

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. JERZEGO KUKUCZKI W KATOWICACH

mgr Katarzyna Kieszczyńska

**Ocena ruchliwości dziecka pomiędzy 6 a 15 tygodniem życia z użyciem
Multimodalnej Analizy Ruchów**

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor:

Dr hab. n. o kult. fiz. Andrzej Myśliwiec, prof. AWF.

Akademia Wychowania Fizycznego w Katowicach

Promotor pomocniczy:

Dr inż. Monika Bugdol

Wydział Inżynierii Biomedycznej,

Politechnika Śląska w Gliwicach

Katowice 2022 r.

Spis treści:

Wykaz skrótów.....	2
1. WSTĘP.....	3
2. SUBIEKTYNA METODA OCENY NIEMOWLĄT – PRECHTLA.....	8
3. OBIEKTYWNE METODY OCENY NIEMOWLĄT – PRZEGLĄD.....	10
4. CEL PRACY.....	13
4.1 Pytania badawcze.....	13
5. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE.....	14
5.1 Materiał badawczy.....	14
5.1.1 Grupa badawcza.....	14
5.1.2 Procedura badania.....	17
5.2 Metody badawcze.....	19
5.2.1 Model badawczy.....	19
5.2.2 Narzędzia badawcze.....	21
5.3 Metody statystyczne.....	26
6. WYNIKI.....	27
6.1 Pierwszy etap badania.....	27
6.1.1 Komputerowa ocena ruchu całej grupy.....	27
6.1.2 Komputerowa ocena ruchu z podziałem na płeć.....	31
6.1.3 Komputerowa ocena ruchu z podziałem na rodzaj porodu.....	39
6.1.4 Komputerowa ocena ruchu z podziałem na wiek.....	47
6.2 Drugi etap badania – ocena ekspercka a komputerowa analiza ruchu.....	49
6.3 Trzeci etap badania.....	59
6.3.1 Ocena precyzji urządzenia na podstawie porównań wartości wszystkich wyników.....	59
6.3.2 Ocena precyzji urządzenia na podstawie porównań pomiędzy poszczególnymi nagraniami.....	60
7. DYSKUSJA.....	62
8. WNIOSKI.....	75
9. STRESZCZENIE.....	76
10. SUMMARY.....	77
BIBLIOGRAFIA.....	78

Wykaz skrótów

FM – Fidgety Movement (ruchy fidgety)

GM – General Movement (ruchy globalne)

GMA – General Movement Assessment (ocena ruchów globalnych)

IA – Idiopathic Asymmetry (asymetria idiopatyczna)

SA – Symptomatic Asymmetry (asymetria objawowa)

FMS – Factory of Movement Shape (współczynnik kształtu ruchu)

FMA – Factory of Movement Area (współczynnik pola ruchu)

CMA – Center of Movements Area (środek powierzchni ruchu)

MAR – Multimodalna Analiza Ruchów

MPD – Mózgowe Porażenie Dziecięce

DL – Deep Learning (głębokie uczenie)

fMRI – functional Magnetic Resonance Imaging (funkcjonalny rezonans magnetyczny)

EEG – Elektroencefalografia

MRI – Magnetic Resonance Imaging (rezonans magnetyczny)

Me – mediana

IQR – rozstęp międzykwartyłowy

p – wartość p testu

SD – odchylenie standardowe

N – liczba

1. WSTĘP

W latach 2015 a 2020 [41] średnio rok do roku w Polsce rodziło się około 380 tysięcy dzieci (378 684). Choć niewątpliwie liczba zdrowo urodzonych dzieci jest absolutnie większa, to jednak przyjmuje się, że w około 3% populacji stwierdza się niepełnosprawność. Znacząco to, że rocznie przybywa w Polsce co najmniej 2 tysiące dzieci z niepełnosprawnością. Szacuje się, że globalny wskaźnik niepełnosprawności wynosi od 2 do 3 na 1000 urodzeń, a niemowlęta urodzone zbyt wcześnie, są w grupie większego ryzyka późniejszych objawów zaburzeń ruchowych pochodzenia ośrodkowego, a w konsekwencji mózgowego porażenia dziecięcego (MPD). Specyficzne objawy MPD zwykle rozwijają się w ciągu pierwszego roku życia, a diagnoza często nie jest jednoznacznie postawiona, dopóki dziecko nie osiągnie roku, a nawet dwóch lat [6, 44, 49, 58, 96].

Alarmująco wysoki odsetek dzieci z MPD pozostaje niezdiagnozowanych do późniejszego dzieciństwa z powodu braku świadomości rodziców lub doświadczenia diagnostów. Wymagana jest zatem skuteczna, dokładna i powszechna metoda oceny rozwoju ruchowego niemowląt [21].

Dla tych dzieci wczesna diagnoza prowadząca do wykrycia nieprawidłowości w rozwoju psychoruchowym, jest kluczowym etapem dla osiągnięcia jak najlepszej jakości życia i funkcjonowania. W konsekwencji wszelkie możliwe narzędzia pozwalające na przyspieszenie rozpoznania istniejących i potencjalnie mogących zaistnieć w przyszłości zaburzeń stanowią niezwykle cenne uzupełnienie warsztatu diagnostów [6]. Wczesna identyfikacja niemowląt z obciążonym wywiadem okołoporodowym to przesłanka niezbędna, aby przeprowadzić specjalistyczną diagnostykę, wczesną interwencję i ewentualne dalsze działania terapeutyczne.

Porażenie mózgowe jest nabytym okołoporodowo uszkodzeniem mózgu skutkującym dysfunkcjami ruchowymi, wpływającymi na mobilność i postawę ciała. W okresie wczesnego niemowlęctwa, pojawiają się wyraźne wzorce ruchu, które są wysoce przewidywalne jako predyktory późniejszej niepełnosprawności. Te wzorce motoryczne można zaobserwować między innymi podczas spontanicznych ruchów niemowląt leżących w pozycji supinacyjnej [91, 35].

