang.: initial swing - początkowe przeniesienie

OUN – ośrodkowy układ nerwowy

KD – kończyna dolna

GMFCS – Gross Motor Function Classification System

M – moment

F – ang.: force – siła

d – ang.: distance - odległość

SPIS TREŚCI

1	Wstęp.....	8
1.1	Wprowadzenie	8
1.2	Definicja mózgowego porażenia	8
1.3	Definicja spastyczności	9
1.4	Klasyfikacja funkcjonalna chorych z mózgowym porażeniem	9
1.5	Mechanizm i cykl chodu.....	10
1.5.1	Koncepcja dźwigniowa chodu	11
1.5.2	Zaburzenia dźwigniowo-zależne	12
1.5.3	Uwarunkowania prawidłowego przeniesienia kończyny w czasie chodu człowieka	13
1.5.4	Uwarunkowania fazy przeniesienia kończyny u chorych z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego	14
1.5.5	Wpływ nieprawidłowego bilansu mięśniowego na powstanie zniekształceń statycznych i dynamicznych kończyn dolnych.....	15
1.6	Trójwymiarowa diagnostyka ruchu	15
2.1	Hipoteza i założenia badawcze	17
2.2	Cel pracy	18
2.2.1	Cel pracy	18
2.2.2	Szczegółowe cele pracy	18
2.3	Uzasadnienie podjęcia tematu	18
3.	Materiał badań	20
3.1	Projekt badania	20
3.2	Kryteria doboru materiału	20
3.3	Charakterystyka materiału	21
4.	Metodyka badań i oceny wyników	25
4.1	Harmonogram badań	25
4.2	Metodyka badań	25
4.2.1	Klasyfikacja funkcjonalna	25
4.2.2	Badanie kliniczne.....	25
4.2.3	Badanie kinematyczne ruchu	27
4.2.4	Leczenie operacyjne	29
4.3	Metodyka oceny wyników.....	30
4.3.1	Metodyka oceny badania klinicznego.....	30
4.3.2	Metodyka oceny badania kinematycznego	30
4.3.3	Analiza statystyczna wyników.....	31
5.	Wyniki	32
5.1.	Grupa zdrowych	32
5.1.1	Badanie kliniczne.....	32
5.1.2	Badanie kinematyczne	32

5.2 Grupa chorych	35
5.2.1. Badanie kliniczne.....	35
5.2.2 Badanie kinematyczne	35
5.3 Wyniki porównania grupy zdrowych i chorych	42
5.3.1 Wyniki porównania badania kinematycznego	42
6. Dyskusja	48
7. Wnioski:	54
8. Streszczenie	55
9. Abstract	58
10. Piśmiennictwo:	60
11. Aneks	65
12. Spis tabel i rycin	79

1 Wstęp

1.1 Wprowadzenie

Dwunożny sposób poruszania się w pozycji wyprostowanej jest filogenetyczną zdobyczą człowieka unikalną dla naszego gatunku [1]. Szczególnymi cechami charakteryzującymi prawidłowy dojrzały wzorzec chodu są [1]:

- a. stabilność w fazie podporu,
- b. klirens stopy podczas fazy przeniesienia,
- c. prepozycja stopy w fazie końcowej przeniesienia,
- d. właściwa długość kroku w zależności od potrzeb [2],
- e. energo-oszczędność ruchu [3].

Zmiana w sposobie poruszania się skutkuje zaburzeniem co najmniej jednej z powyższych cech wzorca chodu i zwiększeniem wydatku energetycznego potrzebnego do przemieszczania się człowieka. Dodatkowo chorzy z mózgowym porażeniem dziecięcym (MPD) mogą zużywać do trzech razy więcej energii podczas poruszania się w porównaniu do ich zdrowych rówieśników [4].

Najczęstszą przyczyną trwałej zmiany prawidłowego sposobu przemieszczania się jest uszkodzenie centralnego układu nerwowego, natomiast najczęstszą przyczyną rozwoju nieprawidłowego wzorca chodu są choroby o podłożu neurologicznym. Wśród tych chorób najczęstsze jest mózgowe porażenie dziecięce, występujące z częstością 1-5 na 1000 żywo urodzonych [5,6].

1.2 Definicja mózgowego porażenia

Mózgowe porażenie dziecięce (łac. infantum paralysis; ang. cerebral palsy) – zgodnie z definicją Martina Bax'a - jest to zaburzenie ruchu i postawy spowodowane uszkodzeniem lub defektem niedojrzałego mózgu [7].

Definicja obejmuje spektrum patologicznych objawów klinicznych prowadzących do zaburzeń rozwoju ruchowego, uzależnionego od stopnia i topografii uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego, od którego uwarunkowana jest prognoza funkcjonalna [8].

Mózgowe porażenie jest niepostępującym uszkodzeniem ośrodkowego układu nerwowego, jednak fizyczne zaburzenia i ograniczenia funkcjonalne zmieniają się wraz z wiekiem zmieniając nasilenie zmian [9]. Objawami najczęściej towarzyszącymi mózgowemu porażeniu są: upośledzenie umysłowe (66%), zaburzenia wzroku (49%), zaburzenia mowy (47%) i padaczka (28%) [10].

W zależności od czasu zadziałania czynnika uszkadzającego centralny układ nerwowy i górny neuron ruchowy, wyróżnić można trzy grupy przyczyn:

1. Przedporodowe: obejmujące wewnątrzmaciczne infekcje obejmujące centralny układ nerwowy, wady wrodzone mózgu, toksyczne uszkodzenia płodu, płodowy zespół alkoholowy, skutki działania promieniowania (ok. 30% przypadków);
2. Okołoporodowe: związane z niedotlenieniem i/lub niedokrwieniem OUN noworodków

donoszonych (10-20% przypadków) oraz krwawieniami do komór mózgu u dzieci urodzonych przedwcześnie (25-40% przypadków);

3. Poporodowe: takie jak: nasilona żółtaczka poporodowa, urazy głowy, zapalenie opon mózgowo-rdzeniowych, krwiaki wewnątrzczaszkowe uszkadzające ośrodkowy układ nerwowy w trakcie jego rozwoju (ok. 10% przypadków) [10-12].

1.3 Definicja spastyczności

Spastyczność jest jednym z podstawowych objawów i jednocześnie jedną z postaci MPD.

Spastyczność wg Pandyan to zaburzona kontrola sensomotoryczna wynikająca z uszkodzenia górnego motoneuronu, objawiająca się okresową lub stałą, niekontrolowaną aktywacją mięśni [13].

Wcześniejsza definicja (Lance 1980) wskazywała na zaburzenie ruchowe charakteryzujące się zależnym od szybkości wzmożeniem tonicznych odruchów na rozciąganie z wygórowanym odruchem ścięgowym, wynikającym z nadmiernego pobudzenia odruchu rozciągowego [14].

Uszkodzeniu górnego neuronu ruchowego towarzyszy szeroka gama zaburzeń obejmujących nieprawidłowości dotyczące: rozkładu napięcia mięśniowego, przebiegu reakcji odruchowych, co w konsekwencji prowadzi do deficytów ruchowych. Objawy podzielone zostały na trzy grupy [14-17]:

1. Objawy tzw. „pozytywne - dodane”: spastyczność (rozumiana jako wzrost napięcia mięśniowego w odpowiedzi na jego bierne rozciąganie), wzmożenie odruchów głębokich, klonusy mięśniowe, aktywacja mięśni w odpowiedzi na bodźce nieswoiste i objawy patologiczne;
2. Objawy tzw. „negatywne - odjęte”: osłabienie siły mięśniowej, spowolnienie i upośledzenie koordynacji i precyzji ruchów, szybko następujące zmęczenie, zaburzenia równowagi [18];
3. Zmiany reologiczne mięśni (czyli objawy wtórne, będące następstwem objawów „dodanych” i/lub „odjętych”): obejmujące zaniki włókien mięśniowych, zwłóknienie i postępujące przykurcze.

Dysfunkcja ruchowa u pacjentów z występującym zespołem uszkodzenia „górnego neuronu ruchowego” jest wynikiem wszystkich interakcji między tzw. „negatywnymi” i „dodatnimi” następstwami spastyczności, a zmianami zachodzącymi pod ich wpływem w mięśniach. Rozwój funkcjonalny, wydaje się być, w większym stopniu uwarunkowany ww. następstwami „negatywnymi” niż „pozytywnymi” [16-17].

1.4 Klasyfikacja funkcjonalna chorych z mózgowym porażeniem

Zaburzenia funkcjonalne są miarą uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego prezentujące się w postaci zaburzeń poruszania się.

Współcześnie stawiane wymagania klasyfikacjom klinicznym, poza czułością, specyficznością i powtarzalnością, rozszerzone zostały o cechy prognostyczne, w celu ułatwienia procesu podejmowania decyzji leczniczych, określeniu celów leczenia oraz określenia bilansu korzyści i ryzyka. GMFCS – Gross Motor Function Classification System „stworzony w 1996r, w opinii autorów spełnia powyższe wymagania [19]. Podział na poziomy funkcjonalne oparty został na ocenie

ograniczeń (możliwości) funkcjonalnych, określeniu potrzeb stosowania urządzeń wspomagających, oraz jakości ruchu w zależności od wieku pacjenta [20,21]. Pozwala na wczesną prognozę docelowego stanu funkcjonalnego dziecka, na podstawie obserwacji i analizy codziennych umiejętności ruchowych [20,21]. Ostatecznie pacjent z mózgowym porażeniem zostaje zakwalifikowany do jednego z pięciu poziomów funkcjonalnych:

- I. Dziecko docelowo będzie poruszało się w pomieszczeniach i na zewnątrz, chodziło po schodach bez ograniczeń funkcjonalnych; osiągnie umiejętności tzw. dużej motoryki z bieganiem i skakaniem włącznie, ale prędkość, równowaga i koordynacja będą ograniczone.
- II. Dziecko docelowo będzie poruszało się w pomieszczeniach i na zewnątrz, wchodziło po schodach, trzymając się poręczy, ale będą obecne ograniczenia w chodzeniu po nierównych powierzchniach, w zatłoczonych i nieznanach miejscach; umiejętności biegania i skakania będą znacznie ograniczone.
- III. Dziecko docelowo będzie poruszać się wewnątrz i na zewnątrz po płaskich powierzchniach przy pomocy urządzeń wspomagających; wchodzić po schodach przy pomocy poręczy; zależnie od funkcji kończyn górnych, dziecko będzie potrafiło obsługiwać wózek inwalidzki lub będzie wymagać transportu na dłuższych dystansach bądź nierównej powierzchni.
- IV. Dziecko docelowo osiągnie samodzielną lokomocję przy użyciu wózka elektrycznego.
- V. Wszystkie obszary tzw. dużej motoryki są znacznie ograniczone. Brak jest samodzielnej lokomocji, bardzo rzadko osiąganą przy pomocy specjalnie dostosowanego wózka elektrycznego.

1.5 Mechanizm i cykl chodu

Dla pełnego zrozumienia dziecka z MPD konieczne jest zrozumienie chodu prawidłowego. Mechanizm chodu prawidłowego jest złożoną aktywnością, wymaga: systemu kontroli, źródła energii, dźwigni aby umożliwiły ruch i siły by poruszała dźwigniami.

System kontroli ruchu rozpoczyna się w obszarze piramidowym kory ruchowej, i wymaga obecności pełnej integracji funkcji sensorycznej i ruchowej. Składowymi systemu są: kora ruchowa, zwoje podstawy, wzgórze i podwzgórze, śródmózgowie, mózdzek oraz rdzeń przedłużony i rdzeń kręgowy.

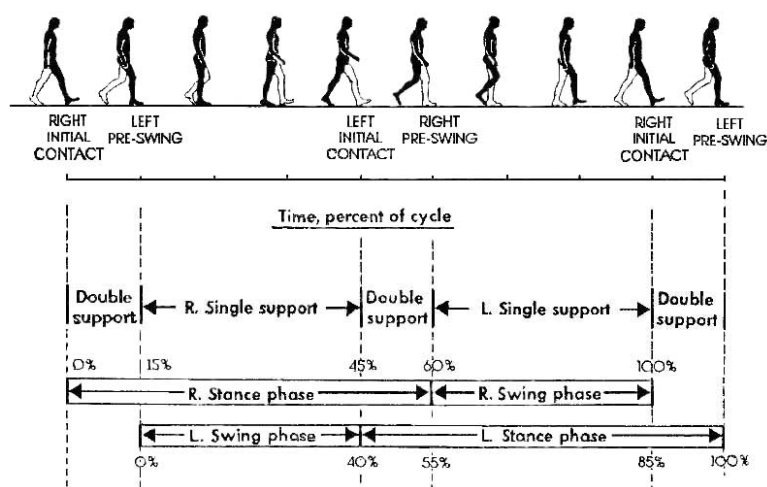
Źródło energii – paliwo metaboliczne (glukoza) i tlen, które dostarczane są przez układ sercowo-naczyniowy. Tlenowa przemiana tego paliwa w mięśniach (cykl Krebsa) warunkują ich działanie. Produkcja energii (ATP) i utylizacja produktów przemiany (CO_2) są istotnym ograniczeniem ruchu, dlatego prędkość i pokonana odległość zależą od: tempa produkcji energii i transportu do mięśni, oraz od tego jak bardzo energia jest oszczędzana.

Ruch ciała człowieka, w ujęciu mechaniki podstawowej, wywołany jest poprzez działanie momentów sił na jego segmenty. Moment siły (M) jest to iloczyn wektorowy zdefiniowany jako siła (F) działająca w odległości (d) od punktu obrotu (osi), która wywołuje przyspieszenie kątowe wokół tego punktu. $M = F \times d$

Mięśnie są fizjologicznymi motorami wytwarzającymi siłę (F) pozwalającą poruszać się [1].

Cykl chodu

Pełen cykl chodu rozpoczyna się w chwili, obciążenia jednej kończyny dolnej poprzez jej kontakt z podłożem, i kończy w momencie ponownego jej kontaktu z podłożem [1]. Został on podzielony przez J. Perry na fazy, okresy i zadania [22]. Cykl chodu jest podzielony na dwie główne fazy: podporu (ang.: stance) i przeniesienia (ang.: swing). Okresy obejmują: początkowy kontakt (ang.: initial contact [IC]), odpowiedź na obciążenie (ang.: loading response [LR]), środkowa część fazy podporu (ang.: midstance [MSt]), końcowa część fazy podporu (ang.: terminal stance [TSt]), przed przeniesieniem (ang.: pre-swing [PSw]), początkowe przeniesienie (ang.: initial swing [ISw]), środkowe przeniesienie (ang.: mid-swing [MSw]), końcowe przeniesienie (ang.: terminal swing [TSw]). Zgodnie z założeniami Perry trzy zadania jakie są do wykonania w czasie poruszania się to: przyjęcie obciążenia, jednostronny podpór oraz przemieszczenie kończyny. Przyjęcie obciążenia występuje w czasie dwóch pierwszych okresów: IC i LR; czas jednostronnego podporu w czasie dwóch następnych okresów: MSt oraz TSt; natomiast przemieszczenie kończyny obejmuje pozostałe cztery fazy: PSw, ISw, MSw, TSw [22].



Ryc. 1: Cykl chodu [23]

1.5.1 Koncepcja dźwigniowa chodu

Podstawowym elementem wspólnym dla wszystkich dźwigni są: punkt podporu, siły: obciążenie (siła 1) i wysiłek (siła 2), oraz sama dźwignia. Punkt podporu stanowi określone miejsce wobec którego zachodzi ruch w postaci obrotu. Dźwignię stanowi ciało sztywne na które działają dwie przeciwstawne do siebie siły w postaci siły 1. - obciążenia oraz siły 2. - wysiłku. W czasie chodu kości stanowią dźwignie; masa segmentów ciała, siła reakcji podłoża i siły inercyjne ruchu składają się na obciążenie; czynne i bierne działanie mięśni to wysiłek, natomiast stawy służą za punkt obrotu.

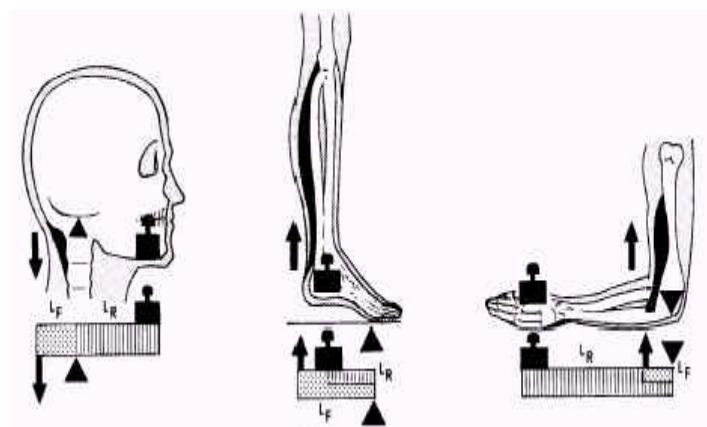
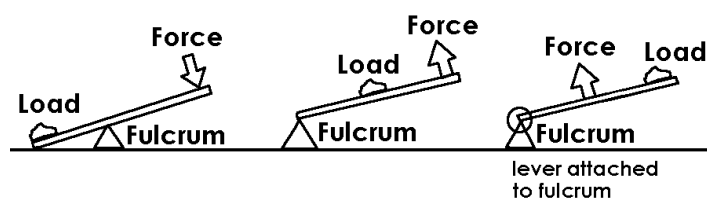
Działaniem dźwigni jest albo stworzenie mechanicznej przewagi ponad obciążeniem albo szybki ruch tego obciążenia.

Występują trzy klasy dźwigni:

Pierwsza – dźwignia dwustronna, w której siły umieszczone są po obu stronach punktu podporu. Biomechanicznym przykładem jest miednica podczas jednostronnego podporu na kończynie dolnej.

Druga – dźwignia jednostronna gdzie punkt obrotu jest po jednej stronie dźwigni, obciążenie w środku a wysiłek jest umieszczony na drugim końcu dźwigni. Przykładem biomechanicznym jest stopa w czasie odepchnięcia - propulsji.

Trzecia – to także dźwignia jednostronna, punkt obrotu znajduje się po jednej stronie dźwigni, obciążenie zlokalizowane jest na przeciwnym biegunie dźwigni, natomiast wysiłek pośrodku jej ramienia. Biomechanicznym przykładem jest przedramię podczas rzucania piłki, a mechanicznym średniowieczna katapulta. Korzyścią trzeciego rodzaju dźwigni jest prędkość, jednak uzyskana kosztem wykorzystania relatywnie dużej energii [24].



Ryc 2: Przykłady klas dźwigni (load – obciążenie, force – siła, fulcrum – punkt podporu) [25,26].

1.5.2 Zaburzenia dźwigniowo-zależne

Deformacje dźwigniowo - zależne kończyn dolnych, u chorych, warunkowane są nieprawidłowym rozkładem sił działających w ich obrębie podczas chodu, bądź nieprawidłowości samych dźwigni [1]. Wpływają one na postawę oraz poruszanie się na kilka sposobów, które równocześnie zaburzają, optymalny dla danego chorego, sposób poruszania [1].

Wyróżnia się 5 rodzajów nieprawidłowej dźwigni:

1. Krótkie ramię dźwigni

Przykładami są: złamanie kości długiej, które wygoiło się ze znacznym skróceniem, częściowa amputacja stopy lub szpotawy staw biodrowy, gdzie prawidłowo działająca siła (mięśnie) nie wywołuje odpowiedniego efektu z powodu zmniejszenia się ramienia dźwigni.

2. Giętkie ramię dźwigni

Przykładem jest stopa płasko-koślawą u dzieci z diplegią spastyczną, gdzie występuje nadmierny ruch w śródstopiu wraz z odwiedzeniem przodostopia, w trakcie propulsji występuje odwiedzenie i zgięcie grzbietowe stopy, co w efekcie zmniejsza wielkości i kierunek momentu.

3. Nieprawidłowo zrotowane ramię dźwigni

Najczęstszym przykładem są zaburzenia torsyjne kości długich kończyn dolnych u chorych z MPD, wynikające z braku przebudowy płodowej antetorsji kości udowej, oraz nasilenia deformacji wraz ze wzrostem. W przypadku diplegii spastycznej często prowadzi to do połączenia antetorsji kości udowej oraz zewnętrznej torsji piszczeli, co jest definiowane jako „malignant malalignment syndrome – MMS”.

Nieprawidłowo zrotowane dźwignie dają dwa efekty: 1. zmniejszenie wielkości pierwotnego lub zamierzonego momentu oraz 2. wprowadzają momenty wtórne.

4. Nieprawidłowy punkt podporu

Najczęściej występuje jako niestabilny punkt podporu. Przykładem jest podwichnięty lub zwichnięty staw biodrowy, wówczas w obecności prawidłowej długości dźwigni oraz siły, efektywny moment siły nie może zostać stworzony.

5. Nieprawidłową pozycję

Przykładem jest chód kuczny. Podczas prawidłowego chodu mięśnie tylnej grupy uda (popularnie nazywane kulszowo-goleniowymi) – mięśnie dwustawowe, z uwagi na długość ponad stawem biodrowym oraz kolanowym (dłuższe ramię dźwigni nad stawem biodrowym) działają jako prostowniki stawu biodrowego. W tym celu spełnione muszą być następujące warunki: 1. fakt zblokowania kolana poprzez mięśnie tylnej grupy goleni, których zadaniem jest prostowanie kolana oraz 2. zgięcie grzbietowe stopy [27]. W przypadku chodu kucznego mięśnie te zmieniają działanie i stają się zginaczami kolana. Dzieje się tak z powodu przesunięcia siły reakcji podłoża do tyłu od stawu kolanowego i przodu od stawu biodrowego. Równocześnie zmienia się relacja długości mięśni „kulszowo-goleniowych” ponad stawami (biodrowym i kolanowym) i wzrasta ramię dźwigni nad stawem kolanowym. Dodatkowo odblokowany zostaje staw kolanowy i fizjologiczne działanie zginaczy podszwowych stopy w czasie drugiej fazy stopy (tj.: prostowanie stawu kolanowego) przestaje mieć miejsce. W efekcie mięśnie tylnej grupy uda zaczynają działać jako zginacze stawu kolanowego [1,28], z uwagi na ich przebieg ponad stawem a nie długość samych mięśni.

1.5.3 Uwarunkowania prawidłowego przeniesienia kończyny w czasie chodu człowieka

Zadaniem kończyny dolnej w cyklu chodu jest podpór i przeniesienie. Podpór kończyny podzielony jest na trzy części w zależności ustawienia stopy – fazy stopy. Zadaniem dwóch pierwszych jest

wyhamowanie goleni wobec nieruchomej stopy dającej podparcie. Trzecia faza służy przyspieszeniu kończyny w celu wprowadzenia jej w ruch o odpowiedniej prędkości poprzez koncentryczny skurcz zginaczy podszwowych stopy, a następnie zginacze stawu biodrowego [1]. Spełnienie tego warunku wraz z odpowiednim zakresem ruchu stawu kolanowego (zgięcie do 60st) oraz stawu biodrowego (zgięcie do 45st) warunkują właściwy przebieg fazy przeniesienia kończyny dolnej oraz wykorzystanie fizjologicznego biernego mechanizmu prostowania stawu kolanowego jako tzw. „złamanego wahadła”. [1,28-31].

Kinematyczne warunki wstępne końcowej fazy podporu kończyny dolnej oraz początkowe fazy jej przeniesienia odpowiadają za możliwość uzyskania ruchu biernego i oszczędność wydatku energetycznego [1,29,30,32-36].

Siła przyspieszająca kończynę dolną podczas przeniesienia rozpoczyna się podczas okresu TS i narasta, a następnie szybko spada do zera w PS [37]. Wówczas masa przyspieszonej goleni – inercja tego segmentu ciała – wywołuje spontaniczny bierny wyprost w stawie kolanowym [38]. Ruch ten jest hamowany poprzez mięśnie kulszowo-goleniowe [37].

1.5.4 Uwarunkowania fazy przeniesienia kończyny u chorych z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego

Wydaje się, że najczęściej występującą patologią poruszania się chorych z porażeniem mózgowym jest chód kuczny. Faza podporu jest uwarunkowana siłą grawitacji przebiegającą z przodu stawu biodrowego, z tyłu stawu kolanowego i z przodu od stawu skokowego. Wpływa ona na powstanie momentu zgięciowego dla tych stawów (zgięcia grzbietowego stopy) uwarunkowanego siłą zewnętrzną. Dodatkowo (jak wyżej) mięśnie kulszowo-goleniowe z fizjologicznych prostowników stawu biodrowego stają się zginaczami stawu kolanowego, zginacze podszwowe stopy są nadmiernie rozciągnięte i nie generują odpowiedniej siły [1,28]. Utrzymanie pozycji pionowej uzależnione jest od zwiększenia wewnętrznego momentu wyprostnego na staw kolanowy poprzez aktywację prostownika kolana – mięśnia prostego uda. Ten z kolei jest także mięśniem dwustawowym i dodatkowo wywołuje także zginanie w stawie biodrowym. Wspólna aktywacja mięśni kulszowo-goleniowych oraz mięśnia prostego uda wydaje się bilansować moment zgięciowy i wyprostny stawu kolanowego, jednak wpływa negatywnie na bilans w obrębie stawu biodrowego, który progresuje w kierunku zgięcia. Siła reakcji podłoża oddala się od centrów obrotu potęgując swoje działanie zgięciowe. Ewentualne nadmierne zapotrzebowanie energetyczne, złamanie rzepki lub dolegliwości bólowe stawu rzepkowo-udowego uniemożliwią obciążanie [1].

W czasie fazy przeniesienia natomiast siła reakcji podłoża nie działa, w tym czasie pozostaje nadmiernie aktywny mięsień prosty uda. Powstały w ten sposób nadmierny moment wyprostny działający na staw kolanowy w czasie przeniesienia kończyny dolnej podczas chodu jest jednym z głównych czynników odpowiedzialnych za występujący chód ze sztywnym kolanem. Goldberg et al. [39] zauważyli, że u wielu chorych „z chodem ze sztywnym kolanem” nie występuje nadmierny moment wyprostny w fazie przeniesienia. Wnioskowali, zgodnie z innymi badaczami [1,40,41], że więcej czynników wpływa na zakres ruchu zgięcia w stawie kolanowym. Jednym z ważniejszych

miała być prędkość poruszania się elementów stawu w końcowej fazie podporu – w czasie przygotowania do przeniesienia kończyny. Wcześniejsze badania wykorzystywały symulację komputerową określaną mianem „przyszłej dynamiki” (ang.: *foreward dynamics*) [39]. Oceniano wówczas zmianę sposobu poruszania się, symulując wirtualnie zmiany momentów sił, dopasowując je, w celu uzyskania określonego rezultatu.

Kolejnym czynnikiem wpływającym na zakres ruchu w stawie kolanowym jest moment zginający kolana, który wspomaga ruch zgięcia w stawie kolanowym. Zmniejszenie momentu zgięciowego, w niektórych przypadkach, może negatywnie oddziaływać na ruch w kolanie [35].

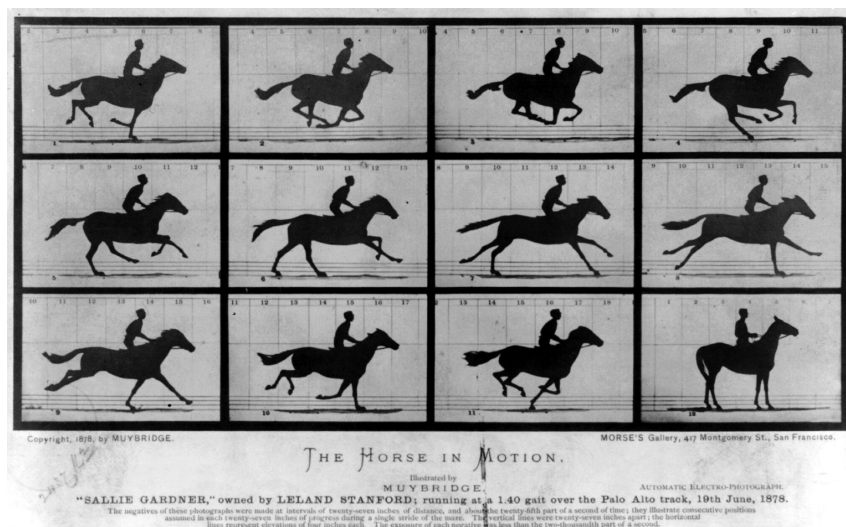
1.5.5 Wpływ nieprawidłowego bilansu mięśniowego na powstanie zniekształceń statycznych i dynamicznych kończyn dolnych

W czasie wzrostu nadmierne napięcie mięśniowe, zaburzenia bilansu mięśniowego oraz siły działające dynamicznie podczas poruszania się prowadzą do powstania wtórnych (drugorzędowych) zmian w przebiegu mózgowego porażenia. Zmiany te dotyczą mięśni i lub kości. W mięśniach nieprawidłowy tonus prowadzi do przykurczy. Tkanka kostna, wobec działających nań niebilansowanych sił grup mięśniowych, reaguje rozwojem zmian torsijskich (zaburzenia kształtu). Określane są one mianem deformacji statycznych, zaburzających zakres ruchu w stawach [1].

Deformacje te potęgowane są w trakcie obciążania kończyn (w fazie stacjonarnej oraz w czasie chodu – fazie podporu i przeniesienia), kiedy na torsyjnie zmieniony układ kostny nakładają się dynamiczne zaburzenia bilansu mięśniowego, oraz dodatkowo oddziaływania нефізjologicznych momentów siły grawitacji [28,39]. Wszystkie te czynniki warunkują deformację dynamiczną chodu dającą odwzorowanie ruchu w postaci wielopoziomowych zaburzeń biomechanicznych [1,28,39]. Tym samym podkreśla się niebagatelną rolę pola grawitacyjnego podczas chodu [1,36].

1.6 Trójwymiarowa diagnostyka ruchu

Historycznie instrumentalna analiza ruchu rozpoczęła się w roku 1878 od badania ruchu poruszającego się wierzchowca „Sallie Gardner” której to właściciel, były gubernator Kalifornii, Leland Stanford, postanowił zbadać i rozstrzygnąć ówczesnie popularne pytanie: „Czy podczas kłusu występuje chwila w której koń ma wszystkie cztery kopyta ponad ziemią?” [42]. W tym celu zatrudnił on Edward’a Muybridge, który wykorzystał w fotografii sekwencyjną aby „zatrzymać” ruch galopującego konia. Duże aparaty fotograficzne ustawione zostały w linii, wyzwalone początkowo przy pomocy nici a następnie przy pomocy urządzenia mechanicznego. Uzyskane obrazy Muybridge umieścił na dysku, który wirując w urządzeniu zwanym zoopraxiscope, obserwowany, sprawiał wrażenie ruchu. Najprawdopodobniej był to początek ruchomych obrazów, kinematografii i analizy ruchu [43].



Ryc. 3: Obraz Muybridg'a – The horse in motion [43].

Kolejnym krokiem milowym w obserwacji ruchu było nagranie poruszającego się obiektu przy pomocy kamery. Dane zbierane są w dwóch płaszczyznach: strzałowej (obiekt przemieszcza się wzdłuż osi skierowanej prostopadle do ogniskowej kamery, kamera jest nieruchoma) i czołowej (obiekt przybliża się i oddala od nieruchomej kamery, w osi ogniskowej kamery). Dodatkowym elementem podnoszącym spójność obserwacji jest zwolnienie ruchu podczas wielokrotnego oglądania - analizy badania.

Obecnie trójwymiarowa instrumentalna analiza ruchu obejmuje wykorzystanie systemu markerów mocowanych na obiekcie, który poddawany jest analizie. Wyróżnia się dwa rodzaje markerów: bierne (odbijają one długość światła emitowaną i odbieraną przez kamery, wymagają późniejszego określenia anatomicznego; np.: systemy Vicon, BTS, Qualysis) oraz czynne (emitują one światło informując o swoim położeniu i określając swoją anatomiczną identyfikację; np.: system CODA Motion). Obiekt z zamocowanymi markerami, w punktach anatomicznych zgodnie z konwencjonalnym modelem chodu (ang.: conventional gait model) [44,45] wykonuje ruch w przestrzeni wirtualnej, z której zbierane są dane (ang.: aquisition space). W dalszej kolejności dane z wszystkich wykorzystanych kamer, próbkowane równolegle, zgodnie z określoną częstotliwością, poddawane są analizie z wykorzystaniem odwrotnej dynamiki (ang.: inverse dynamics). Ruch każdego markera zostaje odwzorowany w formie trajektorii w układzie współrzędnych. Następnie ponownie w grę wchodzi konwencjonalny model chodu, który w połączeniu z trajektoriami ruchu umożliwia wytworzenie modelu ruchu segmentów ciała badanego obiektu, który jest obrazowany w postaci graficznej w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej i poprzecznej [44, 46].

2. Hipoteza badawcza i założenia oraz cel pracy.

2.1 Hipoteza i założenia badawcze

U chorych z niedowładami spastycznymi kończyn dolnych w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego obecna często jest patologia poruszania się w postaci chodu kucznego. Jest to efekt działania kilku składowych: zmniejszonej kontroli motorycznej, spastyczności, zaburzeń torsyjnych kości kończyn dolnych (w tym także zaburzeń rotacyjnych), zaburzeń bilansu mięśniowego, deformacji dźwigniowo-zależnych, oraz nieprawidłowo działającego wektora siły grawitacji [1]. Wspólnie manifestują się w ograniczeniu możliwości wyprostu stawu kolanowego w czasie fazy przeniesienia, czasami mimo braku klinicznych wykładników przykurczu zgięciowego stawu kolanowego [26]. Ograniczenie wyprostu wydaje się być spowodowane także zmniejszoną prędkością poruszania samego stawu kolanowego, co zmusza do czynnego prostowania, zamiast wykorzystania mechanizmu biernego o charakterze złamanego wahadła [24]. Prawdopodobnie leczenie operacyjne chorych z MPD przy pomocy SEMLS prowadzi do poprawy ruchu zgięcia w stawie kolanowym podczas chodu. Sprzeczne doniesienia w literaturze oraz niejednolite grupy pacjentów nasuwają pytanie w jaki sposób zmienia się prędkość ruchu stawu kolanowego w czasie poruszania w płaszczyźnie strzałkowej, a także jak zmienia się prędkość zginania stawu w homogennej grupie pacjentów.

2.2 Cel pracy

2.2.1 Cel pracy

Celem pracy jest analiza wpływu leczenia operacyjnego deformacji dźwigniowo zależnych kończyn dolnych (KD) na ruch stawu kolanowego w przestrzeni oraz na kinematykę ruchu zgięcia w stawie kolanowym, w czasie przygotowania do przeniesienia i początkowej fazy przeniesienia kończyny u chorych z postacią spastyczną MPD GMFCS II.

2.2.2 Szczegółowe cele pracy

1. Analiza zmiany warunków ruchu w stawie kolanowym – kątowa zmiana płaszczyzny ruchu po osteotomii derotacyjnej.

2. Określenie ustawienia kończyny w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej w czasie przygotowania do przeniesienia i początkowej fazy przeniesienia u chorych z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego.

3. Określenie zmiany w ustawieniu kończyny w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej w w/w czasie cyklu chodu, w wyniku leczenia operacyjnego – osteotomii derotacyjnej.

4. Określenie warunków wstępnych prędkości poruszania się stawu kolanowego przed przeniesieniem oraz w czasie początkowej przeniesienia KD u chorych z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego.

5. Określenie warunków wstępnych prędkości poruszania się stawu kolanowego w przestrzeni przed przeniesieniem KD oraz w czasie początkowej przeniesienia u osób zdrowych.

6. Określenie zmiany prędkości poruszania się stawu kolanowego w czasie przeniesienia KD u chorych z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego w wyniku leczenia operacyjnego – osteotomii derotacyjnej kości udowej.

7. Określenie wpływu prędkości poruszania się stawu kolanowego na potencjalne uzyskanie i wykorzystanie mechanizmu biernego wyprostów w stawie kolanowym w czasie przeniesienia KD.

2.3 Uzasadnienie podjęcia tematu

Leczenie chorych z mózgowym porażeniem jest ukierunkowane na poprawę funkcji lokomocyjnej, co w efekcie skutkować ma samodzielnością i niezależnością w życiu dojrzałym, dając pozytywną zmianę funkcjonalną.

Swobodne dwunożne poruszanie się w wyprostowanej pozycji pionowej może nie wydawać się niczym niezwykłym, jednak dla chorych z niedowładami spastycznymi kończyn dolnych nierzadko jest wielkim wyzwaniem.

Patologia poruszania się w postaci chodu kucznego, zwiększa wydatek energetyczny, aby utrzymać pozycję zbliżoną do pionowej, dodatkowo utrudnia stabilność w fazie podporu KD, co skutkuje zaburzoną fazą przeniesienia. W ten sposób zdecydowanie utrudnia poruszanie się [1,4,24].

Celem pracy jest ocena zmiany podstawowych składowych ruchu stawu kolanowego w przestrzeni: prędkości liniowej i kątowej po leczeniu operacyjnym chorych z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego. Określenie ilościowe wyniku leczenia, w jednorodnej grupie pacjentów, w postaci zmiany prędkości poruszania się wobec wartości porównawczych otrzymanych z badania osób zdrowych.

Wydaje się, że taka ocena pozwoli określić, w jaki sposób leczenie, oparte na wyniku badania laboratoryjnego chodu, zmienia funkcjonalne rokowanie chorych z mózgowym porażeniem.

3. Materiał badań

3.1 Projekt badania

Badanie zostało zaprojektowane jako prospektywne badanie kohortowe, określające zmiany parametrów poruszania się stawu kolanowego w przestrzeni, u chorych z mózgowym porażeniem. Obejmuje grupę pacjentów, których leczono operacyjnie w Klinice Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej, na podstawie badania klinicznego oraz trójwymiarowej analizy ruchu wykonanych w Pracowni Biomechaniki Ruchu Kliniki Ortopedii i Traumatologii Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu.

Chronologiczny plan pracy:

1. Kwalifikacja pacjentów do badania wg kryteriów przedstawionych poniżej.
2. Utworzenie grup pacjentów zakwalifikowanych do badania (chorych i zdrowych).
3. Pierwsze badanie trójwymiarowej analizy ruchu oraz badanie kliniczne grupy chorych.
4. Leczenie operacyjne oraz następowe rehabilitacyjne.
5. Badanie trójwymiarowej analizy ruchu grupy zdrowych.
6. Drugie badanie trójwymiarowej analizy ruchu oraz badanie kliniczne grupy chorych.
7. Analiza danych.

3.2 Kryteria doboru materiału

Do badań kwalifikowałem chorych z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego.

Warunkami włączenia do grupy były:

1. Rozpoznanie diplegii spastycznej w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego.
2. Poziom funkcjonalny II w skali Gross Motor Function Classification System [19,20].
3. Leczenie przy pomocy jednoetapowej wielopoziomowej korekcji operacyjnej deformacji statycznych kończyn dolnych. Kwalifikowałem pacjentów, których leczenie operacyjne obejmować miało prawą i/lub lewą kończynę dolną jednocześnie oraz pacjentów, których leczenie operacyjne miało zostać wykonane etapowo (leczenie operacyjne kończyn dolnych rozdzielone na stronę prawą i lewą) w uwagi na stan ogólny pacjenta i obciążenie długo trwającą operacją.
4. Planowana i wykonana osteotomia nadkolanowa derotacyjna kości udowej w celu leczenia deformacji statycznych kończyn dolnych.
5. Wiek pacjenta 10-25 lat.

Uwagi dotyczące włączenia do grupy chorych:

1. Osteotomia nadkolanowa derotacyjna (znoszącą lub zmniejszającą deformację dźwigniowo zależną w postaci dźwigni nieprawidłowo zrotowanej) stabilizowana płytką z dynamiczną kompresją.
2. Dodatkowe korekcje operacyjne w obrębie kończyn dolnych są wymienione w opisie grupy chorych.

Warunkami wykluczającymi z badania były:

1. Leczenie operacyjne wieloetapowe (niezgodnie z założeniami opisanym w warunkach włączenia do grupy chorych), bądź rozdzielenie leczenia operacyjnego na korekcję deformacji kostnych, a następnie tkanek miękkich, lub odwrotnie.
2. Występowanie deformacji stóp, które w znaczny sposób wpływają na mechanikę stawu kolanowego:
 - a. Stopy w pozycji końskiej, nie korygującej się biernie do pozycji pośredniej,
 - b. Stopy piętowej, z siłą mięśnia trójgłowego łydki jest poniżej 4 wg skali Lovett'a [47].
3. Przykurcz zgięciowy w stawie kolanowym powyżej 20° (podczas badania ruchu czynnego i biernego).
4. Ograniczenie biernego zgięcia w stawie kolanowym do 90°.
5. Operacje w obrębie mechanizmu wyprostnego stawu kolanowego.
6. Przykurcz zgięciowy w stawie biodrowym powyżej 30° (podczas badania ruchu czynnego i biernego).
7. Selektywność ruchu wynosząca: 0 [3].
8. Czas obserwacji poniżej 2 lat.
9. Inne postacie mózgowego porażenia dziecięcego.
10. Postacie mieszane mózgowego porażenia dziecięcego.

3.3 Charakterystyka materiału

Materiał badań stanowili chorzy leczeni operacyjnie w Klinice Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu w latach 2005-2009, z powodu deformacji statycznych kończyn dolnych, w celu poprawy funkcji chodu. 25 chorych z diplegią spastyczną w przebiegu MPD (13 płci żeńskiej i 12 płci męskiej), którzy spełniali kryteria włączenia do badania. 12 chorych leczono operacyjnie obustronnie (w obrębie obu kończyn dolnych została wykonana osteotomia nadkolanowa kości udowej) natomiast 13 chorych leczonych było jednostronnie (6 prawych i 7 lewych kończyn dolny objętych było leczeniem operacyjnym obejmującym osteotomię nadkolanową kości udowej). Pacjenci operowani byli w wieku od 10,1 do 24,6 lat, średnio 15,4 lat, natomiast średnia czasu obserwacji wynosił 5,6 roku (2,0-7,4 lat). W czasie pierwszego badania średnia wzrostu pacjenta wynosiła 153,4cm (117,0cm - 176,0cm), natomiast w czasie badania kontrolnego średnia wzrostu wynosiła 161,9cm (148,0cm-182,0cm). Średnia masy ciała pacjentów podczas pierwszego badania

wynosiła 45,2kg (16kg - 70kg), a średnia masy ciała podczas badania kontrolnego wynosiła 56,6kg (35kg – 79kg) (tabela demograficzna opisująca grupę badawczą – Tabela 1).

Tabela 1. Tabela demograficzna obejmująca wiek w czasie operacji oraz czas obserwacji (w latach), a następnie wzrost (w cm) i masę ciała (w kg) podczas pierwszego i drugiego badania trójwymiarowej analizy ruchu.

Numer pacjenta	Wiek w czasie operacji (lata)	Czas obserwacji (lata)	Badanie przedoperacyjne		Badanie pooperacyjne	
			Wzrost (cm)	Masa ciała (kg)	Wzrost (cm)	Masa ciała (kg)
1	15,2	5,4	155	50	155	50
2	17,0	5,8	159	45	159	50
3	16,5	5,8	146	49	148	65
4	16,3	5,8	160	70	160	70
5	15,0	5,3	166	58,5	170	62
6	14,0	6,4	144	33	158	64
7	17,1	5,8	151	50	152	61
8	16,2	5	176	45	182	65
9	12,4	5,8	151	36	159	43
10	12,2	5,9	150	47	166	58
11	15,0	6	160	48	160	50
12	12,9	5,1	140	35	165	51
13	13,3	5,8	152	56	174	79
14	13,2	3	145	47	150	43
15	10,8	6,5	164	45	165	61
16	14,8	6,9	153,5	33,5	155	57
17	10,1	4,9	117	16	150	35
18	14,5	5,7	143,5	35	165	55
19	17,2	5,8	176	70	176	75
20	10,6	6,2	135	25	165	51
21	15,0	7,4	165	51	168	60,5
22	23,4	5,5	161,5	47	162	50
23	16,6	6,4	173	54	173	65
24	14,5	2	150	42	153	47
25	13,0	5,6	142	42	157	48

Analiza statystyczna objęła wyżej wyszczególnionych chorych z wyłączeniem pacjenta numer 8. Wyłączenie nastąpiło z powodu obniżenia poziomu funkcjonalnego pacjenta nr 8 w skutek zaistniałej pooperacyjnej depresji.

Leczenie operacyjne chorych z mózgowym porażeniem przeprowadzono w celu poprawy ich poruszania się. Wymagało to indywidualizacji w każdym przypadku. Z tego powodu wykonano dodatkowe elementy korekcje operacyjnej (Tabela 2). Wszystkie przeprowadzone procedury operacyjne zgodne są z kryteriami włączenia oraz wyłączenia z grupy chorych.

Tabela 2. Tabela przedstawiająca korekcie operacyjne kończyn dolnych: wartość kątowna derotacji operacyjnej podczas osteotomii nadkolanowej (w stopniach); oznaczenia pacjentów, u których wykonano osteotomie nadkostkową (w stopniach) oznaczenie pacjentów, u których wykonano pozastawową artrodezę wg Grice; oznaczenie wykonanych dodatkowych korekcji w obrębie tkanek miękkich: IP – wydłużenie mięśnia biodrowo-lędźwiowego, AddL – wydłużenie ścięgna mięśnia przywodziciela długiego, ST – wydłużenie ścięgna mięśnia półścięgnistego, SM – wydłużenie ścięgna mięśnia półbłoniastego, Vulpus – wydłużenie mięśnia trójkłowego łydki wg Vulpus’a, Baker – wydłużenie mięśnia trójkłowego łydki wg Baker’a, Achilles – wydłużenie ścięgna Achillesa w „Z”, McBride – korekcja koślawego ustawienia palucha wg McBride’a.

Nr pacjenta	Badana strona	Wartość kątowna derotacji-osteotomia nadkolano wa	Operacje na tkankach miękkich w obrębie biodra	Dystalne wydłużenie mięśni tylnej grupy uda	Wartość kątowna osteotomii nadkostkowej derotacyjnej do wewnątrz	Operacje kostne w obrębie stopy	Operacje tkanek miękkich w obrębie stopy
1	L	30		ST, SM		Grice	McBride
2	L	35					
3	L	30			30	Grice	McBride
4	P	30			30		Achilles
5	L	25					
6	P	25	IP	SM Gr		Grice	PB, PL
	L	25	IP, AddL	SM,Gr			
7	P	35			35		
	L	35	IP	ST, SM, BF			Vulpus
8	P	20	IP, AddL	ST, SM		Grice	Vulpis, McBride
	L	25	IP, AddL	ST, SM	20		
9	P	25			30		Achilles
10	L	25		ST, SM			Vulpus
11	P	30					
12	P	45				Grice	McBride
	L	45				Grice	McBride
13	L	35					
14	P	35					
15	P	30					
	L	30					
16	P	40	AddL				
	L	40	AddL				
17	P	25					Vulpus
	L	35					Baker
18	L	25					
19	P	20				Grice	Baker
20	P	30		ST, SM		Grice	Vulpus
21	P	30					
	L	30					
22	P	30					Vulpus
	L	20					
23	P	40				Grice	
	L	30				Grice	
24	P	25					
	L	25					
25	P	25					
	L	35					

Grupę zdrowych stanowiło 15 osób zdrowych w wieku od 18 do 26 lat, których średnia wieku wynosiła 21,7 lat; masa ciała osób w grupie zdrowych wynosiła od 46 do 90 kg, średnio 67,1kg; wzrost w grupie zdrowych wynosił od 153cm do 182cm, średnia 169,6cm (tabela demograficzna opisująca grupę porównawczą - Tabela 3). W grupie zdrowych analizowane zostały obie kończyny dolne u każdego badanego.