Rozwój dziecka jest procesem ciągłym i koherentnym, w którym skorelowane są umiejętności osiągane w poszczególnych sferach rozwoju. Charakteryzuje się trzema przesłankami:

- dużą zmiennością, zapoczątkowaną już w okresie płodowym niemowlęcia i zależną od warunków okołoporodowych oraz uwarunkowań genetycznych;
- różnorodnością, która mówi o tym, że każde dziecko jest inne;
- wariantowością, która świadczy o prawidłowym funkcjonowaniu układu nerwowego, a jej uzewnętrznieniem jest prezentowanie przez dziecko różnych wariantów „radzenia sobie” z tą samą sytuacją.

Dziecko, wykonując ruch w określonym zakresie oraz kierunku, za każdym razem wykonuje go nieco inaczej. Zaburzenia wariantowości, zwłaszcza w sytuacji niewielkiego deficytu rozwojowego, stają się przyczyną trudności diagnostycznych, z którymi spotykają się lekarze i fizjoterapeuci. Podczas pierwszych miesięcy życia człowiek rozwija się bardzo dynamicznie. Na początku jest istotą niezdolną do wykonania celowego ruchu, by z biegiem czasu samodzielnie poruszać się w swoim środowisku. Jest to niezwykle ważna dla diagnostyki charakterystyka, ponieważ wynik przeprowadzonego badania, a tym samym rokowania co do dalszego rozwoju dziecka, mogą się zmieniać nawet na przestrzeni doby [4].

Prawidłowy rozwój ruchowy zależy od prawidłowej pracy ośrodkowego układu nerwowego. Ta z kolei jest zależna, między innymi, od takich czynników jak: czas trwania ciąży, przebieg porodu, prawidłowa pielęgnacja w pierwszych dniach życia, czy też występowanie odpowiedniej liczby bodźców ruchowych, jak i sensorycznych w życiu niemowlęcym [69].

Pojawienie się nowych umiejętności ruchowych jest skorelowane z rozwojem układu nerwowego i doskonaleniem połączeń w obwodach neuronalnych. W konsekwencji potencjał ewaluacji rozwoju ruchowego dziecka, opierający się zasadniczo na sekwencjach neurorozwojowych występujących po sobie i nazywanych kamieniami milowymi, stanowi podstawowy zakres zainteresowania planowanych badań.

Aby wzmiankowany potencjał możliwym był do praktycznego zrealizowania, niezbędne jest posiadanie odpowiednio skutecznych i precyzyjnych narzędzi, pozwalających na weryfikację rozwoju neuroruchowego na wczesnym etapie życia dziecka. Weryfikacja ta posiada znaczenie, ponieważ odpowiednio wcześnie wykryte zaburzenia rozwoju neuromotorycznego przyczyniają się bezpośrednio do zmniejszenia wystąpienia zaburzeń sensorycznych, problemów z koordynacją, jak i zaburzeniami posturalnymi u dzieci [63].

Liczne badania dostarczają dowodów na to, że wczesna stymulacja i świadome otoczenie mogą pozytywnie wpłynąć na rozwijający się układ nerwowy, poprawiając wyniki u niemowląt wysokiego ryzyka. Istotne jest, aby wcześniej diagnozować niemowlęta wysokiego ryzyka, stąd tak przydatne są programy wczesnej interwencji. Pozwalają one na początkowym etapie rozpoznawać niemowlęta z poważnymi upośledzeniami ruchowymi [5, 16, 50, 69, 88].

Równie istotne znaczenie ma jakość prezentowanych przez niemowlę, w jego pierwszym okresie rozwoju, wzorców ruchowych ze względu na początkową preferencję pozycyjną (symetryczną lub asymetryczną). Stanowić może ona objaw późniejszych zaburzeń ruchowych lub posturalnych [57, 67, 92].

Asymetria funkcjonalna dotyczy 12% noworodków w ciągu pierwszych sześciu miesięcy życia. Wyróżnia się asymetrię idiopatyczną (IA) oraz objawową (SA). Asymetria idiopatyczna to asymetria o nieznannej etiologii. Jest ona łagodna i związana z pozycją preferowaną przez niemowlę. Głowa niemowlęcia jest zwrócona w jedną stronę przez większość czasu podczas swobodnej pozycji w jakiej niemowlę przebywa. Zauważalny jest ograniczony aktywny ruch na drugą stronę. Asymetria objawowa jest z kolei konsekwencją zaburzeń rozwojowych, zespołów genetycznych i innych dysfunkcji, między innymi zaburzeń w rozwoju stawów biodrowych, okołoporodowego złamania obojczyka, wrodzonego kręczu szyi, uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego, kraniosynostozy, zaburzeń sensorycznych [71].

Obecnie do diagnostyki niemowląt wykorzystywane są narzędzia, które można sklasyfikować przedmiotowo z punktu widzenia sposobu prowadzenia badań. W zależności od wieku dziecka oraz celu badania fizjoterapeutycznego przyporządkowanie następuje do jednej z dwóch zasadniczych grup metod.

W ramach pierwszej, do oceny prawidłowości rozwoju stosuje się metody oparte na subiektywnej analizie wspartej na wiedzy i doświadczeniu fizjoterapeuty lub lekarza. Wśród czynności wykonawczych można tu wymienić przykładowo obserwację spontanicznej ruchliwości, czy też wywoływanie odpowiedzi w toku różnorodnych zawiesznień, ułożeń, czy też „prowokacji” [33].

Druga grupa, to metody bazujące na zobiektywizowanych testach wykorzystujących narzędzia pomiarowe, takie jak akcelerometry czy system czujników magnetycznych, śledzących ruchy kończyn górnych i dolnych dziecka w spontanicznej aktywności [72, 74].