Tabela 3. Tabela demograficzna grupy zdrowych.

Liczba badanych	Wiek w czasie badania (lata)	Wzrost w czasie badania (cm)	Masa ciała w czasie badania (kg)
1	22	175	80
2	24	169	84
3	21	175	65
4	18	153	46
5	19	178	90
6	20	173	70
7	19	176	74
8	24	173	63
9	22	180	65
10	21	182	84
11	26	170	67
12	25	162	50
13	21	160	56
14	23	156	54
15	21	162	58

4. Metodyka badań i oceny wyników

4.1 Harmonogram badań

Chronologiczny plan pracy opisany jest w rozdziale 3.1

Pacjentów zakwalifikowanych do badania badałem klinicznie oraz wykonałem badanie trójwymiarowej analizy ruchu w Pracowni Biomechaniki Ruchu Kliniki Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej UM. W dalszej kolejności byli oni leczeni operacyjnie przez zespół lekarzy Kliniki Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej, a następnie poddani leczeniu rehabilitacyjnemu.

Badanie kontrolne grupy chorych wykonane zostało co najmniej 2 lata i obejmowało badanie kliniczne oraz trójwymiarową analizę ruchu.

Grupa porównawcza, obejmująca ludzi zdrowych, którzy poddani zostali takiemu samemu badaniu trójwymiarowej analizy ruchu.

Wyniki badania wstępnego oraz kontrolnego (z wyłączeniem pacjenta nr 8) porównane zostały wobec siebie, oraz z wynikiem badania grupy zdrowych.

4.2 Metodyka badań

4.2.1 Klasyfikacja funkcjonalna

Określenie poziomu funkcjonalnego pacjentów przeprowadziłem za pomocą skali GMFCS stworzonej na podstawie skali GMFM [19,20,48]. W ocenie ujęte zostały codzienne umiejętności i możliwości funkcjonalne dziecka/osoby dorosłej z mózgowym porażeniem dziecięcym określone na podstawie obserwacji. Klasyfikacja określa docelowe możliwości lokomocji chorego z mózgowym porażeniem; poziom I oznacza najmniejsze uszkodzenie i zarazem najlepsze możliwości, natomiast poziom V określa najcięższe uszkodzenie i całkowitą zależność chorego od opiekunów. Poziomy funkcjonalne zgodnie ze skalą GMFCS opisane są w Aneksie.

Dla potrzeb tego badania kwalifikowałem chorych na II poziomie funkcjonalnym (GMFCS II), którzy charakteryzują się następującymi umiejętnościami lokomocyjnymi: poruszają się swobodnie w pomieszczeniach i na zewnątrz, pokonują schody z pomocą poręczy, widoczne są ograniczenia w możliwości chodzenia po nierównych powierzchniach oraz w miejscach zatłoczonych i nieznanych [48].

4.2.2. Badanie kliniczne

Wszyscy chorzy zostali poddani szczegółowemu, goniometrycznemu badaniu klinicznemu wg karty badania (Aneks, Karta badania dziecka z MPD w Laboratorium Chodu).

Klinicznie, przy pomocy goniometru, badałem następujące parametry:

1. Zakres zgięcia w stawie biodrowym - ruch czynny i bierny
2. Zakres wyprostu w stawie biodrowym – ruch bierny
3. Zakres rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie biodrowym – ruch bierny
4. Antetorsję kości udowej – ruch bierny
5. Zakres zgięcia w stawie kolanowym - ruch czynny i bierny

6. Deficyt wyprostu w stawie kolanowym - ruch czynny i bierny
7. Zakres zgięcia podszwowego stopy - ruch czynny i bierny
8. Zakres zgięcia grzbietowego stopy - ruch czynny i bierny
9. Selektowność ruchu - ruch czynny
10. Siłę mięśniową wg skali Lovett'a [47].

Pacjenci badani byli w pozycji leżącej na plecach i na brzuchu, oraz w pozycji siedzącej (szczegółowy opis poniżej). Badanie wykonywane było przez jedną osobę. Próby bierne wykonywane były trzy razy. Próby czynne wykonywane były pięć razy. W karcie badania odnotowywany był wynik stanowiący najlepszy uzyskany rezultat.

Metodyka Oceny Klinicznej:

1. Zakres zgięcia w stawie biodrowym - ruch czynny i bierny. Pacjent w pozycji leżącej na plecach. Obie kończyny wyprostowane w stawach biodrowych. Jedną kończynę dolną zginałem w stawie biodrowym i kolanowym; w celu kontroli końca zakresu ruchu jedną rękę trzymałem pod okolicą lędźwiową badanego. Ruch czynny badałem w tej samej pozycji, jednak pacjent samodzielnie zginał kończynę dolną w stawie biodrowym i kolanowym.
2. Zakres wyprostu w stawie biodrowym – ruch bierny. Pacjent w pozycji leżącej na plecach. Jedną kończynę dolną zgiętą w stawie biodrowym i kolanowym w celu stabilizacji miednicy, kończyna badana była biernie prostowana przez badającego poza granicę stołu do badania.
3. Zakres rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie biodrowym – ruch bierny – pacjent w pozycji leżącej na brzuchu, kończyna w wyproście w stawie biodrowym i zgięta w stawie kolanowym do 90 st. Rotację wewnętrzną oceniałem wykonując ruch podudziem oddalając je od linii pośrodkowej ciała pacjenta; ruch rotacji zewnętrznej – przemieszczając podudzie w kierunku linii pośrodkowej ciała pacjenta.
4. Antetorsję kości udowej – ruch bierny – pacjent w pozycji leżącej na brzuchu, badanie analogiczne jak badanie zakresu ruchu rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, w momencie, w którym obrys zewnętrzny krętarza większego wydał się być najbardziej bocznie, kąt antetorsji stanowi kąt pomiędzy osią goleni a pozycją pośrednią [49].
5. Zakres zgięcia w stawie kolanowym - ruch czynny i bierny – badany w pozycji leżącej na plecach. Kończyna dolna w pozycji swobodnej w maksymalnym wyproście badana poprzez wykonanie ruchu zgięcia w badanym stawie.
6. Wyprost w stawie kolanowym - ruch czynny i bierny – badany w pozycji siedzącej, kończyna dolna zgięta w stawie biodrowym 90st, cała długość segmentu udowego znajdowała się na stole do badania w celu unieruchomienia, tak aby goleń swobodnie zwisała, a staw kolanowy był w 90st zgięcia, wykonywano ruch prostowania stawu.
7. Zgięcie podszwowe stopy - ruch czynny i bierny – badany w pozycji jak podczas badania ruchu wyprostu stawu kolanowego.
8. Zgięcie grzbietowe stopy - ruch czynny i bierny - badany w pozycji jak podczas badania ruchu wyprostu stawu kolanowego.

9. Selektowność ruchu - ruch czynny - określany w skali trójstopniowej 0-1-2, w zależności od odpowiedzi ruchowej na polecenie zgięcia grzbietowego palucha, zgięcia grzbietowego i poduszowego stopy oraz zgięcia i wyprostu w stawie kolanowym. 0 oznacza ruch całej kończyny, 1 oznacza formy pośrednie określane jako niepełna selektowność ruchu, natomiast 2 oznacza pełną selektowność ruchu [1,3].
10. Siłę mięśniową wg skali Lovett'a [47].

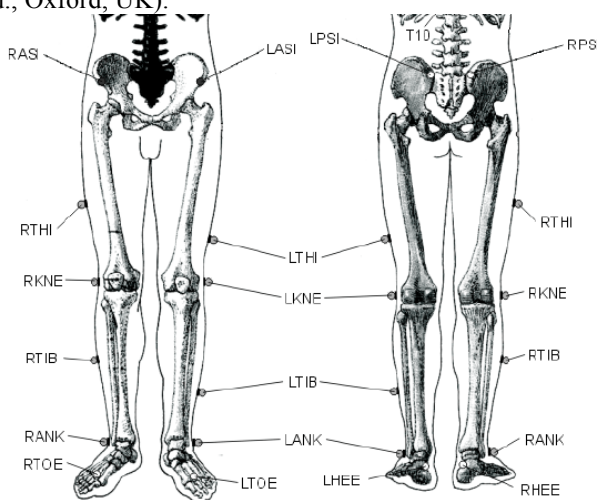
Badania 1,2,5 – 10 wykonywane były w celu włączenia do grupy chorych.

Badania 3 i 4 wykonywane były w celu włączenia do grupy chorych oraz późniejszej analizy matematycznej.

4.2.3 Badanie kinematyczne ruchu

Trójwymiarową analizę ruchu przeprowadziłem w na bazie systemu Vicon 460. System zbudowany jest z sześciu kamer 50Hz, które emitują i odbierają jedną długość światła podczerwonego. Światło odbijane jest od markerów umieszczonych na punktach anatomicznych badanego pacjenta, zgodnie z założeniami Plug in Gait® (Vicon®), zgodnego z konwencjonalnym modelem chodu (ang.: conventional gait model).

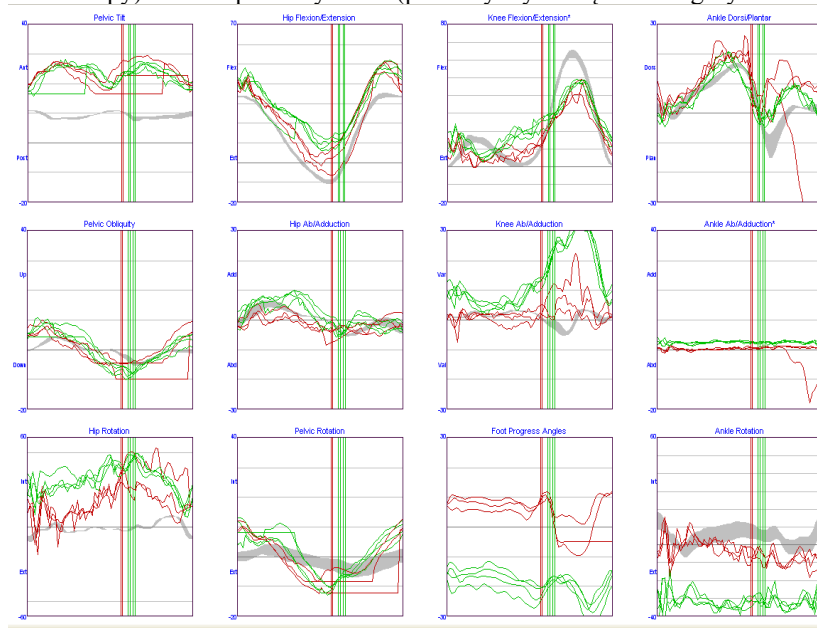
Ryc. 4: Anatomiczne miejsca lokalizacji markerów (Plug-in-Gait Marker Placement (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK)).



Odwzorowanie ruchu pacjenta następuje na podstawie trajektorii markerów, uzyskanych w czasie poruszania się pacjenta w przestrzeni chorych. Jest on odzwierciedlony jako ruch sztywnych segmentów: miednicy, prawego i lewego uda, prawego i lewego podudzia oraz prawej i lewej stopy z wykorzystaniem algorytmów odwrotnej dynamiki (gdzie każdy segment opisany jest przez co najmniej trzy markery). Punktem odniesienia badania jest układ współrzędnych laboratorium, natomiast miejscem odniesienia badanych segmentów ciała jest segment proksymalny: udo wobec miednicy, goleń wobec uda, stopa wobec goleni (staw skokowo-goleniowy i kompleks podskokowy w jednym).

Na ich podstawie system Vicon® przelicza centra obrotu w stawach i przedstawia w formie graficznej.

Ryc. 5: Przykładowy wynik badania chodu w formie graficznego odwzorowania ruchu w poszczególnych stawach (w kolumnach od lewej: ruch miednicy, ruch w stawie biodrowym, kolanowym i ruchu stopy) i trzech płaszczyznach (płaszczyzny w rzędach od góry: strzałkowa, czołowa i poprzeczna).



Metodyka badania kinematycznego

Pacjenci badani byli podczas poruszania się z dowolnie wybraną przez siebie prędkością (taką, która jest dla nich naturalna) zgodnie z konwencją badania chodu, w celu uniknięcia wpływu narzuconej prędkości oraz zminimalizowania wpływu prędkości chodu na naturalny swobodny ruch w stawie kolanowym.

Markery przymocowane były do pacjenta przy pomocy plastra, w punktach anatomicznych zgodnych z konwencjonalnym modelem chodu. Wykorzystano następujące punkty anatomiczne:

1. Kolce biodrowe przednie górne
2. Kość krzyżową – środek odległości pomiędzy kołcami biodrowymi tylnymi górnymi
3. Kłykieć boczny kości udowej w osi ruchu stawu kolanowego
4. Powierzchnia boczna uda - w osi od szczytu krętarza do markera na kłykcium bocznym kości udowej
5. Kostka boczna
6. Powierzchnia boczna goleni – w osi pomiędzy markerem na kostce bocznej i kłykcium bocznym kości udowej
7. Głowa drugiej kości śródstopia, na powierzchni grzbietowej stopy
8. Guz piętowy – marker umieszczony na takiej samej wysokości od podłoża jak marker ponad głową drugiej kości śródstopia.

Badanie polegało na kilkunastokrotnym, swobodnym przejściu przez pacjenta 10m, w tym pokonania przestrzeni wirtualnej. W tym czasie zbierane są dane dotyczące trajektorii markerów (dla systemu widoczne są tylko obiekty odbijające światło) umocowanych na ciele pacjenta. Dane te są następnie kalkulowane zgodnie z zasadami odwrotnej dynamiki i odwzorowywane na ekranie w formie punktów umieszczonych w przestrzeni, ponad podstawą przestrzeni (podłogą pracowni), w której nastąpiło

badanie. Odległości pomiędzy markerami oraz ich umiejscowienie odpowiadają sylwetce badanego pacjenta. Trajektorie poruszających się markerów odwzorowują jego ruch.

Metodyka analizy badania kinematycznego

Zebrane informacje na temat ruchu podlegają następnie dalszym procesom matematycznym wykonywanym przez system do analizy ruchu. Markery wymagają określenia swojego położenia na pacjencie zgodnie z opisaną powyżej lokalizacją. System kalkuluje centrum obrotu w stawach: biodrowych, kolanowych i skokowych zgodnie z wprowadzonymi danymi (wzrost, masa ciała, odległość krętarz większy - podłoże) oraz lokalizacją markerów. Kolejnym krokiem jest określenie punktów kluczowych cyklu chodu: początku kontaktu z podłożem oraz oderwania stopy (ang.: toe off (TO)) w celu określenia fazy podporu oraz fazy przeniesienia kończyny.

Na podstawie tak opisanych pięciu przejść (z których każde zawiera co najmniej trzy pełne cykle chodu) tworzony jest raport z badania. Zawiera on graficzne odwzorowanie ruchu w poszczególnych stawach w trzech płaszczyznach (Ryc. 5).

Przy pomocy systemu Vicon® zebrałem następujące dane: ustawienie kątowe w płaszczyźnie strzałkowej w stawie kolanowym, kąt progresji stopy, wartości prędkości liniowej i kątowej poruszania się stawu kolanowego podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej oraz dane czasowo-przestrzenne poruszania się pacjentów z grupy chorych i z grupy zdrowych.

Parametrem kinematycznym opisującym ustawienie rotacyjne (płaszczyzna poprzeczna) kończyny podczas chodu jest kąt progresji stopy, w systemie Vicon 460 zawarty pomiędzy osią stopy a osią długą pracowni biomechaniki, wzdłuż której porusza się badany pacjent.

Badanie i praca obejmują ocenę parametrów ruchu w czasie przygotowania kończyny do przeniesienia oraz początkowej przeniesienia. Dane obejmują czas przygotowania kończyny do przeniesienia (20% cyklu chodu przed oderwaniem palucha) oraz fazę początkową przeniesienia kończyny (20% cyklu chodu po oderwaniu palucha). Centralnym punktem badanego fragmentu cyklu chodu jest oderwanie palucha od podłoża (TO). Badani pacjenci odrywali paluch od podłoża w różnym procentowym czasie cyklu chodu, jednak wszyscy z grupy chorych odrywali paluch później niż badani z grupy kontrolnej. Z uwagi na fakt, że oderwanie palucha nie występowało dokładnie w tej samej procentowej jednostce czasu, dane uzyskane od poszczególnych chorych, wyrównałem zgodnie z danymi czasowo-przestrzennymi (% oderwania palucha – ang.: toe off %) w taki sposób, aby TO było centralnym punktem badanego fragmentu cyklu chodu dla wszystkich badanych.

4.2.4 Leczenie operacyjne

Leczenie operacyjne obejmowało korekcję deformacji statycznych kości udowych oraz tkanek miękkich. Korekcja operacyjna – jednoczasowa wielopoziomowa korekcja deformacji statycznych (ang.: single event multilevel surgery SEMLS) obejmowała osteotomie kości udowej i korekcji deformacji rotacyjnej oraz dodatkowe procedury operacyjne (Tabela 2). Korekcja - derotacja kości udowej wykonywana była w ten sposób aby w pozycji wyprostu kończyny w stawie biodrowym zakres ruchu rotacji wewnętrznej równy był zakresowi ruchu rotacji zewnętrznej, natomiast w pozycji zgięcia w stawie biodrowym do 90

stopni, zakres ruchu rotacji zewnętrznej był dwukrotnie większy od zakresu ruchu rotacji wewnętrznej. Na podstawie analizy dokumentacji medycznej, śródoperacyjny pomiar korekcji wynosił średnio 30,3° (od 20° do 45°). Osteotomia nadkłykciowa kości udowej stabilizowana była przy pomocy płyty kątowej 95° typu kompresyjnego. Kończyny dolne były unieruchomione w opatrunku gipsowym na okres 4-6 tygodni, po tym czasie następowała stopniowo intensyfikowana kinezyterapia mająca na celu zwiększenie zakresu ruchów w obrębie stawów kończyn dolnych, oraz zwiększenie siły mięśni kończyn dolnych. Częściowe obciążanie operowanych kończyn następowało po 6 tygodniach od dnia operacji. Całkowite obciążanie kończyn dolnych następowało 12 tygodni po operacji.

4.3 Metodyka oceny wyników

4.3.1 Metodyka oceny badania klinicznego

Na podstawie wyników badania klinicznego rotacji w stawie biodrowym w badaniu pierwszym oraz w badaniu kontrolnym grupy chorych określiłem istotność różnicy uzyskanej korekcji zmiany płaszczyzny ruchu kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej, jako wynik leczenia operacyjnego.

4.3.2 Metodyka oceny badania kinematycznego

Wyniki badania kinematycznego przed i pooperacyjnego w postaci danych uzyskanych z programu Polygon®: ustawienie kątove w płaszczyźnie strzałkowej w stawie kolanowym, kąt progresji stopy, wartość prędkości liniowej i kątovej stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej; porównałem ze sobą, w celu określenia ich zmiany.

Dane grupy chorych porównałem także z danymi grupy zdrowych w celu określenia trendu zmiany po leczeniu operacyjnym – zbliżenie lub oddalenia do danych grupy kontrolnej.

Prędkość liniowa i kątova ruchu stawu kolanowego w przestrzeni wraz z odpowiednim ustawieniem kątowym kończyny dolnej w stawie w czasie ruchu stanowią warunki jakie występują podczas ruchu zgięcia w stawie kolanowym, w czasie przenoszenia kończyny u chorych z mózgowy porażeniem GMFCS II oraz u ludzi zdrowych.

Wyniki badania przedoperacyjnego porównałem z wynikami z badania pooperacyjnego oraz wyniki z obu badań z danymi uzyskanymi z badania grupy zdrowych.

Oceńałem także wartości korekcji kąta progresji stopy jako miarę korekcji deformacji statycznych podczas chodu – w warunkach dynamicznych.

Wyniki badań kinematycznych przedstawione są w tabelach oraz graficznie w postaci wykresów. Oś Y przedstawia zmienną: wartości kątove ustawienia w stawie w czasie badanej ewolucji – przygotowania do przeniesienia oraz początkowej przeniesienia kończyny, prędkością liniową stawu lub prędkością kątową. Oś X przedstawia czas ewolucji w formie jednostek, z których każda wynosi 2% cyklu chodu. Punkt środkowy osi X (jednostka 30) odpowiada 60% cyklu chodu. Jest to czas, w którym kończy się faza podporu kończyny, a rozpoczyna faza przeniesienia. Analiza obejmuje końcowe 20% fazy podporu oraz początkowe 20% fazy przeniesienia.

4.3.3 Analiza statystyczna wyników

Uzyskane wyniki poddałem analizie statystycznej parametrycznej. Dane ilościowe scharakteryzowane są poprzez określenie wartości średnich, odchylenia standardowego, wartości minimalnych i maksymalnych. W celu ich analizy wykorzystane zostały testy parametryczne.

Dane, których rozkład nie jest zgodny z rozkładem normalnym zostały analizowane przy pomocy testów nieparametrycznych. W tych przypadkach mediana stanowi odzwierciedlenie grupy, zostało to dodatkowo zaznaczone w tekście.

Odstąpiłem od analizy statystycznej zakresu ruchu grupy zdrowych, ponieważ uznałem, to za niecelowe, z uwagi na spodziewane istotne różnice w zakresie ruchu i selektywności w porównaniu z grupą chorych. Korelacje zostały przeprowadzone z wykorzystaniem współczynnika korelacji rang Spearman'a.

5. Wyniki

Ocenałem ruch zgięcia w stawie kolanowym podczas chodu w grupie zdrowych i grupie chorych. Zdarzenia jakie dzieją się ze stawem kolanowym podczas ostatnich 20% fazy podporu i początkowych 20% fazy przeniesienia określiłem pojęciem ewolucja ruchu. Rozumiem przez to ciąg zmian jakie zachodzą w obrębie stawu kolanowego podczas badanych 40% cyklu chodu.

5.1. Grupa zdrowych

5.1.1 Badanie kliniczne

Zdrowi ochotnicy, którzy weszli w skład grupy zdrowych wykazywali prawidłowy zakres ruchu biernego w stawach: biodrowych, kolanowych, oraz skokowo-goleniowych. Ruch czynny także był w pełnym zakresie i charakteryzował się pełną swobodną kontrolą i bardzo dobrą selektywnością.

5.1.2 Badanie kinematyczne

Osoby zdrowe badałem w celu określenia referencyjnych wartości wobec badanych parametrów. Badanie obejmowały zakres ruchu, prędkość linowa, prędkość kątowna oraz kąt progresji stopy.

5.1.2.1 Wynik – wartość kąta progresji stopy

Kąt progresji stopy przedstawiony jest w tabeli nr 4. Średnia kąta progresji stopy kształtuje się w zakresie wartości ujemnych - ustawienie zewnętrzne. Początkowo większa – 6 stopni, następnie sukcesywnie zmienia się w kierunku wewnętrznym osiągając najmniejsze ustawienie zewnętrzne – 2,2 stopnia - tuż po oderwaniu palucha od podłoża. W dalszej kolejności kąt progresji stopy zaczyna zwiększać wartość kątowne ustawienia zewnętrznego.

Tabela 4: Średnia wartość kąta progresji stopy w stopniach, grupa zdrowych.