Tworzone są również systemy wspomagające diagnostykę neurorozwojową. Wiele proponowanych rozwiązań bazuje na komputerowej analizie nagrań spontanicznej motoryki niemowląt służącej automatycznej ocenie ruchów globalnych z wykorzystaniem algorytmów sztucznej inteligencji [19, 51, 57, 80].

Ze względu na rolę czynnika wolitywnego właściwego aktywności człowieka, grupy metod wskazane wyżej określić można jako subiektywne (pierwsza grupa) oraz obiektywne (druga grupa). Obydwa podzbiory mają swoje wady i zalety [15, 61].

Subiektywne metody oceny są praktycznie nieinwazyjne. Przeprowadzenie badania jest łatwe i nie wymaga specjalistycznej aparatury, a zatem oceny można dokonać w warunkach gabinetowych. Przez to jednak, że metody te opierają się na subiektywnej ocenie diagnosty i bazują na jego doświadczeniu i wiedzy, obarczone są większym błędem diagnostycznym a subiektywna ocena diagnosty w żadnym stopniu nie podlega weryfikacji i porównaniu [15].

Zaletą stosowania obiektywnych metod w zakresie wyżej wymienionych dysfunkcji, jest możliwość uzyskania powtarzalnych parametrów w ocenie ruchu oraz niezależność od subiektywnych umiejętności obserwatora. Komputerowe analizy pozwalają śledzić wszystkie rodzaje ruchów w przestrzeni trójwymiarowej, w tym obrót, wydłużenie i wygięcie, czego nie jesteśmy w stanie uzyskać podczas obserwacji przez badacza. Bazują one na konkretnych danych pomiarowych i liczbowych, a zebrane wyniki mogą podlegać dalszej analizie, porównaniu i interpretacji [16, 51, 61].

Wadą niektórych z wykorzystywanych urządzeń jest niewątpliwie ich inwazyjność. Montaż akcelerometrów czy markerów na ciele dziecka, może w sposób bezpośredni wpływać na jego aktywność ruchową. Powoduje to w konsekwencji przykładowo intuicyjne próby pozbycia się ciała obcego z powierzchni kończyny przez dziecko. Przeprowadzenie takich badań wiąże się dodatkowo z koniecznością wykorzystania specyficznych warunków lokalowych i aparaturowych. Te, zbliżone są do laboratoryjnych i całkowicie różnych od przyjaznych dla dziecka warunków domowych, która to okoliczność może również mieć wymierny wpływ na jakość wykonywanych ruchów. Zastosowanie wymienionych narzędzi wymaga dodatkowo użycia specjalistycznego sprzętu pomiarowego, który nie jest ogólnodostępny i wymaga obsługi przez wyspecjalizowany personel [30, 46, 61, 79].

Powyżej przedstawione uwarunkowania faktyczne pozwalają na poczynienie wstępnego założenia, że zasób narzędzi, które mogą być wykorzystywane jako metoda obiektywna wymaga dalszego udoskonalenia. Postulowanym zasadniczym celem jest wyeliminowanie w jak największym stopniu stwierdzonych i niewątpliwych wad

technologicznych, materiałowych i konstrukcyjnych, w tym również kubaturowych. Istnieją możliwości techniczne dla takich zmian. Odpowiednie modernizacje przyczynić się mogą do zwiększenia praktyczności i efektywności oprzyrządowania, a w konsekwencji poszerzenia i optymalizacji warsztatu diagnostycznego w stopniu, w którym metody subiektywne nie mogą zostać zmodyfikowane [82].

Istnienie potrzeby poszukiwania i tworzenia obiektywnych narzędzi pomiarów ruchliwości dziecka, które będą w obiektywny sposób oceniały ruchliwość niemowląt, przy wyeliminowanych w stopniu maksymalnym: inwazyjności i wpływie na ruchliwość dziecka w czasie badania, stanowi kluczowe założenie badań objętych niniejszą pracą.

Nowe technologiczne możliwości diagnostyczne stanowiące narzędzie dla niniejszych badań opierają się na analizie rejestrowanego obrazu cyfrowego odzwierciedlającego ruchy dziecka.

Praca ta stanowi w szczególności analizę stworzonego systemu do oceny przebiegu, jakości, a także symetrii ruchu u niemowląt leżących w wieku 6 – 15 tygodni. Ocena obrazu daje możliwości opracowania prostego, bezinwazyjnego, a co najważniejsze obiektywnego i powtarzalnego narzędzia do oceny jakości ruchu małego dziecka. Rzetelny, cyfrowy zapis pozwala śledzić ruch poszczególnych segmentów ciała dziecka w przestrzeni wraz z wszystkimi możliwymi do odczytania parametrami. Opracowana metoda umożliwi obiektywną, niezależną od poziomu wiedzy w bezpośrednim otoczeniu, ocenę stanu zdrowia dziecka w zakresie psychoruchowym. Opracowanie tego typu metody może stanowić podstawę do przeprowadzenia badań przesiewowych, stanowiących pierwszy krok do rozpoczęcia diagnostyki ewentualnych zaburzeń i skierowania dziecka do specjalisty.

2. SUBIEKTYWNA METODA OCENY NIEMOWLĄT – PRECHTLA

Badania nad wczesnymi funkcjami motorycznymi mają długą historię. Po pierwszych próbach, w którym skupiono się głównie na badaniach odruchów niemowląt, zaczęto systematycznie badać u wcześniaków i niemowląt urodzonych o czasie spontaniczne ruchy, czyli takie, które są wolne od bodźców zewnętrznych i opisują obraz leżącego dziecka [80]. Około 30 lat temu Heinz Prechtel stał się pionierem nowatorskiej formy diagnostyki ruchu niemowląt. Jego badania wykazały, że odchylenia w jakości prezentowanych ruchów niemowląt, a nie jak dotąd sądzono ich liczba, wskazują na neurologiczne dysfunkcje. Konstatacja niniejsza stanowiła punkt wyjścia do opracowania ogólnej oceny ruchu Prechtla [13].

Wczesna diagnostyka niemowląt pozostaje nadal wyzwaniem dla badaczy. Trudności praktyczne implikuje choćby próba poszukiwania wyraźnego związku między patologicznymi rokowaniami rozwoju dziecka opartymi na skanach neuroobrazowych, a funkcjami poznawczymi dzieci. Ogólna Ocena Ruchu wg Prechtla (General Movement; GM) skupiając się na ocenie integralności układu nerwowego stanowi narzędzie służące do identyfikacji niemowląt dużego ryzyka, zagrożonych deficytami neuromotorycznymi [31].

Ostatnie badania na wcześniakach pokazują, że nieprawidłowe ruchy ogólne (GM) wskazują nie tylko na zaburzony rozwój ruchowy, ale również na upośledzenie obszarów mózgu odpowiedzialnych za rozwój poznawczy [26].

Metoda Prechtla opiera się na wizualnym postrzeganiu prawidłowych i nieprawidłowych ruchów całego ciała. Jest metodą nieinwazyjną o dużej mocy predykcyjnej i dokładności. Opiera się na ocenie tzw. ruchów globalnych (GM), które można rozumieć jako ruchy płynne, swobodne. Czułość i swoistość GM wynosi odpowiednio 98% i 91%. Analizowane w niej ruchy fidgety (FM), to ogólne ruchy o małej amplitudzie, umiarkowanej prędkości i zmiennym przyspieszeniu szyi, tułowia i kończyn we wszystkich kierunkach [20, 24, 42].

Ocena GM wg Prechtla skupia się przede wszystkim na obserwacji podczas spontanicznej aktywności, przez co badanie może być potencjalnie powtarzane w celu monitorowania rozwoju niemowlęcia, jak i postępów przeprowadzanej terapii. GM to ruchy, które są częścią repertuaru ruchów spontanicznych. Są obecne od wczesnego życia płodowego do końca pierwszego półrocza życia. GM są złożone, występują często i trwają wystarczająco długo, aby można je było właściwie obserwować. Obejmują one całe ciało w zmiennej sekwencji ruchów kończyn górnych i dolnych, szyi i tułowia. Kiedy rozwijający

się układ nerwowy jest osłabiony, GM tracą złożoność, stają się nagle lub niezorganizowane, a ich płynny i zmienny charakter przekształca się i staje się stereotypowy [87].

Procedura przeprowadzenia oceny metodą Prechtla, przeprowadzana jest w ten sposób, iż niemowlę pozostaje w pozycji leżącej na plecach lub w pozycji półsiedzącej w leżaku. Niezbędnym jest przy tym baczenie na stan psychofizyczny dziecka, ponieważ pamiętać należy, że analizowane FM są obecne tylko wtedy, gdy niemowlę nie śpi, znikają natomiast, gdy niemowlę zaczyna być niespokojne lub płacze, a także kiedy jest senne lub śpi. Wystarczający czas nagrania dla dziecka urodzonego o czasie to od 5 do 10 minut [23, 24, 25].

Ocenianie ruchów niemowlęcia na nagraniu oparte jest o globalną wizualną percepcję „Gestalt” [1, 17, 36]. Badający powinien unikać koncentracji na szczegółach. Wzrok powinien skupiać w centralnym punkcie ciała dziecka, np. na mostku. Ocena następuje bez nagrania dźwięku, gdyż zakłócenia ze strony otoczenia mogą mieć wpływ na osobę oceniającą nagranie. Należy unikać na nagraniu obecności opiekunów, rodzeństwa, łóżka pełnego zabawek lub drażniącego oczu koloru kocyka, na którym leży dziecko. Doświadczonemu obserwatorowi metody Prechtla wystarczy od 1 do 3 minut filmu, by ocenić ruchy globalne GM. Czasowa organizacja FM zależy od wieku. Najpierw (tj. po 6 – 8 tygodniach) FM występują jako pojedyncze zdarzenia; ich częstotliwość następnie wzrasta w 9. – 14. tygodniu, po czym ponownie maleje w 15. – 18. tygodniu.

Czasową organizację FM można scharakteryzować następująco :

1) Ciągłe FM (oceniane w protokole jako ++) Continual FMs, są to ruchy częste, choć mogą być przeplatane bardzo krótkimi 1 – 2 sekundowymi przerwami. W ruch zaangażowane jest całe ciało, szczególnie szyja, ramiona, nadgarstki, biodra i kostki. W zależności od rzeczywistej postawy ciała, szczególnie pozycji głowy, mogą wystąpić FM asymetrycznie. Kiedy niemowlęta skupiają się na otoczeniu, ich FM zaznaczają się głównie w biodrach i kostkach, mniej natomiast w ramionach i nadgarstkach.

2) Przerywane FM (oceniane w protokole jako +) Intermittend FM, są ruchami przerywanymi, występującymi we wszystkich częściach ciała. Niemowlęta robią dłuższą pauzę w sekwencjach ruchu (do 10 s), co sprawia wrażenie, że FM są obecne tylko przez połowę czasu obserwacji.

3) Sporadyczne FM (oceniane w protokole jako +/-) Sporadic FM, są to izolowane ruchy bursts (nagle, zrywane) trwające od 1 do 3 sekund, przeplatane długimi przerwy do 1 minuty.

4) Nieobecne FM (wynik w protokole jako F-) Absent FM [22, 23, 24, 25, 77].

3. OBIEKTYWNE METODY OCENY NIEMOWLĄT – PRZEGLĄD

Dziecko w wieku badanym (0 – 3 lat) jest trudnym pacjentem do diagnostyki urządzeniem mierzącym, ponieważ nie wykonuje poleceń, a ułożenie i symetria ciała zależą w dużej mierze od ustawienia głowy. Dodatkowo postęp w rozwoju jest zmienny i bardzo szybki w porównaniu z rozwojem w wieku późniejszym [15].