Grupa zdrowych % cyklu chodu	Kąt progresji stopy – grupa zdrowych	
	Średnia	Odchylenie standardowe
40	-5,8	1,1
42	-5,9	1,1
44	-6,1	1,1
46	-6,2	1,1
48	-6,1	1,1
50	-5,9	1,1
52	-5,5	1,1
54	-5,0	1,2
56	-4,5	1,2
58	-4,0	1,2
60	-3,3	1,2
62	-2,7	1,2
64	-2,2	1,2
66	-2,4	1,3
68	-3,0	1,3
70	-3,7	1,3
72	-4,4	1,4
74	-5,1	1,4
76	-5,7	1,5
78	-6,3	1,5
80	-6,8	1,5

5.1.2.2 Wynik - ustawienie kątowe w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej.

Zakres ruchu stawu kolanowego przedstawiony jest w tabeli 5. Od początku ocenianej ewolucji ruchu kończyna dolna w stawie kolanowym znajduje się w minimalnym zgięciu – 6 stopni. Pozostaje ona w niewielkim zakresie zgięcia do czasu odciążenia w PSw. Następnie powoli ulega zgięciu do 20 stopni podczas oderwania palucha (20% cyklu chodu), aby w ciągu kolejnych 14% cyklu chodu zwiększyć zgięcie 2,5 razy - do 51,4 stopni. W dalszej kolejności zgięciowe ustawienie w stawie kolanowym zmniejsza się.

Tabela 5: Ustawienie kończyny dolnej w stawie kolanowym w stopniach, grupa zdrowych.

Grupa zdrowych	Ustawienie w stawie kolanowym – grupa zdrowych	
	% cyklu chodu	Średnia Odchylenie standardowe
40	6,6	0,8
42	6,4	0,8
44	6,4	0,8
46	6,7	0,8
48	7,3	0,9
50	8,2	0,9
52	9,6	0,9
54	11,3	0,9
56	13,8	0,9
58	16,9	0,9
60	20,8	1,0
62	25,6	1,0
64	31,3	1,0
66	37,1	1,0
68	42,5	1,1
70	46,9	1,1
72	49,9	1,1
74	51,5	1,1
76	51,7	1,1
78	50,4	1,1
80	47,8	1,1

5.1.2.3 Wynik prędkość liniowa stawu kolanowego (mm/s) w płaszczyźnie strzałkowej.

Prędkość liniowa przedstawiona jest w tabeli 6. Prędkość liniowa stawu kolanowego w czasie badanej ewolucji ruchu w stawie kolanowym początkowo rośnie powoli, aby tuż przed oderwaniem palucha od podłoża zacząć szybciej zwiększać wartości. Szczyt prędkości liniowej 1968,9mm/s występuje przed szczytowym zgięciem w stawie kolanowym, w 8.% cyklu chodu po oderwaniu palucha. Następnie prędkość liniowa stopniowo maleje.

Tabela 6: Prędkość liniowa stawu kolanowego w mm/s – grupa zdrowych.

Grupa zdrowych	Ustawienie w stawie kolanowym – grupa zdrowych	
% cyklu chodu	Średnia	Odchylenie standardowe
40	477,4	23,3
42	524,0	24,4
44	568,8	26,7
46	621,1	27,8
48	691,2	30,4
50	792,7	33,3
52	906,3	36,7
54	1044,2	39,8
56	1209,5	43,9
58	1394,9	47,7
60	1571,4	50,1
62	1720,6	52,4
64	1839,7	54,4
66	1920,7	54,9
68	1968,9	56,0
70	1960,9	56,5
72	1918,8	53,2
74	1859,0	48,1
76	1765,7	44,6
78	1659,9	42,9
80	1537,9	42,3

5.1.2.4 Wynik prędkość kątowna stawu kolanowego w stopniach /s – w płaszczyźnie strzałkowej.

Prędkość kątowna stawu kolanowego grupy zdrowych przedstawiona jest w tabeli 7. Prędkość kątowna w stawie kolanowym kształtuje się na równym poziomie około 135st/s. na początku analizowanej ewolucji ruchu. Następnie w okresie oderwania palucha rośnie niemalże dwukrotnie do 261,4 stopnia na sekundę i dość szybko spada do poziomu sprzed piku wzrostu – około 135st/s.

Tabela 7: Prędkość kątowna stawu kolanowego w stopniach /s – grupa zdrowych.

Grupa zdrowych	Ustawienie w stawie kolanowym – grupa zdrowych	
% cyklu chodu	Średnia	Odchylenie standardowe
40	139,6	4,0
42	140,4	4,0
44	139,6	4,1
46	137,4	4,1
48	136,6	4,4
50	133,4	4,9
52	125,9	5,7
54	130,4	6,2
56	148,8	7,0
58	175,6	7,4
60	206,5	7,6
62	243,3	7,8
64	261,4	7,3
66	253,7	7,0
68	224,4	6,9
70	179,6	6,7
72	148,6	5,8
74	136,6	4,9
76	134,9	4,8
78	136,3	5,1
80	157,0	6,1

5.1.2.5 Parametry czasowo-przestrzenne

Wartości parametrów czasowo-przestrzennych grupy zdrowych przedstawione są w tabeli 8 (Aneks tabela nr 8).

5.2 Grupa chorych

5.2.1. Badanie kliniczne

5.2.1.1 Wynik rozkładu badanych parametrów

Oceniane parametry zakresu ruchu obejmujące: ruch czynny i bierny w stawie kolanowym oraz zakres rotacji w stawie biodrowym, jak i klinicznie badana antetorsja kości udowej, masa ciała i wzrost pacjentów są przedstawione w tabeli 9. (badanie przedoperacyjne) i 10. (badanie pooperacyjne); (Aneks tabela 9, tabela 10).

Rozkład wyników poszczególnych wyżej wymienionych parametrów mierzonych podczas badania przedoperacyjnego znajduje się w tabelach 11 – 19 (Aneks tabele 11 - 19).

Rozkład wyników poszczególnych wyżej wymienionych parametrów mierzonych podczas badania kontrolnego znajduje się w tabelach 20 – 28 (Aneks tabele 20 - 28).

5.2.1.2 Wynik zmiany warunków ruchu w stawie kolanowym – kątowa zmiana płaszczyzny ruchu po osteotomii derotacyjnej.

Leczenie operacyjne deformacji statycznej poprzez osteotomię derotacyjną kości udowej zmienia, w płaszczyźnie poprzecznej, ustawienie płaszczyzny zgięcia stawu kolanowego (płaszczyzna strzałkowa). Wartości zakresu ruchu w stawie biodrowym przed i po leczeniu operacyjnym: rotacji wewnętrznej, rotacji zewnętrznej i antetorsji kości udowej, podane są w tabeli 29. Obserwowana różnica wyników przed i po leczeniu operacyjnym jest istotna statystycznie ($p < 0,000000$).

Tabela 29 - Wartości porównanie badania klinicznego przed i po leczeniu operacyjnym (test T dla prób parametrycznych).

Parametr klinicznej oceny	Przed operacją		Po operacji		p
	Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe	
Rotacja wewnętrzna	72,3514	12,35407	40,2703	10,27037	0,000000
Rotacja zewnętrzna	12,5676	10,11199	33,9730	12,89377	0,000000
antetorsja	40,9189	12,14582	13,8649	6,06979	0,000000

5.2.2 Badanie kinematyczne

5.2.2.1 Wyniki zmiany kąta progresji stopy w wyniku zastosowanego leczenia.

Zmiana kąta progresji stopy ocenianego przed i po leczeniu operacyjnym odzwierciedla efekt funkcjonalny korekcji deformacji statycznej. Wynik znajduje się w tabeli 30.

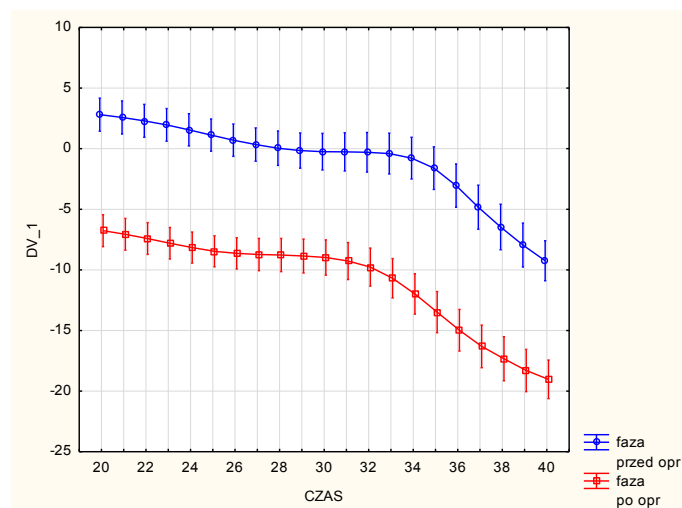
Od 40-60 % cyklu chodu stopa oparta na podłożu, w 60% następuje oderwanie palucha należy zwrócić uwagę że wartości przedoperacyjne były wartościami dodatnimi (rot wewnętrzna stopy) i nieznacznie ujemnymi tuż przed oderwaniem palucha (rot zew). W czasie przenoszenia cały czas utrzymywała się wartość ujemna (rotacja zewnętrzna), gdzie maksymalna wartość wynosiła 8 stopni. W badaniu pooperacyjnym przez cały analizowany czas chodu utrzymuje się zewnętrzną progresję stopy (wartości

ujemne), w momencie oderwania stopy średnia wartość parametru jest około 6 x większa od wartości przed przedoperacyjnej, osiągając w końcu okresu obserwacji chodu wartość 18 stopni progresji zewnętrznej. Kąt progresji stopy zmienił się na wartości zewnętrzne ($p < 0,000000$), a także zmiana badanego fragmentu cyklu chodu w czasie jest istotna ($p = 0,000058$).

Tabela 30: Kąt progresji stopy w przedoperacyjne badaniu chodu – w stopniach.

Kąt progresji stopy – grupa chorych				
% cyklu chodu	Przed operacją		Po operacji	
	Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe
40	1,0	1,1	-6,0	1,1
42	0,7	1,1	-6,3	1,1
44	0,5	1,1	-6,7	1,1
46	0,2	1,1	-7,0	1,1
48	-0,1	1,1	-7,4	1,1
50	-0,5	1,1	-7,7	1,1
52	-0,9	1,1	-7,8	1,1
54	-1,2	1,2	-7,9	1,1
56	-1,4	1,2	-7,9	1,1
58	-1,6	1,2	-8,0	1,2
60	-1,6	1,2	-8,0	1,2
62	-1,6	1,2	-8,3	1,2
64	-1,6	1,2	-8,7	1,2
66	-1,7	1,3	-9,6	1,3
68	-2,0	1,3	-10,9	1,3
70	-2,7	1,3	-12,4	1,3
72	-3,7	1,4	-13,9	1,4
74	-4,9	1,4	-15,2	1,4
76	-6,1	1,5	-16,1	1,5
78	-7,4	1,5	-17,0	1,5
80	-8,6	1,5	-17,7	1,4

Tabelę 30 obrazuje rycina 6:



Ryc. 6 - Kąt progresji stopy, kolor niebieski przed leczeniem operacyjnym, kolor czerwony po leczeniu operacyjnym, „wąsy” określają 95% przedziały ufności. Oś czasu (X) opisana jest za pomocą jednostek cyklu chodu (20 - odpowiada 40% cyklu chodu, 30- odpowiada 60% cyklu chodu, 40 - odpowiada 80% cyklu chodu). Oś Y opisuje kąt progresji stopy, gdzie wartości dodatnie to wewnętrzny kąt progresji stopy, a ujemne – zewnętrzny.

Leczenie operacyjne chorych z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego jest ukierunkowane na poprawę funkcjonalną. W czasie leczenia operacyjnego korekcji poddawane są deformacje statyczne KD. Nieznany pozostaje wpływ zaburzonego bilansu mięśniowego, który w połączeniu z deformacjami statycznymi daje obraz zaburzeń dynamicznych.

W ocenie klinicznej rotacja wewnętrzna i zewnętrzna w stawie biodrowym oraz antetorsja kości udowej uległy znacznej zmianie: rotacja wewnętrzna i antetorsja zmniejszeniu, rotacja zewnętrzna zwiększeniu. W badaniu dynamicznym, jakim jest badanie chodu, kąt progresji stopy zmienił się także na zewnętrzną (zgodnie z procedurą operacyjną), jednakże o wartość wynoszącą około 1/3 korekcji deformacji dokonanej podczas osteotomii derotacyjnej kości udowej. Korelacja między kątem progresji stopy a kątem antetorsji wynosi -0,34 i jest istotna na poziomie $p = 0,046$.

W 4 przypadkach, oprócz osteotomii derotacyjnej kości udowej (na zewnątrz), wykonano osteotomię derotacyjną nadkostkową kości piszczelowej (do wewnątrz), znosząc nadmierną torsję zewnętrzną goleni. Analiza statystyczna wykazała, że wartość osteotomii nadkostkowej zmniejszyła zmianę wartości kąta progresji stopy, jednakże wpływ ten nie był statystycznie istotny ($p = 0,43$).

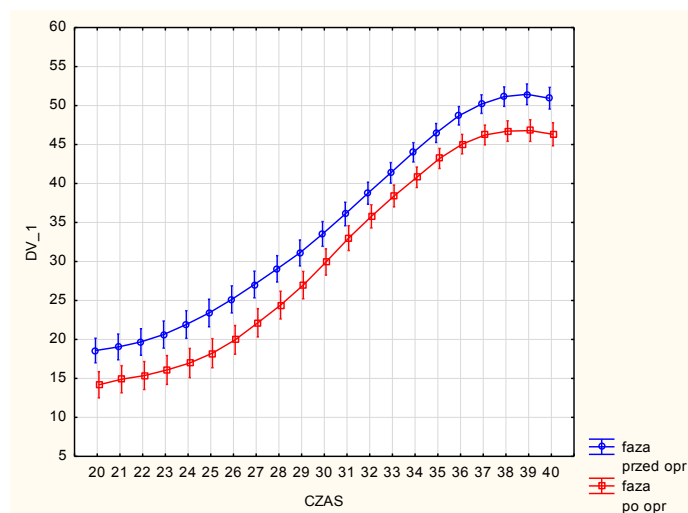
5.2.2.2 Wynik zmiany ustawienia kąтового w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej w wyniku leczenia operacyjnego.

Tabela 31 przedstawia średnie wartości kątowe ustawienia kończyny w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej. W czasie badanej ewolucji ruchu kończyna dolna w stawie kolanowym w grupie chorych znajduje się w zgięciu – 19 stopni. Pozostaje ona w zakresie zgięcia 20-30 stopni do czasu oderwania palucha (60%). Następnie ulega szybszemu zgięciu do 51,7 stopni w 78% cyklu chodu. Po leczeniu operacyjnym ustawienie zgięciowe w stawie kolanowym zmniejszyło się. Chorzy podczas fazy podporu stoją na kończynie mniej zgiętej czyli bardziej wyprostowanej, ustawienie w stawie wynosi w 14 stopni zgięcia. W dalszej kolejności zgięciowe ustawienie w stawie kolanowym zwiększyło się, dodatkowo dynamika przyrostu wartości ustawienia chwilowego jest większa niż przed operacją. Maksymalny szczyt zgięcia występuje w tej samej jednostce czasu (78%) i wynosi 48,3 stopnia. Zmiana wartości ustawienia kąтового w stawie kolanowym jest istotna ($p < 0,00000$), jak również zmiana badanej ewolucji w czasie ($p = 0,008099$).

Tabela 31: Średnia wartości kątowych ustawienia kończyny w stawie kolanowym – w stopniach.

Ustawienie w stawie kolanowym – grupa chorych				
Grupa chorych	Przed operacją		Po operacji	
% cyklu chodu	Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe
40	19,1	0,8	14,7	0,8
42	19,6	0,8	15,5	0,8
44	20,2	0,8	16,1	0,9
46	21,1	0,9	16,9	0,9
48	22,4	0,9	18,0	0,9
50	23,8	0,9	19,3	0,9
52	25,5	0,9	21,0	0,9
54	27,3	0,9	23,0	0,9
56	29,2	0,9	25,1	1,0
58	31,2	1,0	27,5	1,0
60	33,5	1,0	30,3	1,0
62	36,1	1,0	33,3	1,1
64	38,7	1,1	36,1	1,1
66	41,4	1,1	38,8	1,1
68	44,1	1,1	41,4	1,1
70	46,6	1,1	44,0	1,1
72	48,9	1,1	45,9	1,1
74	50,4	1,1	47,3	1,1
76	51,3	1,1	48,0	1,1
78	51,7	1,1	48,3	1,1
80	51,2	1,1	47,9	1,2

Tabelę 31 obrazuje rycina 7.



Ryc. 7. Zmiana ustawienia kąтового w płaszczyźnie strzałkowej w wyniku leczenia; kolor niebieski przed leczeniem operacyjnym, kolor czerwony po leczeniu operacyjnym. Ustawienie kątowe w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej. Oś czasu (X) opisana jest za pomocą jednostek cyklu chodu (20 - odpowiada 40% cyklu chodu, 30- odpowiada 60% cyklu chodu, 40 - odpowiada 80% cyklu chodu). Oś Y opisuje kątowe ustawienie w płaszczyźnie strzałkowej.

W wyniku leczenia operacyjnego chorzy z grupy chorych w końcowej fazie podporu mają mniejsze zgięcie w stawach kolanowych (badane w płaszczyźnie strzałkowej). Wobec powyższego faza podporu odbywa się na kończynie bardziej wyprostowanej w stawie kolanowym, czyli można wnioskować funkcjonalnej korekcji chodu kucznego. Następuje to „kosztem” szczytowego zakresu zgięcia w stawie

kolanowym, które uległo zmniejszeniu. Jednak podczas normalnego chodu wymagany minimalny zgięciem w stawie kolanowym jest 45° [1], które nadal ma miejsce.

Nachylenie krzywej do osi czasu uległo zwiększeniu, co oznacza, że prędkość z jaką zgina się staw kolanowy ulega zwiększeniu.

Szczytowy punkt przegięcia krzywej - chwilowe największe zgięcie stawu kolanowego – pozostało w tej samej jednostce czasu cyklu chodu. Stanowi to pośredni, że sekwencja aktywności włączania poszczególnych grup mięśniowych w cyklu chodu nie uległa zmianie.

5.2.2.3 Wyniki zmiany prędkości ruchu - prędkość liniowa stawu kolanowego w mm/s

Prędkość liniowa (v) jest podstawowym parametrem ruchu określającym pokonaną odległość (d) w czasie (t) ($v=d / t$).

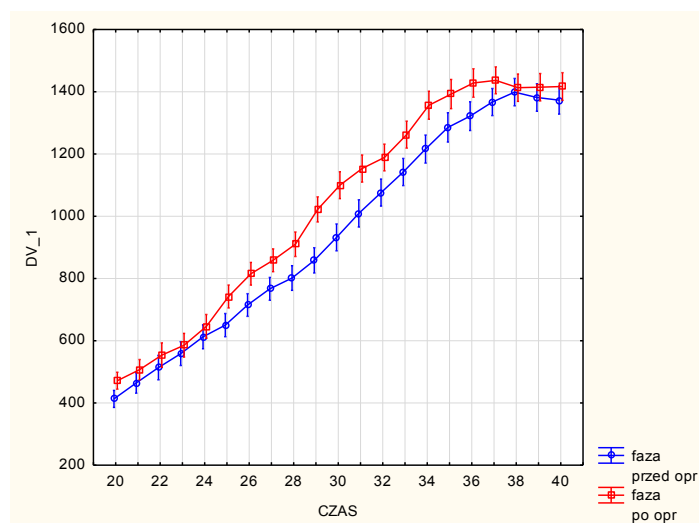
Chorzy z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego (GMFCS II, zgodni z kryteriami włączenia do badania) poruszają się wolniej od osób zdrowych. Prędkość liniowa poruszania się stawu kolanowego jest przedstawiona w tabeli 32. Prędkość ruchu stawu kolanowego, w czasie badanego fragmentu cyklu chodu, w grupie chorych rozpoczyna się od wartości 425,9mm/s, następnie powoli wzrasta do PSw i od oderwania palucha od podłoża, zaczyna szybciej wzrastać prawie do końca badanego fragmentu cyklu chodu (76% - 1438 mm/s). Ci sami chorzy po leczeniu wykazują wyższą prędkość początkową ruchu, szybki przyrost prędkości obserwowany jest wcześniej aniżeli przed operacją, podobnie najwyższe prędkości występują wcześniej (od 72%) i występują dłużej (72%-80%).

Zmiana wartości prędkości liniowej stawu kolanowego jest istotna ($p = 0,00001$), jak również zmiana prędkości liniowej w czasie ($p < 0,00000$).

Tabela 32: Prędkość liniowa poruszania się stawu kolanowego w mm/s, grupa chorych.

Prędkość liniowa stawu kolanowego – grupa chorych				
Grupa chorych	Przed operacją		Po operacji	
% cyklu chodu	Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe
40	425,9	19,7	481,3	19,5
42	469,3	20,6	515,2	20,4
44	512,7	22,6	554,3	22,4
46	559,0	23,5	585,1	23,3
48	610,4	25,7	647,9	25,5
50	651,7	28,2	735,8	28,0
52	712,7	31,1	794,9	30,8
54	766,9	33,7	827,9	33,4
56	811,6	37,2	877,0	36,8
58	874,2	40,4	990,2	40,0
60	952,0	42,4	1069,4	42,0
62	1027,1	44,4	1123,0	44,0
64	1096,9	46,0	1151,6	45,6
66	1163,9	46,5	1226,3	46,1
68	1239,1	47,4	1324,7	47,0
70	1309,3	47,8	1358,6	47,4
72	1361,8	45,0	1394,0	44,6
74	1416,0	40,7	1410,1	40,3
76	1438,0	37,8	1396,2	37,4
78	1417,4	36,3	1405,0	36,0
80	1399,0	35,8	1406,3	35,5

Rycina 8 obrazuje ewolucję zmiany prędkości liniowej stawu kolanowego przedstawioną w tabeli 32.



Rycina 8: grupa chorych: prędkość liniowa stawu kolanowego w mm/s: kolor czerwony – badanie przedoperacyjne, kolor niebieski – badanie pooperacyjne. Oś czasu (X) opisana jest za pomocą jednostek cyklu chodu (20 - odpowiada 40% cyklu chodu, 30- odpowiada 60% cyklu chodu, 40 - odpowiada 80% cyklu chodu). Oś Y opisuje wartości prędkości liniowej.

5.2.2.4 Wyniki zamiany prędkości kątowej stawu kolanowego w stopniach/s.

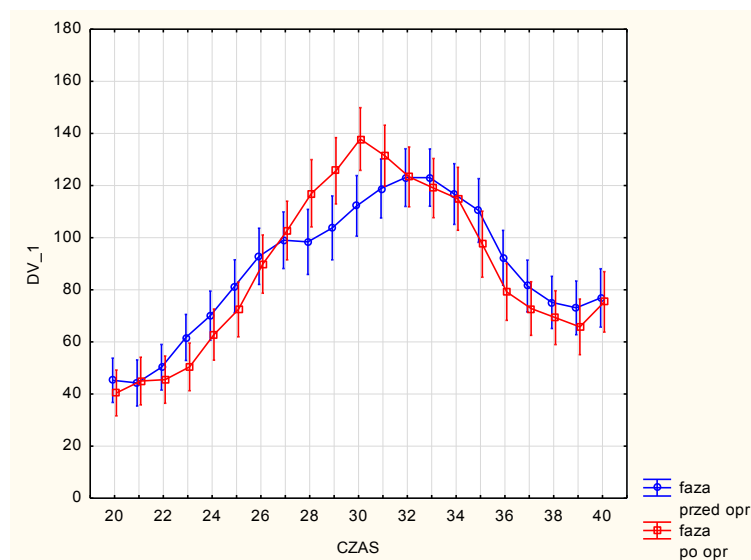
Prędkość kątowa (ω) jest podstawowym parametrem ruchu obrotowego określająca pokonany kąt w stopniach (deg) w czasie (t) ($\omega = \text{deg} / t$).

Staw kolanowy podczas każdego cyklu chodu wykonuje ewolucję zgięcia i wyprostu, której fragment opisano powyżej za pomocą prędkości kątowej. W której czasie prędkość kątowa stawu zmienia się w następujący sposób – tabela 33. Początkowo staw zgina się ze stałą prędkością 40 stopni/s, następnie w czasie około oderwania palucha prędkość zginania wzrasta (50%-60%), ze szczytem podczas oderwania palucha (60%), aby powoli zmniejszyć się do końca badanego fragmentu cyklu chodu. Okazuje się, że po leczeniu operacyjnym początkowa prędkość zginania stawu jest mniejsza 38,8 stopnia/s. Następnie powoli wzrasta, aby o 4% cyklu chodu wcześniej zacząć wzrastać i osiągnąć najwyższe wartości powyżej najwyższych wartości przedoperacyjnych dokładnie w chwili oderwania palucha od podłoża (60%). Następnie wartości prędkości kątowych zmniejszają się podobnie jak przed operacją. Analiza statystyczna nie wykazała różnic danych prędkości podczas porównania przed i po operacyjnego badania ($p = 923881$). Jednak biorąc pod uwagę czas zamiany prędkości, okazało się, że mimo, że wartości są podobne, nie jest to taka sama zmiana prędkości ($p < 0,00000$).

Tabela 33: Prędkość kątowna poruszania się stawu kolanowego w stopniach /s, grupa chorych.

Prędkość liniowa stawu kolanowego – grupa chorych				
Grupa chorych	Przed operacją		Po operacji	
% cyklu chodu	Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe
40	40,7	3,9	38,8	3,9
42	40,8	4,0	44,4	3,9
44	46,5	4,1	46,2	4,0
46	57,4	4,1	52,5	4,0
48	65,7	4,3	63,4	4,3
50	76,4	4,9	70,3	4,8
52	86,8	5,7	82,8	5,6
54	92,3	6,1	93,0	6,1
56	91,4	6,9	106,3	6,9
58	97,2	7,3	115,8	7,2
60	107,3	7,5	127,6	7,4
62	115,8	7,7	126,3	7,6
64	121,0	7,2	119,7	7,1
66	121,4	6,9	117,9	6,9
68	116,8	6,8	119,2	6,8
70	111,4	6,6	103,6	6,6
72	93,2	5,7	84,9	5,7
74	82,2	4,9	76,3	4,9
76	74,1	4,7	68,5	4,7
78	71,9	5,1	63,3	5,0
80	73,8	6,0	71,8	6,0

Rycina 9 obrazuje dane z tabeli 33.



Rycina 9: Grupa chorych: prędkość kątowna ruchu w stawie kolanowym w czasie przygotowania do przeniesienia i początkowej przeniesienia kończyny – kolor czerwony – badanie pooperacyjne, kolor niebieski – badanie przedoperacyjne. Oś czasu (X) opisana jest za pomocą jednostek cyklu chodu (20 - odpowiada 40% cyklu chodu, 30- odpowiada 60% cyklu chodu, 40 - odpowiada 80% cyklu chodu). Oś Y opisuje wartości prędkości kątovej.

5.2.2.5 Charakterystyka kinematyczna grupy chorych - parametry czasowo przestrzenne

Prędkość liniowa stawu kolanowego uległa statystycznie istotnemu zwiększeniu okresie pooperacyjnym, co wskazuje, że chorzy po operacji chodzą szybciej niż poprzednio (patrz tabela nr 32).

Prędkość kątowna jako parametr, który w analizie statystycznej, uległ zmianie, która nie jest istotna statystycznie, z uwagi szeroki margines przedziału ufności. Jednakże, rozważając zmianę prędkości kątowej w czasie trwania ocenianej ewolucji ruchu, okazała się ona istotną statystycznie. Krzywa zmiany prędkości liniowej w badaniu pooperacyjnym jest wyższa, a większe nachylenie do osi X świadczy o większym przyroście prędkości liniowej w jednostce czasu w badaniu pooperacyjnym. Tak więc korzyścią dla pacjenta jest szybsze poruszanie się stawu kolanowego.

Przedoperacyjne wartości parametrów czasowo-przestrzennych grupy chorych przedstawione są w tabeli 34, (Aneks tabela 34).

Pooperacyjne wartości parametrów czasowo-przestrzennych grupy chorych przedstawione są w tabeli 35 (Aneks tabela 35).

Zastosowane leczenie operacyjne chorych z postacią spastyczną MPD skutkuje zmianą prędkości poruszania się stawu kolanowego.

U 6 chorych z grupy chorych wykonano wydłużenie mięśni kulszowo-goleniowych, co potencjalnie może wpływać na ruch stawu kolanowego. Analiza statystyczna nie wykazała różnic między prędkościami ruchu (liniową i kątową) pomiędzy grupą chorych z wydłużonymi mięśniami tylnej grupy uda a grupą, u której nie wykonano wydłużenia ($p=0.38$).

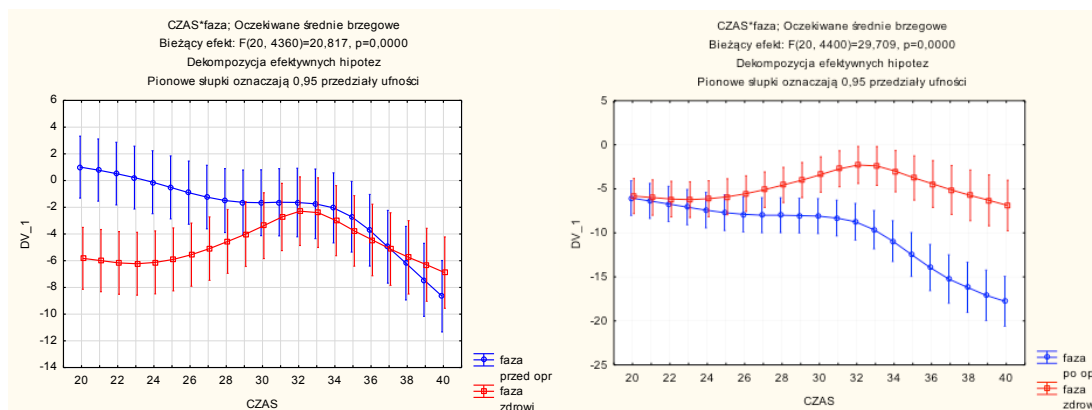
5.3 Wyniki porównania grupy zdrowych i chorych

5.3.1 Wyniki porównania badania kinematycznego

Analiza statystyczna wykazała istotną różnicę w zakresie przedstawianych poniżej danych kinematycznych, z wyłączeniem danych czasowo-przestrzennych, które opisane są w rozdziale 5.3.1.5.

5.3.1.1 Wyniki porównania kąta progresji stopy grupy chorych i zdrowych.

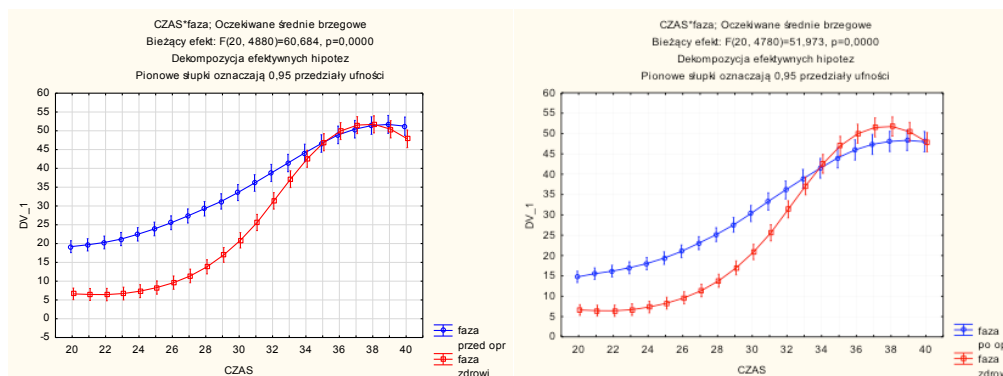
Kąt progresji stopy zmienia się z zakresu wewnętrznego (wartości dodatnie) na zewnętrzny (wartości ujemne) w czasie badanej ewolucji. W wyniku zastosowanego leczenia ulega on przesunięciu w kierunku wartości zewnętrznych. Obserwacje tą obrazują wykresy na rycinie 10.



Rycina 10: Kąt progresji stopy w stopniach: kolor czerwony – grupa zdrowych, kolor niebieski – grupa chorych, po stronie lewej badanie przedoperacyjne, po stronie prawej badanie pooperacyjne. Oś czasu (X) opisana jest za pomocą jednostek cyklu chodu (20 - odpowiada 40% cyklu chodu, 30- odpowiada 60% cyklu chodu, 40 - odpowiada 80% cyklu chodu). Oś Y opisuje wartości ustawienia kąтового w stopniach.

5.3.1.2 Porównanie ustawienia kąowego w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej grupy chorych i zdrowych

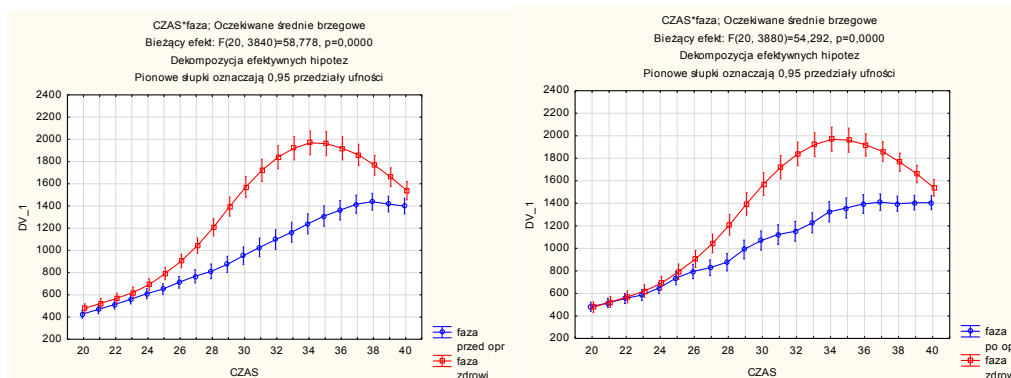
Zmiana ustawienia w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej widoczna jest na rycinie 11. Krzywa obrazująca dane grupy chorych, podczas porównania badania chorych (przed i pooperacyjnego) z badaniem zdrowych, zmienia swoje położenie i nachylenie wobec krzywej odzwierciedlającej dane grupy zdrowych.



Rycina 11. Ustawienie kąowe w stawie kolanowym podczas chodu w stopniach - kolor czerwony – grupa zdrowych, kolor niebieski – grupa chorych, po stronie lewej badanie przedoperacyjne, po stronie prawej badanie pooperacyjne. Oś czasu (X) opisana jest za pomocą jednostek cyklu chodu (20 - odpowiada 40% cyklu chodu, 30- odpowiada 60% cyklu chodu, 40 - odpowiada 80% cyklu chodu). Oś Y opisuje wartości ustawienia kąowego w stopniach.

5.3.1.3 Wynik porównania prędkości liniowej stawu kolanowego grupy chorych i zdrowych

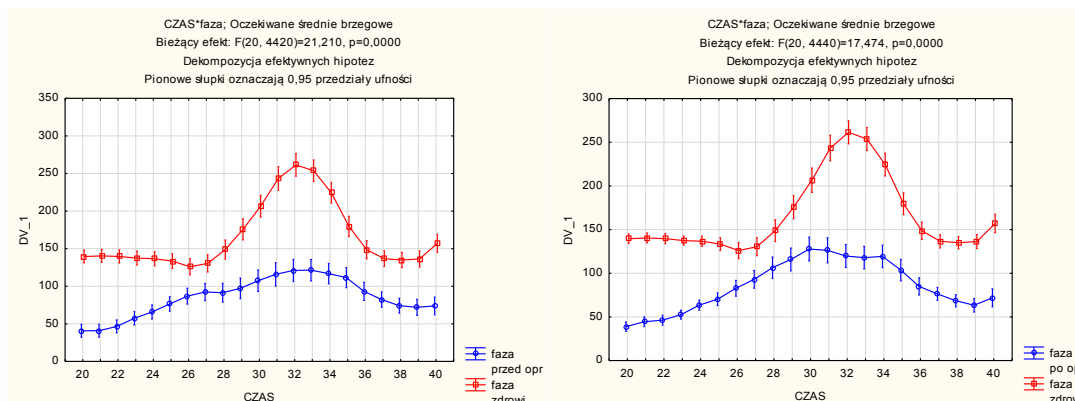
W wyniku zastosowanego leczenia prędkość liniowa ruchu stawu w płaszczyźnie strzałkowej zwiększyła się. W porównaniu grupy chorych z grupą zdrowych, na rycinie 12, widoczna jest występująca nadal różnica pomiędzy tymi grupami.



Rycina 12: Prędkość liniowa stawu kolanowego w mm/s: kolor czerwony – grupa zdrowych, kolor niebieski – grupa chorych, po stronie lewej badanie przedoperacyjne, po stronie prawej badanie pooperacyjne. Oś czasu (X) opisana jest za pomocą jednostek cyklu chodu (20 - odpowiada 40% cyklu chodu, 30- odpowiada 60% cyklu chodu, 40 - odpowiada 80% cyklu chodu). Oś Y opisuje wartości prędkości liniowej w mm/s.

5.3.1.4 Wynik porównania prędkości kątowej stawu kolanowego grupy chorych i zdrowych

W przedstawianej obserwacji, w wyniku leczenia, wartości prędkości kątowej nie mieniły się istotnie. Przebieg krzywej obrazującej wyniki grupy chorych (w badaniu przed i pooperacyjnym) ukazuje jakiej zmianie uległa prędkość kątowa (istotnej w czasie), mimo że nieistotnej zmiany wartości.



Rycina 13: Prędkość kątowa stawu kolanowego w stopniach/s: kolor czerwony – grupa zdrowych, kolor niebieski – grupa chorych, po stronie lewej badanie przedoperacyjne, po stronie prawej badanie pooperacyjne. Oś czasu (X) opisana jest za pomocą jednostek cyklu chodu (20 - odpowiada 40% cyklu chodu, 30- odpowiada 60% cyklu chodu, 40 - odpowiada 80% cyklu chodu). Oś Y opisuje wartości prędkości kątowej w stopniach /s.

5.3.1.5 Parametry czasowo-przestrzenne – porównanie grupy chorych przed i po leczeniu operacyjnym oraz grupy zdrowych.

Porównanie danych czasowo-przestrzenne grupy chorych i grupy zdrowych zawarto w tabeli 47. W czasie analizy statystycznej nie stwierdziłem zgodności z rozkładem normalnym w zakresie parametrów czasowo-przestrzennych grupy chorych, z tego powodu odzwierciedleniem jest mediana. Wyniki grupy zdrowych były zgodne z rozkładem normalnym (rozkładu wyników jest w tabelach 48-50 w aneksie odpowiednio dla grupy chorych badanie przedoperacyjne i pooperacyjne, oraz dla grupy zdrowych).

W wyniku leczenia nastąpiła zmiana w zakresie parametrów czasowo-przestrzennych. Istotnie zwiększyła się liczba kroków na minutę i jest podobna jak w grupie zdrowych. Czas dwukroku zmniejszył się i podobnie jak liczba kroków na minutę uległ normalizacji. Czas, w którym w cyklu chodu odrywa się stopa przeciwna od podłoża uległ wydłużeniu. % cyklu chodu, w którym następuje kontakt z podłożem stopy przeciwnej nie uległ zmianie. Mediana czasu jednego kroku nie zmieniła się, jednakże wyniki grupy są istotnie różne od siebie i po operacji uległy normalizacji. Czas jednostronnego podporu uległ wydłużeniu, natomiast czas obustronnego podporu uległ wydłużeniu. % cyklu chodu, w którym odrywany jest paluch uległ przesunięciu z 61% na 63%. Długość jednego kroku oraz długość dwukroku uległy zwiększeniu, jednak nadal są zbyt krótkie wobec długości jakie wykazują zdrowi. Podobnie prędkość chodu uległa zwiększeniu, jednak nie na tyle aby była podobna do prędkości chodu osób zdrowych. Odzwierciedlenie tych zmian ukazuje tabela 36.

Tabela 36: Porównanie parametrów czasowo-przestrzennych grupy chorych i zdrowych – test U Mann’a-Whitney’a

	Grupa chorych przed operacją	Grupa chorych po operacji	Istotność statystyczna: grupa chorych przed i po operacji	Grupa zdrowych	Istotność statystyczna: grupa chorych przed operacją – grupa zdrowych	Istotność statystyczna: grupa chorych po operacji – grupa zdrowych
Zmienna	Mediana	Mediana	p	Średnia	p	p
Liczba kroków/minutę (ang.: Cadence)	100,00	104,35	0,000596	103,52	0,001344	0,488906
Czas dwukroku (ang.: Stride Time) (sek)	1,20	1,15	0,000388	1,16	0,001526	0,511134
Oderwanie stopy przeciwnej (ang.: Opposite Foot Off) (%)	10,81	14,10	0,000771	11,69	0,407975	0,000049
Kontakt z podłożem stopy przeciwnej (ang.: Opposite Foot Contact) (%)	49,35	49,32	0,946047	49,98	0,414820	0,163458
Czas jednego kroku (ang.: Step Time) (sek)	0,60	0,60	0,008132	0,58	0,000441	0,101236
Czas jednostronnego podporu (ang.: Single Support) (sek)	0,46	0,42	0,000135	0,44	0,151808	0,000010
Czas obustronnego podporu (ang.: Double Support) (sek)	0,28	0,30	0,289051	0,27	0,161162	0,000404
Oderwanie palucha (ang.: Foot Off) (%)	61,33	63,63	0,004867	61,71	0,566868	0,000040
Długość dwukroku (ang.: Stride Length) (m)	0,63	0,90	0,000000	1,16	0,000000	0,000000
Długość jednego kroku (ang.: Step Length) (m)	0,34	0,45	0,000000	0,59	0,000000	0,000000
Prędkość chodu (ang.: Walking Speed) (m/s)	0,54	0,81	0,000000	1,01	0,000000	0,000000

Korelacja między danymi czasowo-przestrzennymi a danymi wartości prędkości liniowej i kątowej wykonana została w dwóch częściach badania: ostatnie 20% fazy podporu (40%-60% cyklu chodu) oraz

początkowe 20% fazy przeniesienia (60%-80% cyklu chodu) została przeprowadzona z wykorzystaniem współczynnika korelacji rang Spearman'a.

Prędkość liniowa:

Faza podporu:

Przed leczeniem operacyjnym przyrost prędkości liniowej stawu kolanowego w czasie fazy podporu jest w korelacji z: ilością kroków na minutę wynoszącej 0,5 z poziomem istotności 0,003, czasem dwukroku korelacja wynosi -0,53 na poziomie 0,002, z % cyklu chodu w czasie którego odrywana jest od podłoża stopa przeciwna (korelacja -0,35, $p=0,046$), z czasem pojedynczego podporu (korelacja -0,4, $p=0,022$), z % oderwania stopy od podłoża (korelacja -0,38, $p=0,03$) oraz z prędkością chodu (korelacja 0,38, $p=0,033$).

Po leczeniu operacyjnym przyrost prędkości w fazie podporu skorelowany był z: % cyklu chodu w którym następuje oderwanie stopy przeciwnej od podłoża (korelacja -0,45, $p=0,008$), z czasem podwójnego podporu (korelacja -0,45, $p=0,008$), z % cyklu chodu w czasie którego odrywana jest stopa od podłoża (korelacja -0,36 $p=0,041$), z długością dwukroku (korelacja 0,51, $p=0,002$), długością jednego kroku (korelacja 0,39, $p=0,025$), oraz prędkością chodu (korelacja 0,42, $p=0,015$).

Faza przeniesienia:

W badaniu przed leczeniem operacyjnym oraz w badaniu po leczeniu operacyjnym nie stwierdziłem korelacji między przyrostem prędkości liniowej a danymi czasowo-przestrzennymi w fazie przeniesienia.

Prędkość kątowna:

Analizując prędkość kątową konieczne okazało się zastosowanie średnich wartości (nie przyrostu wartości) z uwagi na rozkład danych w czasie trwania analizowanej ewolucji.

Faza podporu:

W czasie trwania fazy podporu średnia wartość prędkości kątowej zginania się stawu kolanowego była w korelacji z: czasem kroku (korelacja -0,35, $p=0,045$).

W wyniku zastosowanego leczenia w badaniu pooperacyjnym średniej prędkości kątowej w czasie fazy podporu uzyskałem następujące korelacje z: ilością kroków na minutę (korelacja 0,49, $p=0,004$), czasem dwukroku (korelacja -0,44, $p=0,01$), % cyklu chodu, w którym odrywana jest stopa kończyny przeciwnej (korelacja -0,39, $p=0,027$), czasem podwójnego podporu (korelacja -0,41, $p=0,019$), % cyklu chodu, w którym następuje oderwanie stop od podłoża (korelacja -0,38, $p=0,027$), długością kroku (korelacja 0,036, $p=0,038$), oraz prędkością chodu (korelacja 0,45, $p=0,008$).

Faza przeniesienia:

W czasie trwania fazy przeniesienia przed operacją prędkość zginania stawu kolanowego była w korelacji z długością kroku (korelacja 0,46, $p=0,007$) oraz prędkością chodu (korelacja 0,52, $p=0,002$).

W czasie trwania fazy przeniesienia, w badaniu pooperacyjnym nie wykazano korelacji pomiędzy średnimi wartościami prędkości kątowej a danymi czasowo-przestrzennymi.

Różnica przyrostu prędkości liniowej między badaniami oraz różnica przyrostu prędkości kątowej między badaniami okazała się nie mieć istotnej statystycznie korelacji z wynikami (oraz różnicą wyników między badaniami) czasowo-przestrzennymi.

6. Dyskusja

Leczenie mózgowego porażenia dziecięcego przy pomocy jednoetapowego wielopoziomowego leczenia operacyjnego (ang.: Single Event Multilevel Surgery - SEMLS) jest szeroko opisana w literaturze [50-55]. Leczenie operacyjne ukierunkowane na funkcjonalny rozwój zdolności motorycznych chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym jest opisywane od ponad 100 lat. Uważa się że pierwszą pracą opisującą leczenie jednoetapowe (w przeciwieństwie do „efektu dnia urodzin” ang.: birthday effect, kiedy chory z mózgowym porażeniem dziecięcym leczony był operacyjnie niemalże co roku w celu korekcji narastających deformacji) był raport R Norlin i H Tkaczuk [56].

Omawiane wyniki badania chodu chorych z diplegią spastyczną w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego są odwzorowaniem zmiany w sposobie ich poruszania się w wyniku zastosowanego leczenia- SEMLS. Planowanym sposobem oceny wyników leczenia były :

1. Zmiana płaszczyzny ruchu kończyny po osteotomii kości udowej.
2. Zmiana prędkości liniowej w płaszczyźnie strzałkowej w przebiegu ewolucji zgięcia stawu kolanowego w czasie chodu.
3. Zmiana prędkości kątowej ruchu stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej w przebiegu ewolucji zgięcia w czasie chodu.

Zmiana płaszczyzny ruchu:

Leczenie operacyjne deformacji statycznych i dynamicznych w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego tradycyjnie oparte jest na podstawie badania klinicznego oraz, coraz częściej, badania trójwymiarowej analizy ruchu. Ogólnie przyjętym sposobem leczenia deformacji kości udowej w postaci nadmiernej antetorsji jest wykonanie jej osteotomii i korekcji, w ten sposób aby w pozycji wyprostu kończyny w stawie biodrowym zakres ruchu rotacji wewnętrznej równy był zakresowi ruchu rotacji zewnętrznej. Natomiast w pozycji zgięcia w stawie biodrowym do 90 stopni, zakres ruchu rotacji zewnętrznej był dwukrotnie większy od zakresu ruchu rotacji wewnętrznej.