Jednym ze stosowanych obiektywnych narzędzi diagnostycznych jest PodoBaby. Pozwala ono ocenić jakość pozycji ułożeniowej za pomocą rejestracji powierzchni przylegania ciała niemowlaka po stronie prawej i lewej, w pozycji supinacyjnej i pronacyjnej z wykorzystaniem maty tensometrycznej [33, 78]. Urządzenie daje możliwość w sposób obiektywny oszacować układ i wielkość płaszczyzny podparcia ułożonego na plecach lub na brzuchu niemowlęcia, w stosunku do obrysu rzutu całego ciała. Nie określa natomiast w sposób obiektywny jakości wykonywanych ruchów. Choć PodoBaby może mieć zastosowanie we wczesnej diagnostyce zaburzeń ruchowych takich jak asymetria, jednak nie znajduje zastosowania do szerszej diagnostyki zaburzeń ruchowych.

Ostatnia dekada przyniosła rozkwit koncepcji opartych na wykorzystaniu technologii informatycznych wspomagających ocenę ruchu we wczesnym dzieciństwie. Coraz więcej uwagi poświęca się na opracowanie technik opartych na sztucznej inteligencji jako uzupełnienia klasycznych metod oceny ruchów globalnych wg Prechtla [19, 51, 80, 83, 93].

W literaturze przedmiotu opisywane są również inne niż dokonywane w ramach analiz Metodą Prechtla badania z wykorzystaniem obrazu wideo. Wspólną cechą znacznej części publikacji jest wykorzystywanie obrazu wideo do oceny predykcyjności ruchu, jako potencjalnego sygnału do rozwoju mózgowego porażenia dziecięcego [56, 74].

Obecnie wdrażane technologie związane z komputerową oceną ruchu lub obrazu niemowlęcia ukierunkowują się na uzupełnienie i wzmocnienie ocen opierających się na subiektywnej i ogólnej technice wzrokowej.

Pogłębiana sukcesywnie specjalistyczna wiedza w zakresie oceny rozwoju neuromotorycznego dzieci skutkuje opracowywaniem coraz precyzyjniejszych i potwierdzonych w zakresie sprawdzalności skal rozwoju ruchowego. Wskazuje przy tym jednoznacznie, że miarą sukcesu diagnostycznego, a w konsekwencji również terapeutycznego, jest precyzja przeprowadzanego badania oraz liczba możliwych do sklasyfikowania zachowań i odruchów badanego pacjenta.

Kolejne badania nad tworzeniem obiektywnych narzędzi do oceny ruchu dziecka skutkują poszerzeniem instrumentarium o kolejne specjalistyczne metody. Jedną z nich jest

przykładowo komputerowa analiza ruchów globalnych z zastosowaniem czujników magnetycznych, śledzących ruch kończyn górnych i dolnych.

Badacze pod kierunkiem Philipii zastosowali sensory magnetyczne, które śledziły ruch kończyn górnych i dolnych. Badali oni kolejność, szybkość i amplitudę wykonywanych ruchów. Według autorów, dzięki analizie kinematycznej ruchów dziecka można przewidywać rozwój mózgowego porażenia dziecięcego w większym stopniu niż za pomocą przeprowadzonej oceny klinicznej. Wykazano też w sposób obiektywny, że ruchy niemowląt z mózgowym porażeniem dziecięcym mają charakter stereotypowy [75].

Wśród wzmiankowanych wyżej narzędzi pomiarowych wyszczególnić należy przede wszystkim te, które podczas badania wykorzystują akcelerometry trójosiowe służące do pomiaru prędkości i przyspieszenia ruchu w przestrzeni trójwymiarowej. Dane szeregów czasowych przyspieszenia podlegają analizie liniowej i nieliniowej. Można z nich odczytać charakter ruchu, czyli jego kierunek, obszar, prędkość, a także przewidywalność, powtarzalność i dynamikę. Pomiar przyspieszenia może dotyczyć równocześnie kończyn górnych i dolnych [46, 72, 97]. Tym niemniej ich użyteczność, uwzględniając trudności praktyczne w zakresie ich zastosowania, jest dyskusyjna.

Inni badacze skupiali się na ocenie ruchów kończyn z uwzględnieniem analiz właściwości kinematycznych, którymi są częstotliwość, powtarzalność sekwencji, koordynacja pomiędzy stawami i pomiędzy kończynami. Przyjęte założenia pozwoliły na podstawie nagrań wideo dokonać oceny jakościowej globalnych ruchów spontanicznych, jak i oceny ruchów samych kończyn dolnych [94].

Coraz powszechniej do zautomatyzowania oceny GM wykorzystywane są algorytmy uczenia maszynowego [51] oraz uczenia głębokiego (Deep Learning) [64, 68]. Oba modele służą do klasyfikacji nagrań na zawierające ruchy prawidłowe lub świadczące o możliwości wystąpienia nieprawidłowości w rozwoju neuromotorycznym. Ocena ta niewątpliwie ułatwia proces diagnostyczny, jednak proponowane modele nie do końca zaspokajają potrzebę obiektywizacji ze względu na brak możliwości interpretacji wartości cech w kontekście ich prawidłowości lub nieprawidłowości. Nie dają one możliwości porównania motoryki spontanicznej niemowlęcia na kilku nagraniach, co mogłoby pozwolić na śledzenie postępów terapii.

Wreszcie znaczącym usprawnieniem jest coraz powszechniejsze wykorzystywanie markerowych systemów, w celu odejścia od kablowych systemów pomiarów, mogących istotnie ograniczać i wpływać na ruch dziecka. Takim narzędziem jest Vicon System. Jest to optoelektroniczny system przechwytywania ruchu oparty na kilku kamerach o wysokiej

rozdzielczości i markerach odblaskowych. Markery te są umieszczane na określonych punktach ciała. W wyniku ruchu ciała światło podczerwone odbija się od obiektywu aparatu i trafia na światłoczułą blaszkę tworząc sygnał wideo. Układ ten pozwala na rejestrację wybranych parametrów ruchu [95].