Wszyscy pacjenci zakwalifikowani do grupy chorych operowani byli według powyższego schematu. Średnia zmiany płaszczyzny ruchu kończyny dolnej w kierunku ustawienia w pozycji pośredniej w wyproście wyniosła średnio $30,3 \pm 6,4$ stopnia.

Hipotezą badań było określenie znaczenia funkcjonalnego odtworzenia prawidłowych płaszczyzn anatomicznych ruchu stawu kolanowego dla sposobu poruszania się chorych z diplegią spastyczną. Zadaniem badania było w sposób ilościowy, z odpowiednim poziomem pewności, jak będzie wyglądała kiedy na skorygowane deformacje statyczne występując wcześniej nałożą się deformacje dynamiczne, spastyczność mięśni i zaburzenia kontroli ruchu [57].

W tym celu wykorzystany został kąt progresji stopy. Jak to tej pory przedstawiono jedną pracę [58] na temat trwałości korekcji leczenia operacyjnego chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym z zastosowaniem osteotomii kości udowej, gdzie grupa badawcza była obserwowana po okresie szybkiego wzrostu w wieku młodzieńczym, a wyniki oparto na trójwymiarowej analizie ruchu. T Dreher et al. w dynamicznym badaniu chodu ocenili trwałość korekcji rotacji przy pomocy osteotomii derotacyjnej kości udowej [58]. Wyniki uzyskane w prezentowanym przeze mnie materiale są zgodne z pracą T Dreher. Dodatkowo 4 pacjentów operowanych w Klinice Ortopedii Dziecięcej miało wykonana osteotomię

nadkostkową w celu zmniejszenia nadmiernej rotacji zewnętrznej stopy po osteotomii kości udowej. Wartość kątowa derotacji w kierunku wewnętrznym osteotomii nadkostkowej wynosiła tyle samo lub była mniejsza niż wartość derotacji w kierunku zewnętrznym podczas osteotomii kości udowej.

Czas obserwacji chorych w artykule T Dreher'a wynosi 9 lat, podsumowuje on, że uzyskany efekt leczenia operacyjnego jest trwały. Uzyskany w moich badaniach 5 – letni okres obserwacji również upoważnia do określenia trwałości leczenia.

W prezentowanym materiale wartość kąta progresji stopy uległa zmianie o 10 stopni, czyli o 1/3 wartości derotacji kości udowej, wykonanej podczas leczenia operacyjnego. Wartość ta wydaje się być odpowiedzią na pytanie jak czynnik dynamiczny (mięśnie i grawitacja) „maskuje” korekcję operacyjną w badaniu funkcjonalnym. Kąt progresji stopy można jednocześnie uznać za ilościowy funkcjonalny wskaźnik uzyskanej korekcji operacyjnej. 4 chorych zostało poddanych dodatkowej korekcji w postaci osteotomii nadkostkowej, z derotacją do wewnątrz. Jednak mimo tej dodatkowej procedury wartość korelacji korekcji operacyjnej kąta progresji stopy jest istotna na poziomie $p=0.046$.

Prędkość liniowa:

Podkreślić należy, że treścią omawianej pracy jest analiza ewolucji ruchu stawu kolanowego w końcowej fazie podparcia i początkowej przenoszenia. Podstawową zmienną jest prędkość poruszania się stawu kolanowego (prędkość liniowa) oraz prędkość jego zginania (prędkość kątowa). Wcześniejsze badania określały prędkość kątową zginania stawu kolanowego, natomiast nie zajmowano się prędkością z jaką porusza się kolano do przodu w płaszczyźnie strzałkowej.

Na podstawie przyjętych założeń wyszukiwania publikacji naukowych (faza wyszukiwania: „linear velocity + cerebral palsy” (prędkość liniowa + mózgowie porażenie dziecięce)) znalazłem 8 prac, z których tylko jedna [59] obejmowała problem prędkości liniowej poruszania się stawu w czasie chodu. Publikacja ta dotyczy tematu prędkości liniowej, jednak prezentuje wyniki w krótkim czasie obserwacji – 12 miesięcy, a ocena samej prędkości dotyczyła trzech punktów w cyklu chodu: końcowego podporu (ang.: terminal stance), oderwania palucha (ang.: toe off) i początkowej przeniesienia (ang.: Initial Swing).

Wyniki ocenianej pracy obejmują cały okres ewolucji ruchu - przygotowania i początkowej fazy przeniesienia kończyny. Dodatkowo także, prezentowany materiał został zawężony do grupy funkcjonalnej GMFCS II chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym. Przeprowadzone obserwacje wykazały niższą prędkość liniową poruszania się stawu kolanowego w czasie od przygotowania kończyny do przeniesienia oraz fazy początkowej przeniesienia, w odniesieniu do grupy zdrowych. W wyniku zmiany osi ruchu stawu kolanowego na prostopadły do płaszczyzny strzałkowej, prędkość ruchu samego stawu wzrosła istotnie, jednak nadal była niższa niż obserwowana w grupie zdrowych.

Wzrost prędkości liniowej stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej zmienia momenty sił działające wokół tego stawu zgodnie ze wzorem momentu siły ($M=m \times v \times d / t$). W prezentowanej obserwacji, po leczeniu operacyjnym chorzy chodzą szybciej, a ich staw kolanowy zgina się szybciej. Jednak dalsze badania są konieczne w celu określenia jak zamiana prędkości wpływa na moment siły.

Prędkość kąтова:

Objęci badaniem chorzy wykazywali tendencję do poruszania się z tzw. zespołem sztywnych kolan chorzy z mózgowym porażeniem dziecięcym postacią diplegii spastycznej, zakwalifikowani do grupy funkcjonalnej GMFCS II mają tendencję do poruszania się z tzw. „sztywnym kolaniem”. Cechą charakterystyczną takiego sposobu poruszania się jest zmniejszony i opóźniony szczyt zgięcia w stawie kolanowym w czasie przenoszenia kończyny, co skutkuje zmniejszonym klirensem stopy wobec podłoża. W wyniku czego chorzy ci częściej potykają się. Z tego powodu zmuszeni są do stosowania mechanizmów zapobiegających upadkom jak: odwodzenie kończyny lub stawanie na palcach w celu poprawienia klirensu stopy w czasie przeniesienia kończyny. [60].

Uważa się, że za występowanie nadmiernego momentu wyprostnego kończyny w czasie przeniesienia odpowiada nadmiernie aktywny mięsień porosty uda, utrudniający uzyskanie swobodnego biernego zgięcia w stawie kolanowym [61-63]. Badania przeprowadzone przez J. Perry [61] i D. Sutherland'a [60] wykazały występowanie nadmiernego momentu wyprostnego w czasie przeniesienia kończyny podczas chodu, jako czynnika odpowiedzialnego za wystąpienie fenomenu określanego jako chód ze sztywnym kolaniem (ang.: stiff knee gait).

Jednak Goldberg at al. w badaniach symulacyjnych z wykorzystaniem tzw. „przyszłej dynamiki” (ang. forward dynamics) wykazała, że zwiększenie prędkości poruszania się stawu kolanowego w czasie oderwania palucha od podłoża (ang.: toe off) jest wystarczające dla zbilansowania nadmiernego momentu wyprostnego [39]. Należy zauważyć, że to badanie obejmowało symulację zmiany jednej zmiennej z równania:

$$M=F \times d$$

gdzie

$$M=m \times v \times d/t.$$

to jest prędkości (v) (M – moment, F – siła, m – masa, v – prędkość, d – odległość, t – czas).

Wyniku przeprowadzonej symulacji warunkiem uzyskania wartości zgodnych z prawidłowymi w zakresie ruchu zgięcia w stawie kolanowym podczas fazy przeniesienia kończyny, miało być uzyskanie prawidłowej prędkości kątowej ruchu w czasie oderwania palucha od podłoża. Badanie przeprowadzone było symulując zmianę momentów SIŁ działających na staw kolanowy tylko w chwili oderwania palucha od podłoża [39].

Analizy prędkości kątowej poruszania się stawu kolanowego w prezentowanej pracy obejmuje całą ewolucję ruchu zgięcia w stawie kolanowym: rozpoczyna się od przygotowania do przeniesienia, poprzez oderwanie stopy od podłoża do uzyskania oczekiwanego ruchu w stawie kolanowym w fazie przeniesienia. W wyniku zastosowanego leczenia wartość prędkości kątowej uległa zwiększeniu w chwili oderwania palucha od podłoża (od 56%-62% cyklu chodu). Wzrost wartości prędkości kątowej w tym zakresie czasu ewolucji jest istotny statystycznie. Jednocześnie wartość zmienia się na tyle, że 95% przedział ufności zawiera się w różnym zakresie wartości (rycina 17). W tym krótkim zakresie badanej ewolucji uzyskane wyniki zgodne są z badaniami poprzednimi [28,30]. Obserwuję jednak, że w pozostałym czasie ewolucji zgięcia w stawie kolanowym prędkość kątowa nie ulega istotnej zmianie. Wykonana analiza multi-wariancji wykazała, że przebiegi krzywej prędkości kątowej ruchu w stawie

kolanowym, pomimo podobnych wartości, są istotnie różna w zależności od czasu uzyskania tych wartości. Świadczy to o odmienności ewolucji po leczeniu operacyjnym.

Porównanie wartości omawianych parametrów z parametrami uzyskanymi podczas badania zdrowych wykazało, że są one poniżej wartości uzyskanych podczas badania zdrowych dorosłych. Jednakże wzorzec ewolucji zmiany prędkości kątowej po leczeniu operacyjnym jest wierniejszym odtworzeniem ewolucji obserwowanej u zdrowych. Zaznaczyć należy, że w czasie prowadzenia pracy zmianie uległy także: masa ciała oraz prędkość ruchu osób zakwalifikowanych do grupy chorych.

Tak więc w rzeczywistości w celu oceny zmiany jednej zmiennej z powyższego równania należy wziąć pod uwagę, zmienność pozostałych : masa ciała (m) i dystans przebiegu siły od centrum obrotu w stawie (d).

m - masa ciała: wraz ze wzrostem wzrasta masa ciała.

Podkreśla się, że czas szybkiego wzrostu w okresie młodzieńczym, oraz tendencja do przybierania masy ciała, są uważane za najważniejszy czynnik pogorszenia się chodu u chorych z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego [64].

Z tego powodu tym bardziej istotną wydaje się zmiana prędkości poruszania się stawu w celu zbilansowania momentów (zgięciowego i wyprostnego), a tym samym całego ruchu, i poprawy zgięcia w stawie kolanowym.

d – dystans przebiegu siły od centrum obrotu w stawie. Nie oceniałem odległości przebiegu siły od centrum obrotu, ponieważ nie było to celem badania.

Wyniki uzyskane w prezentowanej pracy są zgodne z badaniami Granata et al. [33], który ocenił prędkość kątową zgięcia stawu kolanowego u 40 chorych z postacią spastyczną MPD poruszających się ze „sztywnym kolanem”. Podobnie Goldberg [28] zauważyła, że zgięcie stawu kolanowego następuje wolniej wśród chorych z MPD, którzy poruszają się za sztywnym kolanem. Natomiast ci, którzy nie wykazują tej postaci patologii chodu i nie mają cech „sztywnego kolana”, wykazują normalną prędkość kątową zginania stawu [28].

W materiale przeprowadzonych badań wśród chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym nie uzyskałem wyniku wartości prędkości kątowej zbliżonego do wartości prawidłowych. W mojej opinii jest to spowodowane doбором materiału do badania. W grupie chorych wszyscy chorzy zakwalifikowani byli do grupy II zgodnie z klasyfikacją GMFCS, natomiast w badaniach Goldberg [ref] klasyfikacja nie została podana. Odmienne kryteria włączenia do badania mogły wpłynąć na uzyskane wyniki.

Prace N. Hadley et al. [34] i S. Oñpuu et al. [37] wykazały zwiększenie prędkości kątowej zginania stawu kolanowego w czasie oderwania palucha u chorych z mózgowym porażeniem po operacyjnym przeniesieniu mięśnia prostego. Podobnie chorzy po udarze, u których wykonano leczenie w obrębie mięśnia prostego, nadmierne aktywnego w czasie przed przeniesieniem (ang.: pre-swing) mieli lepszy funkcjonalny wynik końcowy [53-65]. W wyniku operacyjnego przeniesienia mięśnia prostego polepszeniu ulegał zakres ruchu i klirens stopy w obserwacji obejmującej najmniej 7 lat w badaniach D.Thawrani [66]. Wzrost prędkości zginania stawu (prędkość kątowa) potwierdzony został w przeprowadzonych badaniach. Jednakże należy zwrócić uwagę, na odmienną interwencję operacyjną, która spowodowała zmianę obserwowanych parametrów. W badanym materiale nie udało się wykazać zależności pomiędzy zmianą prędkości ruchu a zmianą parametrów czasowo-przestrzennych.

W badaniach obserwacyjnych A Tuzson [36] wykazała, u osób objętych porażeniem spastycznym, że prędkość kątowna w stawie kolanowym podczas chodu jest niższa w porównaniu do osób bez spastyczności w kończynach dolnych [36].

W literaturze prędkość kątowna (lub prędkość zginania stawu) w populacji objętej spastycznym porażeniem w przebiegu mózgowego porażenia jest generalnie opisywana jako niższa niż w populacji zdrowej [34,37]. Istnieją sprzeczne doniesienia dotyczące wartości jakie osiąga prędkość kątowna w stawie kolanowym po leczeniu operacyjnym, natomiast zgodność panuje co do faktu, że wzrasta w czasie oderwania palucha od podłoża [38,39].

Dodatkowo trzeba zaznaczyć, że założenia postawione przez J Perry [61], D Sutherland'a [60] i R Walters'a [63]. Mogą one nie być jedynym czynnikiem utrudniającym uzyskanie swobodnego zgięcia w stawie kolanowym podczas chodu.

Pamiętać należy, że ruch zgięcia podszewkowego w stawie skokowym podczas końcowej fazy podporu (tuż przed oderwaniem palucha – ang.: toe off) uważany jest za inicjatora fazy przeniesienia kończyny i jednocześnie za mający spory wkład w nadanie kończynie odpowiedniego przyspieszenia [67-70]. Następujący natychmiast po nim - jako kontynuacja – ruch zgięcia w stawie biodrowym jest współ-odpowiedzialny za uzyskanie przyspieszenia kończyny i jednocześnie uzyskanie zgięcia w stawie kolanowym. Niewystarczający moment zgięcia w wymienionych stawach może „dokładać się” do zmniejszenia zgięcia w stawie kolanowym w niektórych przypadkach [39].

Fenomenem utrudniającym prostą interpretację uzyskanych wyników jest rozwijanie się mechanizmów adaptacyjnych i kompensujących wtórne zaburzenia ruchu, powstałe na podłożu nadmiernego napięcia mięśniowego (także spastyczności), które, z kolei są efektem uszkodzenia niedojrzałego mózgu. Chorzy z mózgowym porażeniem przedstawiają pierwotne zaburzenia chodu w płaszczyźnie strzałkowej [39]. Nie można jednak przecenić mechanizmów, które wstępują w płaszczyźnie czołowej u niektórych chorych. Obejmują one obwodzenie w stawie biodrowym, często związane z chodem ze sztywnym kolanem, oraz chód na palcach, w celu uzyskania lepszego klirensu stopy.

Problem obwodzenia KD nie powinien dotyczyć prezentowanych badań, z uwagi na sposób gromadzenia danych, które otrzymano z systemu VICON obejmując tylko płaszczyznę strzałkową dla danych dotyczących stawu kolanowego, oraz osobno płaszczyznę poprzeczną dla danych odnośnie kąta progresji stopy. Wynika to z ograniczeń systemu badawczego.

Stawanie na palcach podczas chodu w celu uzyskania funkcjonalnego wydłużenia wykryte zostałyby podczas badania klinicznego, ponieważ taka forma chodu zwykle manifestuje się w postaci ograniczenia zgięcia grzbietowego stopy.

Ruch zgięcia w stawie kolanowym inicjowany jest zdecydowanie wcześniej aniżeli samo wystąpienie ruchu i faza przeniesienia kończyny [1], z tego powodu możliwym jest, że aktywność mięśni podczas fazy podporu i momenty sił podczas fazy podporu odpowiedzialne są za chód ze sztywnym kolanem. Przyjmując takie rozumowanie przyczyna ograniczenia zakresu ruchu wcale nie musi znajdować się po stronie fazy przeniesienia cyklu chodu. Goldberg et al. [39] obserwowała, że chorzy z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego nie prezentują nadmiernego momentu

wyprostnego w stawie kolanowym, natomiast mają niską prędkość kątową w stawie kolanowym w czasie oderwania palucha.

Kolejną trudnością, jaka występuje w ocenie leczenia operacyjnego chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym jest dobór grupy oraz kompleksowość interwencji. W celu przeprowadzenia badania dobierani są pacjenci z różnych grup funkcjonalnych wg klasyfikacji GMFCS [71]. Często łączono w jedną grupę badawczą pacjentów chodzących czyli GMFCS I-III, jednakże jak to zostało wykazane przez Dworaka et al., chód przy pomocy kul łokciowych (GMFCS III) jest istotnie różny od chodu bez zaopatrzenia ortopedycznego [72]. Dodatkowo opisywane są wyniki jednej głównej interwencji, jednak leczenie obejmuje SEMLS, tak więc wykonywanych jest więcej procedur w obrębie jednej kończyny w celu osiągnięcia wyniku funkcjonalnego [71].

Fakt braku oceny siły reakcji podłoża podczas prowadzonych badań wynikał z przyjętego projektu badawczego. Z tego powodu nie mogę wypowiedzieć się na temat zmiany odległości przebiegu siły od centrum obrotu w stawie. Nie mogę także przedstawić danych momentów sił oraz analizy energii wykorzystanej podczas generowania siły przy zgięciu w stawie biodrowym i zgięciu podeszwowym stopy. Zagadnienia te wymagają uzupełnień w trakcie dalszych etapów realizacji projektu badawczego.

Chorzy chodzą istotnie wolniej w porównaniu do populacji zdrowej. Dodatkowo zaburzenie bilansu mięśniowego w obrębie mięśni prostowników i zginaczy stawu kolanowego, obecne u chorych z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego, występujące w czasie przeniesienia kończyny utrudnia uzyskanie płynnego, swobodnego a jednocześnie kontrolowanego ruchu kończyny. Chód u człowieka, którego podstawową cechą jest energooszczędność, w celu wykorzystania wszystkich mechanizmów biernych musi przebiegać z odpowiednią prędkością. Dodatkowo swobodna prędkość chodu badanej zdrowej osoby, będzie minimalną prędkością, która umożliwia wykorzystanie mechanizmów biernych. Akceptując te założenia otrzymany wynik prędkości poruszania się grupy zdrowych stanowi warunki, których spełnienie daje możliwość uzyskania wyprostowania stawu kolanowego w czasie przeniesienia kończyny w formie ruchu „złamanego wahadła”. Badani z grupy chorych, w wyniku leczenia operacyjnego, chodzą szybciej. Dodatkowo staw kolanowy ulega zgięciu z większą prędkością. Jednakże z uwagi na istotnie niższą prędkość ruchu, w porównaniu do grupy zdrowych, oraz zaburzenie bilansu mięśniowego, uzyskanie swobodnego biernego mechanizmu wyprostowania stawu kolanowego w czasie przeniesienia kończyny przez chorych z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego wydaje się być niemożliwe.

7. Wnioski:

1. Jednoczasowe wielopoziomowe leczenie operacyjne deformacji dźwigniowo-zależnych kończyn dolnych zmienia płaszczyznę ruchu oraz prędkości poruszania się i zginania stawu, tym samym zmieniając kinematykę poruszania się tego stawu w czasie przygotowania do przeniesienia i początkowej fazy przeniesienia kończyny u chorych z postacią spastyczną MPD GMFCS II
2. W wyniku leczenia operacyjnego kończyn dolnych metodą jednoczasowej wielopoziomowej korekcji deformacji (SEMS) uzyskuje się korekcję chodu kucznego wyrażoną mniejszym zgięciem kończyn w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej obserwowanym podczas końcowego etapu fazy podporu.
3. Chorzy objęci badaniem, w wyniku leczenia operacyjnego przy pomocy SELMS, chodzą szybciej - wyższa jest prędkość chodu się oraz prędkość liniowa stawu kolanowego.
4. Zmiana płaszczyzny ruchu w wyniku osteotomii kości udowej skutkuje zmianą warunków ruchu stawu kolanowego; poprawa anatomicznych warunków uzyskania ruchu zgięcia w stawie kolanowym skutkuje szybszym wykonywaniem tego ruchu.
5. Warunki wstępne poruszania się stawu kolanowego w grupie chorych uległy polepszeniu w wyniku leczenia operacyjnego, jednak nadal odbiegają od warunków wstępnych ruchu stawu kolanowego występujących w przebadanej grupie osób zdrowych.

8. Streszczenie

Ruch zgięcia w stawie kolanowym podczas chodu u chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym leczonych operacyjnie.

Klinika Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu

Cel

Celem pracy jest analiza wpływu leczenia operacyjnego deformacji dźwigniowo zależnych kończyn dolnych (KD) na ruch stawu kolanowego w przestrzeni oraz na kinematykę ruchu zgięcia w stawie kolanowym, w czasie przygotowania do przeniesienia i początkowej fazy przeniesienia kończyny u chorych z postacią spastyczną MPD GMFCS II.

Materiał

Materiał badań stanowili chorzy leczeni operacyjnie w Klinice Ortopedii i Traumatologii Dziecięcej Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu w latach 2005-2009, z powodu deformacji statycznych kończyn dolnych, w celu poprawy funkcji chodu. 25 chorych z diplegią spastyczną w przebiegu MPD (13 dziewczynek i 12 chłopców), którzy spełniali kryteria włączenia do badania (rozpoznanie diplegii spastycznej w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego, poziom funkcjonalny II w skali Gross Motor Function Classification System, leczenie przy pomocy jednoetapowej wielopoziomowej korekcji operacyjnej deformacji statycznych kończyn dolnych, planowana i wykonana osteotomia nadkolanowa derotacyjna kości udowej w celu leczenia deformacji statycznych kończyn dolnych, wiek pacjenta 10-25 lat). 12 chorych leczono operacyjnie obustronnie (w obrębie obu kończyn dolnych została wykonana osteotomia nadkolanowa kości udowej) natomiast 13 chorych leczonych było jednostronnie (6 prawych i 7 lewych kończyn dolny). Pacjenci operowani byli w wieku od 10,1 do 24,6 lat, średnio 15,4 lat, natomiast czas obserwacji wynosił średnio 5,6 roku (2,0-7,4 lat). W czasie pierwszego badania średnia wzrostu pacjenta wynosiła 153,4cm (117,0cm - 176,0cm), w czasie badania kontrolnego średnia wzrostu wynosiła 161,9cm (148,0cm-182,0cm). Średnia masy ciała pacjentów podczas pierwszego badania wynosiła 45,2kg (16kg - 70kg), a średnia masy ciała podczas badania kontrolnego wynosiła 56,6kg (35kg – 79kg). W celu porównania z populacją zdrową wprowadziłem do badania grupę porównawczą składającą się z 15 osób zdrowych.

Metodyka

Wszystkich chorych zbadałem klinicznie oraz wykonałem badanie trójwymiarowej analizy ruchu, przy pomocy systemu Vicon 460 (Vicon, Oxford Metrics, Oxford, UK), przed leczeniem operacyjnym oraz w co najmniej 2 lata po leczeniu operacyjnym. Leczenie operacyjne obejmowało jedno-etapową wielopoziomową korekcję deformacji statycznych w skład których wchodziła osteotomia kości udowej. Grupa porównawcza została zbadana jednokrotnie. Analizie statystycznej poddałem dane uzyskane z badania klinicznego oraz z badania trójwymiarowej analizy ruchu. Przy pomocy systemu Vicon® zebrałem następujące dane: ustawienie kątowne w płaszczyźnie strzałkowej w stawie kolanowym, kąt

progresji stopy, wartości prędkości liniowej i kątowej poruszania się stawu kolanowego podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej oraz dane czasowo-przestrzenne poruszania się pacjentów z grupy chorych i zdrowych z grupy zdrowych.