Szeroki zakres prowadzonych badań w światowej nauce wskazuje wyraźny kierunek dla przeprowadzenia kierunkowych analiz prowadzących potencjalnie do uzyskania efektów i wniosków – w poszczególnych aspektach rozpoznania ruchu – o istotnym znaczeniu dla nauki i prawdopodobnej możliwości praktycznego wykorzystania w diagnostyce niemowląt.

Jednym z celów, jakie postawiono sobie w zakresie niniejszej pracy, jest zatem włączenie się do ogólnoświatowych badań dotyczących komputerowej analizy rozwoju ruchowego niemowląt. Niniejszy nurt badawczy scharakteryzować można poprzez odniesienie do wykorzystywanych nowatorskich rozwiązań technicznych bazując jednocześnie na dotychczasowych osiągnięciach nauki w zakresie diagnostyki neurorozwojowej niemowląt.

Powołany przy Instytucie Fizjoterapii i Nauk o Zdrowiu AWF Katowice zespół medyków i inżynierów OSESEC (Objective System for Evaluation and Support of Early Childhood) postanowił przeprowadzić badania nad wykorzystaniem analizy obrazu wideo niemowląt oraz próby określenia parametrów, które w przeszłości, mogą mieć znaczenia do wczesnego wykrywania nieprawidłowości w warunkach domowych, jak również do prowadzenia dokumentacji w warunkach ambulatoryjnych.

Niniejsza praca stanowi wkład do powyżej przedstawionego projektu, przy uwzględnieniu opracowanych wspólnie i zestandaryzowanych założeń poznawczych.

4. CEL PRACY

Celem badawczym jest ocena spontanicznej ruchliwości dziecka pomiędzy 6. a 15. tygodniem życia z użyciem multimodalnego narzędzia do oceny ruchów.

4.1 Pytania badawcze

- 1) Czy istnieje możliwość oceny spontanicznej ruchliwości w aspekcie kierunku, prędkości, przyspieszenia w odniesieniu do punktów cyfrowych naniesionych na ciele dziecka (kończyn górnych, kończyn dolnych) z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów?
- 2) Czy można dostrzec związek pomiędzy wynikami uzyskiwanymi w multimodalnej analizie ruchów, a diagnostycznej metodzie Prechtla?
- 3) Czy istnieje zależność pomiędzy zmiennymi uzyskanymi w wywiadzie okołoporodowym takimi jak: wiek dziecka, płeć oraz rodzaj porodu, a wynikami uzyskanymi w multimodalnej analizie ruchów spontanicznych?
- 4) Czy ocena obrazu wykonanego poprzez multimodalną analizę ruchów spontanicznych cechuje się powtarzalnością?

5. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

Badania zostały zatwierdzone przez Komisję Bioetyczną (nr 5/2018) i były zgodne z Deklaracją Helsińską. Wszyscy pacjenci i ich rodzice/opiekunowie wyrazili pisemną oraz świadomą zgodę na udział w badaniach.

Dane osobowe oraz wizerunek pacjenta gromadzono i przetwarzano w bazie zgodnej z przepisami o ochronie danych osobowych.

Urządzenia zastosowane w badaniach nie stanowiły jakiegokolwiek zagrożenia z poziomu promieniowania, czy też innej energii, która w jakikolwiek sposób mogłaby wpłynąć na bezpieczeństwo dziecka poddanego obserwacji.

5.1 Materiał badawczy

5.1.1. Grupa badawcza

Grupę badawczą stanowiła grupa 51 niemowląt w wieku pomiędzy 6. a 15. tygodniem życia. Rodzice dzieci zostali poinformowani o celu i sposobie realizacji badań oraz możliwości rezygnacji z uczestnictwa na każdym etapie ich trwania. Badania zostały przeprowadzone w warunkach domowych, w stałym momencie dnia.

Ustalono kryteria włączenia i wyłączenia materiału badawczego do dalszych badań.

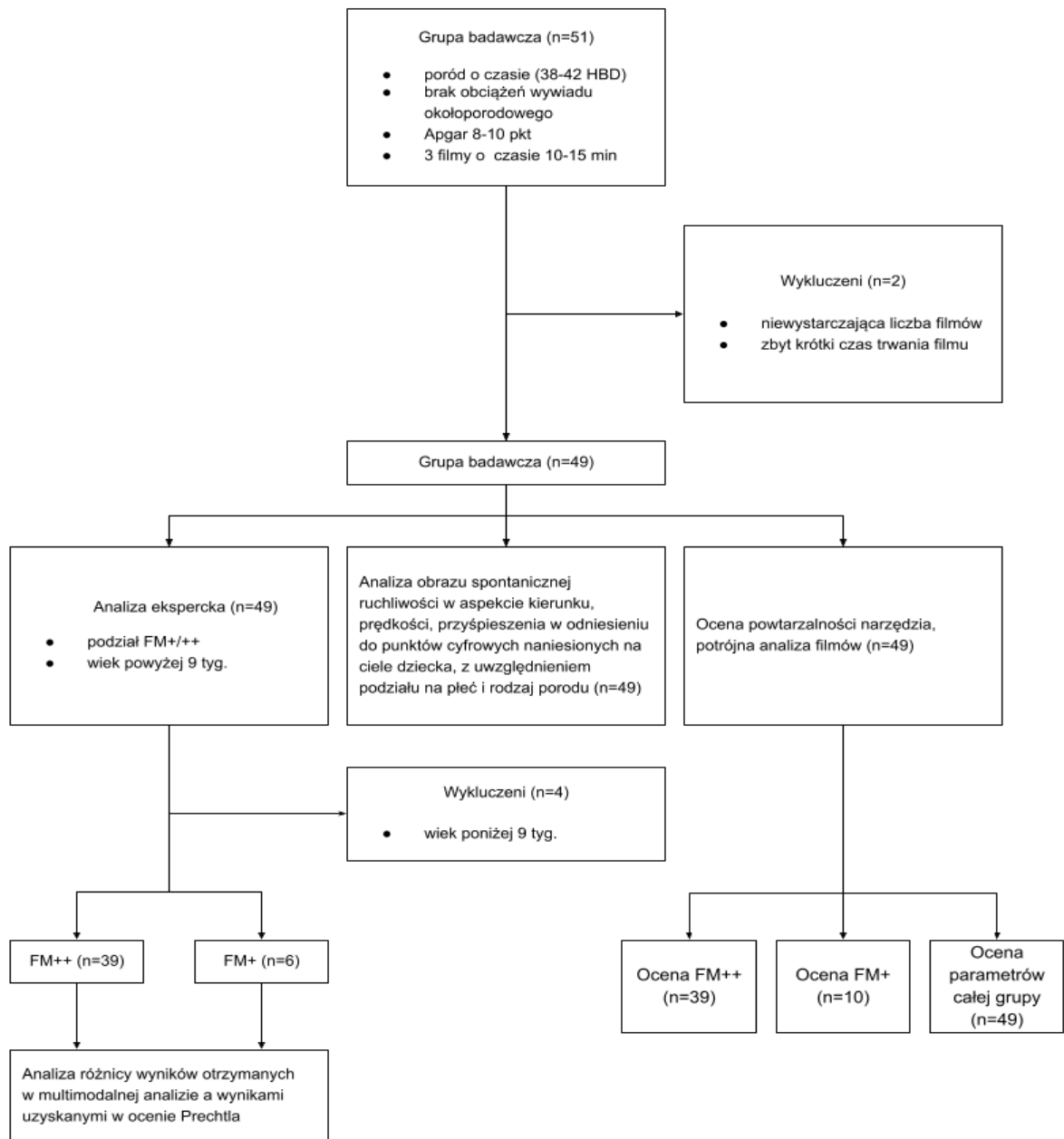
1. Kryterium włączenia stanowiły:

- a. zgoda rodziców na przeprowadzenie badania (po uprzednim poinformowaniu ich o celu i przebiegu badania),
- b. dzieci w wieku między 6. a 15. tygodniem życia,
- c. urodzenie o czasie (zarówno przez poród fizjologiczny, jak i cesarskie cięcie),
- d. otrzymanie przez niemowlę po porodzie co najmniej 8 pkt w skali Apgar,
- e. brak obciążonego wywiadu i niepokojących symptomów.

2. Kryterium wyłączenia stanowiły:

- a. zły stan psychofizyczny dziecka w kolejnym badaniu, uniemożliwiający zestawienie uzyskanych wyników,
- b. płacz dziecka podczas nagrywania filmu uniemożliwiający prawidłową rejestrację materiału,
- c. niemowlęta z wadami wrodzonymi, wadami genetycznymi, obciążone wywiadem okołoporodowym wskazującym na możliwość występowania zaburzeń neurologicznych,

- d. brak możliwości rejestracji co najmniej 3 filmów zgodnie z przyjętym protokołem,
- e. długość nagranych filmów (mniej niż 10 minut).



Rycina 1. Diagram prezentujący procedurę podziału grupy badawczej ze względu na rodzaj i zakres analiz komputerowych

Zestawienie danych demograficznych i medycznych w całej grupie objętej analizą za pomocą multimodalnego narzędzia do analizy ruchliwości spontanicznej dziecka, a także zależności pomiędzy wynikami multimodalnej analizy ruchów (MAR), a diagnostycznej metody Prechtl'a przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Charakterystyka grupy badawczej z podziałem na płeć (N – liczba osób). Wiek niemowląt w tygodniach (średnia, SD – odchylenie standardowe, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, mediana, IQR – rozstęp między kwartyłowy), kolejnej ciąży (Cx), rodzaju porodu (SN – siłami natury, CC – cesarskie cięcie), oceny wg metody Prechtl (FM++ – fidgety movements ciągłe, FM+ – fidgety movement przerywane), tygodnia ciąży, w którym nastąpił poród, wieku matki i ojca w latach, konfliktu serologicznego, masy urodzeniowej (g – gram), punktacji w skali Apgar.

	Cała grupa		Grupa >=9 t.ż. objęta analizą zależności pomiędzy wynikami MAR a metodą Prechtl	
	N	N = 49	N	N = 45
Płeć	49		45	
Żeńska		25 (51,0%)		23 (51,1%)
Męska		24 (49,0%)		22 (48,9%)
Wiek [tygodnie]	49		45	
Średnia (SD)		12,10 (2,10)		12,52 (1,61)
Mediana [IQR]		12,57 [11,00, 13,9]		13,00 [11,29, 13,9]
Min Max		6,6 15,71		9,0 15,71
Cx	49		45	
1		25 (51,0%)		23 (51,1%)
2		20 (40,8%)		18 (40,0%)
3		4 (8,2%)		4 (8,9%)
Rodzaj porodu	49		45	
SN		25 (51,0%)		24 (53,3%)
CC		24 (49,0%)		21 (46,7%)
FM	49		45	
+		10 (20,4%)		6 (13,3%)
++		39 (79,6%)		39 (86,7%)
TC	49		45	
38		14 (28,6%)		13 (28,9%)
39		21 (42,9%)		18 (40,0%)
40		11 (22,4%)		11 (24,4%)
41		3 (6,1%)		3 (6,7%)
Wiek matki [lata]	49		45	
Średnia (SD)		33,45 (3,40)		33,40 (3,26)
Mediana [IQR]		33,00 [31,00, 36,0]		33,00 [31,00, 36,0]
Min Max		27,0 41,00		27,0 41,00
Wiek ojca [lata]	49		45	
Średnia (SD)		34,29 (3,42)		34,29 (3,42)
Mediana [IQR]		34,00 [32,00, 36,0]		34,00 [32,00, 36,0]
Min Max		27,0 42,00		27,0 42,00
Konflikt serologiczny	49		45	
Tak		2 (4,1%)		2 (4,4%)
Nie		47 (95,9%)		43 (95,6%)
Masa [g]	49		45	
Średnia (SD)		3449,18 (420,68)		3455,89 (416,91)
Mediana [IQR]		3350,00 [3180,00, 3740,0]		3350,00 [3180,00, 3740,0]
Min Max		2630,0 4660,00		2630,0 4660,00
APGAR	49		45	
9		3 (6,1%)		3 (6,7%)
10		46 (93,9%)		42 (93,3%)