Wyniki

Badanie kliniczne

Leczenie operacyjne deformacji statycznej poprzez osteotomię derotacyjną kości udowej zmienia, w płaszczyźnie poprzecznej, ustawienie płaszczyzny zgięcia stawu kolanowego (płaszczyzna strzałkowa). Wartości zakresu ruchu w stawie biodrowym przed i po leczeniu operacyjnym: rotacji wewnętrznej, rotacji zewnętrznej i antetorsji kości udowej, podane są w tabeli 30. Różnica w badaniu zakresu ruchu jest istotna statystycznie ($p=0,000000$)

Badanie kinematyczne:

Obejmują ocenę parametrów ruchu w czasie przygotowania kończyny do przeniesienia (20% cyklu chodu przed oderwaniem palucha) oraz fazę początkową przeniesienia kończyny (20% cyklu chodu po oderwaniu palucha). Centralnym punktem badanego fragmentu cyklu chodu jest oderwanie palucha od podłoża (TO).

Parametrem kinematycznym opisującym ustawienie rotacyjne (płaszczyzna poprzeczna) kończyny podczas chodu jest kąt progresji stopy. Zmiana kąta progresji stopy ocenianego przed i po leczeniu operacyjnym odzwierciedla efekt funkcjonalny korekcji deformacji statycznej i jest ona istotna statystycznie ($p=0,000000$).

W wyniku leczenia operacyjnego chorzy z grupy chorych w końcowej fazie podporu mają mniejsze zgięcie w stawach kolanowych (badane w płaszczyźnie strzałkowej). Innymi słowy faza podporu jest na kończynie bardziej wyprostowanej, czyli funkcjonalnie uzyskano korekcję chodu kucznego. Wydaje się, że jest to „kosztem” szczytowego zakresu zgięcia w stawie kolanowym, które uległo zmniejszeniu ($p=0,0000$).

Prędkość liniowa stawu kolanowego uległa statystycznie istotnemu zwiększeniu – staw porusza się szybciej aniżeli przed operacją, co wskazuje, że chorzy po operacji chodzą szybciej.

Prędkość kątowa jako parametr, w analizie statystycznej, uległ zmianie, która nie jest istotna, z uwagi na szeroki margines przedziału ufności ($p=0,923881$). Krzywa zmiany prędkości liniowej w badaniu pooperacyjnym jest wyższa, a większym nachyleniu do osi X, co świadczy o większym przyroście prędkości kątowej w jednostce czasu w badaniu pooperacyjnym ($=0,000001$). Tak więc korzyścią dla pacjenta jest szybsze zginanie się stawu kolanowego.

Chorzy z grupy chorych, w wyniku leczenia operacyjnego, chodzą szybciej ($p=0,000000$), jednak nadal istotnie wolniej od populacji zdrowej ($p=0,000000$).

Wnioski

Chorzy objęci badaniem, w wyniku leczenia operacyjnego przy pomocy SELMS, chodzą szybciej. Wyższa jest prędkość chodu się oraz prędkość liniowa stawu kolanowego. W fazie podporu, w płaszczyźnie strzałkowej, kończyny dolne ustawione są w mniejszym zgięciu, czyli pozycji skorygowanego chodu ze sztywnym kolanem. Wydaje się być efektem przesunięcia zakresu ruchu

kosztem maksymalnego zgięcia, jednak prawidłowy zakres ruchu zgięcia w stawie kolanowym, wymagany do normalnego chodu nadal jest osiągany.

Kąt progresji stopy stanowi ważny ilościowy, funkcjonalny i trwały parametr oceny korekcji operacyjnej deformacji statycznych w przebiegu diplegii spastycznej.

Zmiana płaszczyzny ruchu w wyniku osteotomii kości udowej skutkuje zmianą warunków ruchu stawu kolanowego. Poprawa anatomicznych warunków uzyskania ruchu zgięcia w stawie kolanowym skutkuje szybszym wykonywaniem tego ruchu.

Szczytowa prędkość kątowna w stawie kolanowym jest wyższa w wyniku leczenia operacyjnego, w związku z czym staw kolanowy zgina się szybciej.

Zdrowy człowiek podczas chodu wybiera dowolną najmniejszą prędkość, która zezwala na wykorzystanie mechanizmów biernych chodu, w celu ograniczenia wydatku energetycznego; prędkości otrzymane z badania chorych z grupy chorych (GMFCS II) są istotnie niższe i z tego powodu wydają się być niewystarczające do uzyskania swobodnego zgięcia w stawie kolanowym podczas chodu.

9. Abstract

Knee joint motion during gait in patients with cerebral palsy following surgical treatment.

Department of Paediatric Orthopaedics and Traumatology, Poznan University of Medical Sciences.

Goal

The goal of this study was to define the influence of operative treatment (SEMLS) on cerebral palsy patient's gait among single GMFCS level II spastic diaplagic patients.

Material

25 patients diagnosed with CP spastic diaplegia (GMFCS II only) were included in this prospective cohort study. All fulfilled inclusion criteria consisting of: planned single event multilevel surgery (SEMLS) including distal femoral derotational osteotomy (dFDO), and also exclusion criteria of: minimal foot dorsiflexion up to neutral position, knee joint flexion contracture less than 20 deg, knee joint flexion above 90deg, hip joint flexion contracture less than 20deg, movement selectivity less than 1, other or mixed forms of CP. 13 girls and 12 boys were recruited, 12 were treated operatively bilaterally with SEMLS including dFDO, 13 unilaterally. Mean age at surgery was 15.4 years (10.1-24.6). Follow up time was 5.6 years (2.0-7.4).

Method

All patients underwent clinical examination (range of motion) and instrumented 3D gait analysis with use of six 50Hz cameras and Vicon 640 system (Vicon, Oxford, United Kingdom). All subjects were asked to walk along 10m walkway at self selected speed. Subjects with CP were compared with a group of 15 healthy volunteers (mean age 21.7 years (18-26yo), mean weight 67.1kg (46.0-90,0kg), mean height was 169.6cm (153.0-182s.0cm)), who also underwent clinical and 3D gait examination. SEMLS included various soft tissue procedures and distal femur derotation osteotomy (dFDO). Surgical indication for dFDO included: internally rotated gait with signs, and parents description, of often tripping and falling, and also internal shift in rotational profile of hip joints (suggesting increased anteversion), and internal foot progression angle in 3D gait analysis.

Results

Clinical examination

Results of range of motion change after surgical treatment are statistically significant ($p=0.00000$), and external rotation remains increased.

Kinematic examination

Following dFDO foot progression angle changed from internal to external values, this change is significant ($p<0.000000$)

Knee flexion velocity results prior SEMLS and at follow up show increase in knee flexion velocity that is visible only around toe off, during rest of assessed part of gait cycle did not change ($p=0,923881$).

I have found that CP subjects walking velocity has improved ($p=0,000000$) as a result of treatment, however it is still not matching that of healthy controls ($p=0,000000$).

I hypothesised that there may be another change in velocity that would enable CP subjects to improve knee flexion, that will also increase their walking velocity. I assessed knee joint linear velocity along side with knee flexion velocity. Knee joint linear velocity has improved following operative treatment, and those changes are significant ($p=0,000001$).

Conclusion

Independent ambulating Spastic diplegic cerebral palsy subjects following surgical treatment (SEMLS) are walking faster. Increased are gait velocity and linear velocity of the knee joint.

During stance phase of gait lower limbs are in more straight position, that is corrected crouch gait pattern. It appears that it is a result of shift in functional range of motion, however, ROM for normal gait had been maintained.

Foot progression angle is valuable quantitative and functional parameter for assessment of surgical correction results during treatment of spastic diplegic CP subjects.

Improvement in knee joint functional anatomy improves knee joint linear velocity and velocity of knee joint motion.

Knee joint peak flexion velocity appears to be higher as a result of operative treatment, this proves that knee joint does flex faster.

Healthy adults walk with a self selected velocity that allows to employ all passive gait mechanisms to save energy. Spastic diplegic CP subjects (GMFCS II) walking velocity is significantly lower and it appears that those velocities are still not high enough to achieve normal passive knee joint flexion during swing phase.

10. Piśmiennictwo:

1. Gage J Qualitative description of normal gate in Gage J ed. The treatment of gait problems in Cerebral Palsy January 2004 Mac Keith Press 2004 Cambridge University Press ISBN-10: 1898683379,
2. Perry J. (1985) Normal and pathologic gait. In: Bunch WH, editor. Atlas of Orthotics, 2nd edn. St Louis: C.V. Mosby.p 76-111.
3. Gage J (1991) Gait analysis in Cerebral Palsy, London: Mac Keith Press. P 61-95
4. Campbell J, Bell J. (1978) Energetics of walking in cerebral palsy. Ortop Clin North Am 9:374-377
5. Borkowska M.: ABC Rehabilitacji dzieci. Pelikan, Warszawa 1989
6. Mieszczanek T.: Wybrane aspekty epidemiologiczne mózgowego porażenia dziecięcego w populacji dzieci i młodzieży z terenu zachodnio-południowej Polski. Neurologia Dziecięca, 2003; 12(24):13-21
7. Bax MCO Terminology and classification of cerebral palsy.Dev Med Child Neurol 6: 295–307 (1964)
8. Palisano R., Rosenbaum P., Walter S., Russell D., Wood E., Gallup 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
9. 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.
10. Borkowska M.: Dziecko niepełnosprawne ruchowo. Wydawnictwa Szkolne i Pedagogiczne, Warszawa 1997.
11. Jóźwiak M.: Leczenie rehabilitacyjno-ortopedyczne chorego z mózgowym porażeniem dziecięcym. w: Marciniak W., Szulc A. (red.): Wiktora Degi Ortopedia i Rehabilitacja. PZWL Warszawa 2002
12. Jóźwiak M.: Kompleksowe wielopoziomowe uwalnianie tkanek miękkich w leczeniu dynamicznych i statycznych zniekształceń kończyn dolnych u dzieci z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego. Rozprawa habilitacyjna, Poznań 1999.
13. Pandyan AD, Gregoric M, Barnes MP, et al. Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. Disability and Rehabilitation 2005;27:2-6
14. Lance JW.: Symposium synopsis. w: Feldman R.G., Young R.R., Koala W.P.: Spasticity: Disordered Motor Control. Lear Book Medical Publisher, Chicago 1980.
15. Idzior M.: Odpowiedź mięśnia na wybrane metody farmakologicznego i chirurgicznego leczenia spastyczności u chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym. Rozprawa doktorska, Poznań 2005.

16. Mayer N.: Clinicophysilogic concepts of spasticity and motor dysfunction in adults with an upper motoneuron lesion. Spasticity: etiology, evaluation, management and the role of botulinum toxin. We Move 2002.;
17. O'Brien C.F.: Physiology and Management of spasticity. Illinois 1996.
18. Druzbicki M, Rusek W, Szczepanik M, Dudek J, Snela S. Assessment of the impact of orthotic gait training on balance in children with cerebral palsy. *Acta Bioeng Biomech.* 2010;12(3):53-8.
19. Rosenbaum P., Palisano R., Walter S., Russel D., Wood E., Gallupi B.: Development of the Gross Motor Function Classification System: Reliability and Validity Results. Neurodevelopmental Clinical Research Unit, 1998.
20. Palisano R., Rosenbaum P., Walter S., Russell D., Wood E., Gallupi B.: CanChild Centre for Childhood Disability Research, 1997.;
21. www.canchild.ca
22. Perry J (1992) *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* . Thorofare, NJ: Slack. p1-19
23. Walking in graphs: <http://atec.utdallas.edu/midori/Handouts/walkingGraphs.htm>
24. Gage J, Schwartz M, (2002) Dynamic deformiteis and lever arms considerations. In Payley D, editor. *Principles of Deformity Correction*. Berlin: Springer. P761-775
25. http://www.professorbeaker.com/lever_fact.html
26. <http://www.sweethaven.com/sweethaven/MedTech/Anatomy/coursemain.asp?whichMod=module0506>
27. Waters RL, Perry J, McDaniels JM, House K. (1974) The relative strength of the hamstrings during hip extension. *J Bone Join Surg Am* 56:1592-1597
28. Goldberg SR, O`unpuu S, Arnold AS, Gage JR, Kinematic and kinetic factors that correlate with improved knee flexion following treatment for stiff-knee gait *Journal of Biomechanics* 39 (2006) 689–698
29. Anderson FC, Goldberg SR, Pandy MG, Delp SL Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis *Journal of Biomechanics* 37 (2004) 731–737
30. Goldberg, S.R., Anderson, F.C., Pandy, M.G., Delp, S.L., 2004. Muscles that influence knee flexion velocity in double support: implications for stiff-knee gait *Journal of Biomechanics* 37,1189–1196
31. Greenleaf JE, The anatomy and biomechanics of the lateral aspect of the knee. *Operative techniques in sports medicine*, vol 4, no 3 (July), 1996: pp 141-147
32. Gage, J.R., Perry, J., Hicks, R.R., Koop, S., Werntz, J.R., 1987 Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 29, 159–166
33. Granata, K.P., Abel, M.F., Damiano, D.L. Joint angular velocity in spastic gait and the influence of muscle-tendon lengthening. *Journal of Bone and Joint Surgery A* 82, 174–186. 2000

34. Hadley, N., Chambers, C., Scarborough, N., Cain, T., Rossi, D. Knee motion following multiple soft-tissue releases in ambulatory patients with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 12,324–328.1992
35. Piazza SJ, Delp SL, The influence of muscle on knee flexion during the swing phase. *J. Biomechanics* Vol29, No 6, pp 723-733, 1996
36. Tuzson AE, Granata KP, Abel MF. Spastic velocity threshold constrains functional performance in cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003 Sep;84(9):1363-8
37. Ounpuu S, Gage JR, Dawies RB. (1991)Three dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J Pediatr Orthop* 11: 341-349
38. Hicks R, Tashman S, Carry JM, Altman RF, Gage JR (1985) Swing phase control with knee friction in juvenile amputees, *J Orthop Res* 3:198-201
39. Goldberg SR, Ounpuu S, Delp SL The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 1111–1116
40. Kay RM, Dennis S, Rethlefsen S The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision-making; *Clin Orthop* 2000
41. Kerrigan, D.C., Roth, R.S., Riley, P.O., The modeling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. *Gait & Posture* 7, 117–124. 1998
42. "The Man Who Stopped Time". *Stanford Magazine.* z:
<http://www.stanfordalumni.org/news/magazine/2001/mayjun/features/muybridge.html>
43. http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/73/The_Horse_in_Motion.jpg
44. Plug in gait in Vicon Manual 2004, Vicon
45. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990;8:383-92
46. Syczewska M. Gait in laboratory analysis. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2001;3(4):484-6.
47. R. W Lovett, 1932r, z Wiktora Degi Ortopedia i Rehabilitacja PZWL 2002
48. Russell D.J., Rosenbaum P.L., Avery L.M., Lane M.: *Gross Motor Function Measure (GMFM - 66 & GMFM -88) User's Manual.* Mac Keith Press, Cambridge 2002.
49. W. Marciniak, A. Szulc red. Wiktora Degi Ortopedia i Rehabilitacja, PZWL 2002
50. Graham H. Mechanisms of deformity. In: Scrutton D, Damiano D, Mayston M, editors. *Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy. Clinics in Developmental Medicine* No 161. 2nd edn. London: Mac Keith Press, 2004, 105–29
51. Bache C, Selber P, Graham HK. The management of spastic diplegia. *Curr Orthop* 2003; 17: 88–104
52. Rodda JM, Graham HK, Carson L, Galea MP, Wolfe R. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86: 251–8
53. Rodda JM, Graham HK, Nattrass GR, Galea MP, Baker R, Wolfe R. Correction of severe crouch gait in patients with spastic diplegia with use of multilevel orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88: 2653–64

54. Stout JL, Gage JR, Schwartz MH, Novacheck TF. Distal femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement to treat persistent crouch gait in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am* 2008; 90: 2470–84
55. Rang M. Cerebral palsy. In: Morrissy R, editor. *Lovell and Winter's Pediatric Orthopaedics*. 3rd edn. Philadelphia: JB Lippincott Co, 1990, 465–506
56. Norlin R, Tkaczuk H. One-session surgery for correction of lower extremity deformities in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1985; 5: 208–11
57. Goldberg EJ, Requejo PS, Fowler EG. Joint moment contributions to swing knee extension acceleration during gait in individuals with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2011 Jan;33(1):66-70. Epub 2010 Oct 29.
58. Dreher T, Wolf SI, Heitzmann D, Swartman B, Schuster W, Gantz S, Hagmann S, Döderlein L, Braatz F. Long-term outcome of femoral derotation osteotomy in children with spastic diplegia. *Gait Posture*. 2012 Jul;36(3):467-70. Epub 2012 Jul 4.
59. Ławniczak D, Józwiak M, Manikowska F. Assessment of absolute knee joint linear and angular velocity in patients with spastic cerebral palsy after operative treatment of lever arm disfunction deformities--prospective study. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol*. 2010 Mar-Apr;75(2):92-7
60. Sutherland, D.H., Davids, J.R., 1993. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics*, 139–147
61. Perry, J., 1987. Distal rectus femoris transfer. *Developmental Medicine and Child Neurology* 29, 153–158,
62. Sutherland, D.H., Santi, M., Abel, M.F., 1990. Treatment of stiff-knee gait in cerebral palsy: a comparison by gait analysis of distal rectus femoris transfer versus proximal rectus release. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 10, 433–441,
63. Waters, R.L., Garland, D.E., Perry, J., 1979. Stiff-legged gait in hemiplegia: surgical correction. *Journal of Bone & Joint Surgery* 61-A, 927–933.
64. Hadley, N., Chambers, C., Scarborough, N., Cain, T., Rossi, D., 1992. Knee motion following multiple soft-tissue releases in ambulatory patients with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 12, 324–328,
65. O'Unpuu, S., Muik, E., Davis, R.B., Gage, J.R., DeLuca, P.A., 1993. Rectus femoris surgery in children with cerebral palsy. Part I: the effect of rectus femoris transfer location on knee motion. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 13, 325–330,
66. Thawrani D, Haumont T, Church C, Holmes L Jr, Dabney KW, Miller F. Rectus femoris transfer improves stiff knee gait in children with spastic cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res*. 2012 May;470(5):1303-11
67. Hof, A.L., Nauta, J., van der Knaap, E.R., Schallig, M.A.A., Struwe, D.P., 1993. Calf muscle work and segment energy changes in human treadmill walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2, 203–216.
68. Meinders, M., Gitter, A., Czerniecki, J.M., 1998. The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scandinavian Journal of Rehabilitation and Medicine* 30, 39–46.

69. Neptune, R.R., Kautz, S.A., Zajac, F.E., 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics* 34, 1387–1398.
70. Winter, D.A., Eng, P., 1983. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 175, 147–154.
71. McGinley JL, Dobson F, Ganeshalingam R, Shore BJ, Rutz E, Graham HK. Single-event multilevel surgery for children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol*. 2012 Feb;54(2):117-28.
72. Dworak LB, Murawa M, Owsian M, Maczyński J, Kabaciński J, Rzepnicka A. Three point crutch gait from the perspective of biomechanics and kinesiology. State of knowledge and idea behind the research. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol*. 2011 Sep-Oct;76(5):305-12, 278-85.

11. Aneks

System klasyfikacji – Gross Motor Classification System (GMFCS) –

Tłumaczenie z rozprawy doktorskiej Faustyny Manikowskiej pt.: „Analiza przydatności skali Gross Motor Function Measure w określaniu efektów funkcjonalnych leczenia ortopedycznego dzieci z postacią spastyczną mózgowego porażenia dziecięcego”

Poziomy lokomocyjne

1. Dziecko docelowo będzie poruszało się w pomieszczeniach i na zewnątrz, chodziło po schodach bez ograniczeń funkcjonalnych; osiągnie umiejętności tzw. „dużej motoryki” włącznie z bieganiem i skakaniem, ale prędkość, równowaga i koordynacja będą ograniczone.
2. Dziecko docelowo będzie poruszało się w pomieszczeniach i na zewnątrz, wchodziło po schodach, trzymając się poręczy, ale będą obecne ograniczenia w chodzeniu po nierównych powierzchniach, w zatłoczonych i nieznanych miejscach; umiejętności biegania i skakania będą znacznie ograniczone.
3. Dziecko docelowo będzie poruszać się wewnątrz i na zewnątrz po płaskich powierzchniach przy pomocy urządzeń wspomagających; wchodzić po schodach przy pomocy poręczy; zależnie od funkcji kończyn górnych, dziecko będzie potrafiło obsługiwać wózek inwalidzki, lub będzie wymagać transportu na dłuższych dystansach bądź nierównej powierzchni.
4. Dziecko docelowo osiągnie samodzielną lokomocję przy użyciu wózka elektrycznego.
5. Wszystkie obszary tzw. „dużej motoryki” są znacznie ograniczone. Brak jest samodzielnej lokomocji, bardzo rzadko osiąganey przy pomocy specjalnie dostosowanego wózka elektrycznego.

Kwalifikacja odbywa się na podstawie obserwowanej motoryki spontanicznej dziecka, zależnej od wieku, w jakim się ono znajduje.

Kryteria kwalifikacji do poszczególnych poziomów lokomocyjnych:

Przed 2. rokiem życia:

Poziom I: Dziecko potrafi się poruszać w siadzie na ziemi, uwalniając obie ręce do innych funkcji; czworakuje na kolanach i rękach; pionizuje się i potrafi chodzić przy meblach; między 18. a 24. miesiącem życia rozpoczyna samodzielne chodzenie.

Poziom II: Dziecko osiąga siad na podłodze, ale w celu utrzymania równowagi konieczny jest podpór na rękach; pełza na brzuchu lub czworakuje na rękach i kolanach; może osiągnąć umiejętność pionizacji i chodzenia przy meblach.

Poziom III: Dziecko osiąga siad na podłodze, ale tylko z podparciem na wysokości talii; przewraca się i pełza na brzuchu.

Poziom IV: Dziecko potrafi kontrolować pozycję głowy, ale aby osiągnąć siad na ziemi, konieczne jest podparcie tułowia; potrafi przewracać się do leżenia na plecach i może osiągnąć umiejętność przewracania się do leżenia na brzuchu.

Poziom V: Ograniczenia fizyczne limitują zamierzoną kontrolę ruchu; dziecko nie jest w stanie osiągnąć antygrawitacyjnego ułożenia głowy i tułowia w leżeniu na brzuchu i siadzie; wymaga pomocy przy przewracaniu się.

Między 2. a 4. rokiem życia

Poziom I: Dziecko siedzi na ziemi bez pomocy rąk; podczas aktywności w siadzie na ziemi i staniu nie wymaga pomocy; chodzi samodzielnie, bez zaopatrzenia ortopedycznego.

Poziom II: W siadzie na ziemi podczas zaangażowania obu rąk do zabawy dziecko ma problemy z utrzymaniem równowagi; podczas aktywności ruchowych w siadzie nie wymaga pomocy osób innych; podciąga się do stania na stabilnej powierzchni; czworakuje naprzemiennie na rękach i kolanach, chodzi bokiem przy przedmiotach, a preferowaną formą lokomocji jest chodzenie z zaopatrzeniem wspomagającym.

Poziom III: Dziecko osiąga umiejętność siedzenia na podłodze często w tzw. siadzie „W”, i może wymagać pomocy przy osiąganiu siadu; pełza na brzuchu lub czworakuje na kolanach i rękach (często bez naprzemiennego ruchu nóg), wykorzystując tę aktywność jako główną metodę samodzielnego przemieszczania się; może podciągać się do stania i pokonywać krótkie dystanse w chodzie bokiem; w pomieszczeniach może pokonywać krótkie dystanse przy pomocy urządzeń wspomagających oraz rodziców umożliwiających skręcanie.

Poziom IV: Dziecko siedzi na krześle, ale wymaga specjalnie dostosowanego siedziska stabilizującego tułów w celu uwolnienia rąk do funkcji; potrafi siadać i wstawać z siedziska z pomocą dorosłych lub stabilnego podporu dla kończyn górnych, umożliwiającego odepchnięcie lub podciągnięcie; w najlepszym układzie dziecko może przejść krótki odcinek przy pomocy balkonika i wsparcia osób innych, ale ma problemy z utrzymaniem równowagi na nierównej powierzchni oraz ze zmianą kierunku; w sytuacjach życia codziennego dziecko wymaga osoby drugiej do przemieszczania się, a samodzielną lokomocję może osiągnąć, stosując wózek elektryczny.

Poziom V: Ograniczenia fizyczne limitują spontaniczną kontrolę ruchu i utrzymanie głowy i tułowia w ułożeniu antygrawitacyjnym; wszystkie obszary funkcji ruchowych są ograniczone; ograniczenia funkcjonalne w siedzeniu i staniu nie są w pełni skompensowane nawet przez indywidualnie dostosowany sprzęt jak i urządzenia pomocnicze; dzieci nie osiągają możliwości samodzielnej lokomocji i wymagają pomocy osoby drugiej w celu przemieszczania się; niektóre dzieci osiągają samodzielną lokomocję przy użyciu wózka elektrycznego, specjalnie zaadaptowanego do ich potrzeb.

Między 4. a 6. rokiem życia:

Poziom I: Dziecko siada i wstaje z krzesła bez pomocy; wstając z podłogi, nie wymaga pomocy; chodzi samodzielnie w pomieszczeniach i na zewnątrz; wchodzi po schodach; Rozpoczyna bieganie i skakanie.

Poziom II: Dziecko siedzi na krześle z rękami uwolnionymi do funkcji manipulacyjnych; wstaje z podłogi i krzesła, ale często wymaga stabilnego podporu dla rąk w celu podciągnięcia się lub odepchnięcia; w pomieszczeniach i na zewnątrz na krótkich odcinkach gładkiej powierzchni dziecko nie wymaga urządzeń pomocniczych podczas chodzenia; trzymając się poręczy, wchodzi po schodach, ale nie potrafi biegać i skakać.

Poziom III: Dziecko siedzi na krześle, ale w celu ułatwienia funkcji rąk może wymagać podporu dla miednicy lub tułowia; chodzi przy pomocy urządzeń pomocniczych po równych powierzchniach, wchodzi po schodach z pomocą drugiej osoby; najczęściej podczas pokonywania większych odległości jak i nierównych powierzchni na zewnątrz dziecko przemieszcza się przy pomocy osób innych,

Poziom IV: Dziecko siedzi na krześle, ale wymaga dostosowanego siedziska umożliwiającego stabilizację tułowia, a tym samym ułatwiającego funkcję rąk; wstaje i siada na krześle, ale wymaga pomocy osoby drugiej lub stabilnej powierzchni w celu podciągnięcia się lub odepchnięcia przy pomocy rąk; w najlepszym przypadku dziecko może przejść krótki odcinek z asekuracją osoby dorosłej i przy pomocy zaopatrzenia pomocniczego, ale ma problemy ze skręcaniem i utrzymaniem równowagi na nierównym podłożu; w czynnościach codziennych dziecko jest transportowane. Może osiągnąć samodzielną lokomocję przy użyciu wózka elektrycznego.

Poziom V: Ograniczenia fizyczne limitują spontaniczną kontrolę ruchu i utrzymanie głowy i tułowia w ułożeniu antygrawitacyjnym; wszystkie obszary funkcji ruchowych są ograniczone; ograniczenia funkcjonalne w siedzeniu i staniu nie są w pełni skompensowane nawet przez zastosowanie indywidualnie dostosowanego sprzętu jak i urządzeń pomocniczych; dzieci nie osiągają możliwości samodzielnej lokomocji i wymagają pomocy osoby drugiej w celu przemieszczania się; niektóre dzieci osiągają samodzielną lokomocję przy użyciu wózka elektrycznego, specjalnie zaadaptowanego do ich potrzeb.

Między 6. a 12. rokiem życia

Poziom I: Bez ograniczeń dziecko chodzi w pomieszczeniach i na zewnątrz, oraz wchodzi po schodach; prezentuje aktywność związaną z „dużą motoryką” włącznie z bieganiem i skakaniem, ale prędkość, koordynacja i równowaga są ograniczone.

Poziom II: Dziecko chodzi w pomieszczeniach i na zewnątrz; wchodzi po schodach przy poręczy; prezentuje ograniczone możliwości chodzenia na nierównej powierzchni oraz w zatłoczonych i nieznanach miejscach; w najlepszym wypadku w minimalnym zakresie może prezentować umiejętności dużej motoryki, takie jak bieganie i skakanie.

Poziom III: Dziecko chodzi w pomieszczeniach i na zewnątrz po równych powierzchniach przy pomocy sprzętu pomocniczego; dziecko może wchodzić po schodach przy poręczy; dalsze odległości, zależnie od sprawności kończyn górnych, dziecko pokonuje samodzielnie na wózku inwalidzkim lub wymaga transportowania; podobnie zachowuje się na nierównym terenie.

Poziom IV: Dziecko może utrzymać poziom funkcjonalny osiągnięty przed 6. r.ż., ale częściej jest wożone na wózku inwalidzkim w domu, szkole i podczas pozostałych czynności dnia codziennego; może osiągnąć samodzielną lokomocję przy pomocy wózka elektrycznego.

Poziom V: Ograniczenia fizyczne limitują spontaniczną kontrolę ruchu i utrzymanie głowy i tułowia w ułożeniu antygrawitacyjnym; wszystkie obszary funkcji ruchowych są ograniczone; ograniczenia funkcjonalne w siedzeniu i staniu nie są w pełni skompensowane nawet przez zastosowanie indywidualnie dostosowanego sprzętu, jak i urządzeń pomocniczych; dzieci nie osiągają możliwości samodzielnej lokomocji i wymagają pomocy osoby drugiej w celu przemieszczania się; niektóre osiągają samodzielną lokomocję przy użyciu wózka elektrycznego, specjalnie zaadoptowanego do ich potrzeb.

METODA OCENY SELEKTYWNOŚCI RUCHU WG J.GAGE [1]:

0 – brak umiejętności by wyizolować ruch.

1 – ruch częściowo izolowany.

2 – ruch w pełni izolowany.

Karta badania dziecka z MPD w Laboratorium Chodu

Data: Nr: Lab.Chodu/ Imię: Nazwisko: Data urodzenia: Adres:			Staw biodrowy test Thomas'a biodro i kolano - 90° - odwodzenie biodro i kolano - 0° - odwodzenie rotacja zewnętrzna pozycja na brzuchu: test Elly max. rotacja wewnętrzna max. rotacja zewnętrzna kąt stopowo-udowy torsja goleni klinicznie antetorsja Kolano : wyprost zgięcie kąt podkolanowy – biodro 90° HS – shift Step – kolano - 0° zgięcie grzbietowe zgięcie podaszowe kolano - 90° - zgięcie grzbietowe zgięcie podaszowe supinacja pronacja Pozycja stojąca: stęp: ustawienie końskie ustawienie piętowe szpotawość koślawość hallus valgus		P wolny	P szybki	L wolny	L szybki
współczynnik migracji	P	L						
współczynnik Insall'a-Salvati Rtg ↑ USG ↑								
skala Ashworth'a zginacze biodra przywodziciele RF HS TS TA								
Przebyte operacje:								
Selektywność: 1 – ruch całej kończyny 2 – ruch częściowo izolowany 3 – ruch całkowicie izolowany			Selektywność: zgięcie biodra zgięcie kolana zgięcie grzbietowe stopy					
Uwagi:			Kręgosłup w pozycji stojącej: skrzywienie boczne: odcinek: szyjny piersiowy lędźwiowy Skośne ustawienie miednicy					

Karta badania stosowana rutynowo w Pracowni Biomechaniki Ruchu.

Tabela 8: Dane czasowo-przestrzenne grupy zdrowych.

Zmienna	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch.std
Cadence (liczba badanych kroków/minutę)	103,5256	103,6000	77,01000	122,6200	8,232346
Stride Time (czas dwukroku) (sek)	1,1669	1,1600	0,98000	1,5600	0,099499
Opposite Foot Off (oderwanie stopy przeciwnej) (%)	11,6920	11,8457	2,78000	21,5569	3,040528
Opposite Foot Contact (kontakt z podłożem stopy przeciwnej) (%)	49,9891	50,0000	41,67000	60,5300	2,325147
Step Time (czas jednego kroku) (sek)	0,5836	0,5732	0,45000	0,7900	0,056785
Single Support (czas jednostronnego podporu) (sek)	0,4454	0,4400	0,37000	0,5700	0,032513
Double Support (czas obustronnego podporu) (sek)	0,2763	0,2800	0,12000	0,5200	0,067458
Foot Off (oderwanie palucha) (%)	61,7123	61,6419	55,71000	68,5700	2,448813
Stride Length (odległość dwukroku) (m)	1,1643	1,1600	0,70000	1,5056	0,140920
Step Length (odległość jednego kroku) (m)	0,5902	0,5950	0,32000	0,7293	0,074312
Walking Speed prędkość chodu (m/s)	1,0069	1,0380	0,55000	1,3207	0,153598

Tabela 9.

Zakres ruchu w stawach biodrowych i kolanowych w badaniu klinicznym w czasie badania chodu przed leczeniem operacyjnym.

Zmienna	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
Stawy biodrowe				
Rotacja wewnętrzna	72,3	35,0	90,0	12,3
Rotacja zewnętrzna	12,5	-10,0	35,0	10,1
Antetorsja	40,9	5,0	65,0	12,1
Stawy kolanowe				
Wyprost czynny	-4,1	-15,0	0,0	4,9
Wyprost bierny	-0,6	-15,0	0,0	2,6
Zgięcie czynne	120,1	90,0	140,0	10,7
Zgięcie bierne	142,1	110,0	160,0	11,2
Wzrost	153,	117,0	176,0	13,4
masa ciała	45,2	16,0	70,0	12,2

Tabela 10

Zakres ruchu w stawach biodrowych i kolanowych w badaniu klinicznym w czasie badania kontrolnego w okresie obserwacji.

Zmienna				
	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
Stawy biodrowe				
Rotacja wewnętrzna	40,0	30,0	85,0	10,2
Rotacja zewnętrzna	33,9	-15,0	50,0	12,8
Antetorsja	13,8	0,0	30,0	6,0
Stawy kolanowe				
Wyprost czynny	-2,7	-25,0	0,0	5,6
Wyprost bierny	-0,81	-15,0	0,0	3,0
Zgięcie czynne	114,4	100,0	140,0	12,5
Zgięcie bierne	135,2	110,0	150,0	13,3
Wzrost	161,8	148,0	182,0	8,7
Masa ciała	56,6	35,0	79,0	10,4

Tabela 11

Rozkład wyników rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym w badaniu przedoperacyjnym.

Zakres ruchu	Liczba badanych
35	1
52	1
55	1
60	5
65	2
70	11
75	2
80	7
85	1
90	6

Tabela 12

Rozkład wyników rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym w badaniu przedoperacyjnym.

Zakres ruchu	Liczba badanych
-10	1
0	7
5	1
10	11
15	6
20	6
25	1
30	3
35	1

Tabela 13

Rozkład wyników antetorsji kości udowej w badaniu przedoperacyjnym.

Antetorsja	Liczba badanych
5	1
10	1
30	4
35	6
38	1
40	9
45	7
48	1
55	3
58	1
60	2
65	1

Tabela 14

Rozkład wyników czynnego wyprostu w stawie kolanowym w badaniu przedoperacyjnym

Zakres ruchu	Liczba badanych
-15	1
-10	12
-5	4
0	20

Tabela 15

Rozkład wyników biernego wyprostu w stawie kolanowym w badaniu przedoperacyjnym

Zakres ruchu	Liczba badanych
-15	1
-5	2
0	34

Tabela 16

Rozkład wyników czynnego zgięcia w stawie kolanowym w badaniu przedoperacyjnym

Zakres ruchu	Liczba badanych
90	1
100	3
110	4
115	1
120	15
130	12
140	1

Tabela 17

Rozkład wyników biernego zgięcia w stawie kolanowym w badaniu przedoperacyjnym

Zakres ruchu	Liczba badanych
110	1
120	2
130	5
140	11
145	2
150	13
160	3

Tabela 18
Rozkład wzrostu w czasie badania przedoperacyjnego.

Wzrost	Liczba badanych
117	1
135	1
140	1
142	1
143,5	1
144	1
145	1
146	1
150	2
151	2
152	1
153,5	1
155	1
159	1
160	2
161,5	1
164	1
165	1
166	1
173	1
176	2

Tabela 19
Rozkład masy ciała w czasie badania przedoperacyjnego.

Masa ciała	Liczba badanych
16	1
25	1
33	1
33,5	1
35	2
36	1
42	2
45	3
47	3
48	1
49	1
50	2
51	1
54	1
56	1
58,5	1
70	2

Tabela 20

Rozkład wyników rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym w badaniu pooperacyjnym.

Zakres ruchu	Liczba badanych
30	5
35	11
40	14
45	2
50	1
55	2
60	1
85	1

Tabela 21

Rozkład wyników rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym w badaniu pooperacyjnym.

Zakres ruchu	Liczba badanych
-15	1
-8	1
20	1
30	12
35	5
40	9
45	7
50	1

Tabela 22

Rozkład wyników antetorsji kości udowej w badaniu pooperacyjnym.

Antetorsja	Liczba badanych
0	1
8	1
10	17
15	10
20	5
25	1
30	2

Tabela 23

Rozkład wyników czynnego wyprostu w stawie kolanowym w badaniu pooperacyjnym.

Zakres ruchu	Liczba badanych
-25	1
-20	1
-10	2
-5	7
0	26

Tabela 24

Rozkład wyników biernego wyprostu w stawie kolanowym w badaniu pooperacyjnym.

Zakres ruchu	Liczba badanych
-15	1
-10	1
-5	1
0	34

Tabela 25

Rozkład wyników czynnego zgięcia w stawie kolanowym w badaniu pooperacyjnym.

Zakres ruchu	Liczba badanych
100	12
110	7
115	1
120	7
130	9
140	1

Tabela 26

Rozkład wyników biernego zgięcia w stawie kolanowym w badaniu pooperacyjnym.

Zakres ruchu	Liczba badanych
110	3
120	5
125	1
130	10
140	5
150	13

Tabela 27

Rozkład wzrostu w czasie badania pooperacyjnego.

Wzrost	Liczba badanych
148	1
150	2
152	1
153	1
155	2
157	1
158	1
159	2
160	2
162	1
165	4
166	1
168	1
170	1
173	1
174	1
176	1
182	1
Braki	12

Tabela 28
Rozkład masy ciała w czasie badania pooperacyjnego.

Masa ciała	Liczba badanych
35	1
43	2
47	1
48	1
50	4
51	2
55	1
57	1
58	1
60,5	1
61	2
62	1
64	1
65	3
70	1
75	1
79	1

Tabela 34
Dane czasowo-przestrzenne grupy chorych, badanie przedoperacyjne.

	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
Cadence (liczba kroków/minutę)	95,89707	35,29412	126,3158	19,15450
Stride Time (czas dwukroku) (sek)	1,34297	0,95000	3,4000	0,48346
Opposite Foot Off (oderwanie stopy przeciwnej) (%)	12,56465	0,00000	100,0000	11,58570
Opposite Foot Contact (kontakt z podłożem stopy przeciwnej) (%)	49,62747	37,70491	75,0000	4,33999
Step Time (czas jednego kroku) (sek)	0,67545	0,43333	1,8667	0,24825
Single Support (czas jednostronnego podporu) (sek)	0,45980	-0,53333	1,0667	0,12852
Double Support (czas obustronnego podporu) (sek)	0,41678	-0,38333	2,3667	0,44377
Foot Off (oderwanie palucha) (%)	62,04699	0,00000	85,0000	9,47006
Stride Length (odległość dwukroku) (m)	0,70587	0,00000	1,2888	0,25508
Step Length (odległość jednego kroku) (m)	0,33629	0,00000	0,6615	0,14245
Walking Speed prędkość chodu (m/s)	0,56845	0,00000	1,0587	0,26096

Tabela 35

Dane czasowo-przestrzenne grupy chorych badanie pooperacyjne.

	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch.std
Cadence (liczba kroków/minutę)	97,74949	104,3500	24,66000	133,3300	22,30617
Stride Time (czas dwukroku) (sek)	1,36721	1,1500	0,90000	4,8700	0,67896
Opposite Foot Off (oderwanie stopy przeciwnej) (%)	15,10373	14,1000	0,00000	47,9600	7,39921
Opposite Foot Contact (kontakt z podłożem stopy przeciwnej) (%)	49,36238	49,3200	29,27000	65,9300	4,65975
Step Time (czas jednego kroku) (sek)	0,69182	0,6000	0,44167	2,9000	0,36851
Single Support (czas jednostronnego podporu) (sek)	0,43371	0,4200	0,32000	0,9500	0,08345
Double Support (czas obustronnego podporu) (sek)	0,48695	0,3000	0,11000	3,6300	0,55792
Foot Off (oderwanie palucha) (%)	64,84584	63,6364	54,55000	88,0100	6,42498
Stride Length (odległość dwukroku) (m)	0,87792	0,9000	0,44000	1,4300	0,18577
Step Length (odległość jednego kroku) (m)	0,43744	0,4500	0,18000	0,6800	0,09997
Walking Speed prędkość chodu (m/s)	0,74208	0,8100	0,09000	1,2900	0,26555

12. Spis tabel i rycin

Ryc. 1. Cykl chodu.

Ryc. 2. Przykłady klas dźwigni.

Ryc. 3. Obraz Muybridg'a – The horse in motion.

Ryc. 4. Anatomiczne miejsca lokalizacji markerów.

Ryc. 5. Przykładowy wynik badania chodu w formie graficznego odwzorowania ruchu w poszczególnych stawach (w kolumnach od lewej: ruch miednicy, ruch w stawie biodrowym, kolanowym i ruch stopy) i trzech płaszczyznach (płaszczyzny w rzędach od góry: strzałkowa, czołowa i poprzeczna).

Ryc. 6. Kąt progresji stopy.

Ryc. 7. Zmiana ustawienia kąтового w płaszczyźnie strzałkowej w wyniku leczenia operacyjnego i rehabilitacyjnego.

Ryc. 8. grupa badawcza: prędkość liniowa stawu kolanowego w mm/s: kolor czerwony – badanie przedoperacyjne, kolor niebieski – badanie pooperacyjne.

Ryc. 9. Grupa badawcza: prędkość kątowna ruchu w stawie kolanowym w czasie przygotowania do przeniesienia i początkowej przeniesienia kończyny – kolor czerwony – badanie pooperacyjne, kolor niebieski – badanie przedoperacyjne.

Ryc. 10. Kąt progresji stopy w stopniach: kolor czerwony – grupa zdrowych, kolor niebieski – grupa chorych, po stronie lewej badanie przedoperacyjne, po stronie prawej badanie pooperacyjne.

Ryc. 11. Ustawienie kątowne w stawie kolanowym podczas chodu w stopniach - kolor czerwony – grupa zdrowych, kolor niebieski – grupa chorych, po stronie lewej badanie przedoperacyjne, po stronie prawej badanie pooperacyjne.

Ryc. 12. Prędkość liniowa stawu kolanowego w mm/s: kolor czerwony – grupa zdrowych, kolor niebieski – grupa chorych, po stronie lewej badanie przedoperacyjne, po stronie prawej badanie pooperacyjne.

Ryc. 13. Prędkość kątowna stawu kolanowego w stopniach/s: kolor czerwony – grupa zdrowych, kolor niebieski – grupa chorych, po stronie lewej badanie przedoperacyjne, po stronie prawej badanie pooperacyjne.

Tabela 1. Tabela demograficzna obejmująca wiek w czasie operacji oraz czas obserwacji (w latach), a następnie wzrost (w cm) i masę ciała (w kg) podczas pierwszego i drugiego badania trójwymiarowej analizy ruchu.

Tabela 2. Tabela przedstawiająca korekcje operacyjne kończyn dolnych.

Tabela 3. Tabela demograficzna grupy porównawczej.

Tabela 4. Średnia wartość kąta progresji stopy w stopniach, grupa zdrowych.

Tabela 5. Ustawienie kończyny dolnej w stawie kolanowym w stopniach, grupa zdrowych.

Tabela 6. Prędkość liniowa stawu kolanowego w mm/s – grupa zdrowych.

Tabela 7. Prędkość kątowna stawu kolanowego w stopniach /s – grupa zdrowych.

Tabela 8. Dane czasowo-przestrzenne grupy zdrowych.

Tabela 9. Zakres ruchu w stawach biodrowych i kolanowych w badaniu klinicznym w czasie badania chodu przed leczeniem operacyjnym.

Tabela 10. Zakres ruchu w stawach biodrowych i kolanowych w badaniu klinicznym w czasie badania kontrolnego w okresie obserwacji.

Tabela 11. Rozkład wyników rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym w badaniu przedoperacyjnym.

Tabela 12. Rozkład wyników rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym w badaniu przedoperacyjnym.

Tabela 13. Rozkład wyników antetorsji kości udowej w badaniu przedoperacyjnym.

Tabela 14. Rozkład wyników czynnego wyprostu w stawie kolanowym w badaniu przedoperacyjnym

Tabela 15. Rozkład wyników biernego wyprostu w stawie kolanowym w badaniu przedoperacyjnym

Tabela 16. Rozkład wyników czynnego zgięcia w stawie kolanowym w badaniu przedoperacyjnym

Tabela 17. Rozkład wyników biernego zgięcia w stawie kolanowym w badaniu przedoperacyjnym

Tabela 18. Rozkład wzrostu w czasie badania przedoperacyjnego.

Tabela 19. Rozkład masy ciała w czasie badania przedoperacyjnego.

Tabela 20. Rozkład wyników rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym w badaniu pooperacyjnym.

Tabela 21. Rozkład wyników rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym w badaniu pooperacyjnym.

Tabela 22. Rozkład wyników antetorsji kości udowej w badaniu pooperacyjnym.

Tabela 23. Rozkład wyników czynnego wyprostu w stawie kolanowym w badaniu pooperacyjnym.

Tabela 24. Rozkład wyników biernego wyprostu w stawie kolanowym w badaniu pooperacyjnym.

Tabela 25. Rozkład wyników czynnego zgięcia w stawie kolanowym w badaniu pooperacyjnym.

Tabela 26. Rozkład wyników biernego zgięcia w stawie kolanowym w badaniu pooperacyjnym.

Tabela 27. Rozkład wzrostu w czasie badania pooperacyjnego.

Tabela 28. Rozkład masy ciała w czasie badania pooperacyjnego.

Tabela 29. Wartości porównanie badania klinicznego przed i po leczeniu operacyjnym (test T dla prób parametrycznych).

Tabela 30. Kąt progresji stopy w przedoperacyjne badaniu chodu – w stopniach.

Tabela 31. Średnia wartości kątowych ustawienia kończyny w stawie kolanowym – w stopniach.

Tabela 32. Prędkość liniowa poruszania się stawu kolanowego w mm/s, grupa chorych.

Tabela 33 Prędkość kątowa poruszania się stawu kolanowego w stopniach /s, grupa chorych.

Tabela 34. Dane czasowo-przestrzenne grupy chorych, badanie przedoperacyjne.

Tabela 35. Dane czasowo-przestrzenne grupy badawczej, badanie pooperacyjne.

Tabela 36. Porównanie parametrów czasowo-przestrzennych grupy chorych i zdrowych – test U Mann’a-Whitney’a.