Badaniem objęto 49 niemowląt, w tym 25 (51,0%) płci żeńskiej i 24 (49,0%) płci męskiej. Mediana wieku w badanej grupie wynosiła 12 tygodni i 6 dni. Wszystkie niemowlęta urodziły się z ciąży pojedynczej donoszonej, w tym w 25 przypadkach (51,0%) z ciąży pierwszej, 20 przypadkach (40,8%) z ciąży drugiej i 4 przypadkach (8,2%) z ciąży trzeciej. W 25 przypadkach (51,0%) poród zakończył się siłami natury, w 24 (49,0%) drogą cesarskiego cięcia. Stan niemowląt objętych badaniem bezpośrednio po porodzie oceniono w skali APGAR na bardzo dobry (10 punktów) w 46 przypadkach (93,9%), 9 punktów w 3 przypadkach (6,1%).

Podgrupę, w której analizowano różnicę pomiędzy multimodalną analizą ruchów a wynikami uzyskanymi w ocenie Prechtla, stanowiło 45 niemowląt w wieku 9 tygodni lub starszych. Nie analizowano niemowląt od 6. do 8. tygodnia (4 niemowlęta), ponieważ zgodnie z metodyką Prechtla nie mogły one być ocenione wyżej niż FM+. W ocenie eksperckiej 6 (13,3%) zaklasyfikowano jako FM+ i 39 (86,7%) zaklasyfikowano jako FM++.

5.1.2 Procedura badania

Każde nagranie wykonywane było do 15 minut [76] i z użyciem przenośnego stanowiska do rejestracji wideo w domu pacjenta (ryc. 2). Stanowisko składało się z leżyska spełniającego normy pod względem higieny i bezpieczeństwa. Powierzchnia była miękka, zmywalna, z bocznymi ogranicznikami. Stelaż ramy stanowiska był stabilny, wyposażony w miejsca do montażu urządzeń rejestrujących ruch (kamera wideo). Kamera zamontowana na wysokości 1 m nad leżyskiem. Konstrukcja urządzenia wykluczała generowanie przez nie jakiegokolwiek niebezpieczeństwa dla obserwowanego dziecka, w tym w zakresie promieniowania lub innej energii. Filmy nagrywane były w rozdzielczości FullHD 1080 (1920x1080) 60 fps. Nagrania przeprowadzono z poszanowaniem godności i intymności badanego niemowlęcia. W trakcie badania zapewniono niemowlętom komfort fizyczny i psychiczny. Pozycja dziecka podczas badania była swobodna, w leżeniu na plecach, bez udziału zbędnych osób i rozpraszających przedmiotów. Obraz wideo obejmował całe ciało dziecka. Poczyniono starania, aby dziecko w czasie badania nie płakało, aby uniknąć konieczności wykluczenia materiału z dalszych badań. Badania były przeprowadzone trzykrotnie, zgodnie z zaplanowanym harmonogramem, po śnie i po nakarmieniu. Platformę umieszczono na stabilnym podłożu, odpowiednio doświetlonym.



Rycina 2. Stanowisko do rejestracji wideo

Modele badania:

- A. Model 1: pierwsze badanie w ciągu pierwszego dnia badania, drugie badanie w ciągu pierwszego dnia po pierwszej drzemce, trzecie badanie w dniu następnym.
- B. Model 2: pierwsze badanie w ciągu pierwszego dnia badania, drugie badanie w dniu następnym, trzecie badanie drugiego dnia po drzemce. Każdorazowo zapewniono dziecku spokój podczas badania, a rodzic dziecka przebywał w pomieszczeniu podczas badania.

5.2 Metody badawcze

5.2.1. Model badawczy

Materiał został pobrany od niemowląt, które zgłosiły się na wizytę fizjoterapeutyczną na podstawie skierowania lekarskiego z powodu obserwowanych nieprawidłowości w rozwoju ruchowym lub z prośbą o ocenę neurorozwojową lub instruktaż pielęgnacyjny. Jeśli podczas zbieranego wywiadu pacjenci spełniali warunki włączenia do badania, proponowano im udział w nim.

Wstępnej analizie poddano filmy, na których zarejestrowano sesje 51 niemowląt. Dwoje niemowląt zostało wykluczonych z dalszej analizy ze względu na niespełnianie przyjętych założeń badawczych. W pierwszym przypadku łączna długość filmu okazała się krótsza niż wymagana, w drugim nagrano jedynie 2 sesje zamiast 3 ze względu na zły stan badanego w dniu nagrania.

W zakwalifikowanej do dalszych badań grupie sfilmowanych 49 niemowląt, każde zostało sfilmowane w 3 odrębnych sesjach. Sumarycznie analizie poddano 157 filmów.

Badania przeprowadzono 3 – etapowo.

Pierwsze z badań (o charakterze wstępnym) dotyczyło całej zakwalifikowanej grupy niemowląt tj. 49 (157 filmów). Wszystkim tym niemowlętom, mieszczącym się w przedziale 6 – 15 tygodni, wyznaczono wartości bazowe autorskich parametrów takich jak: CMA, FMS(%) i FMA(%). Określono prędkości ($\frac{mm}{s}$) oraz przyspieszenia ($\frac{mm}{s^2}$) dla ruchów rąk i nóg po prawej i lewej stronie ciała. Uwzględniono także podział na płeć, rodzaj porodu oraz wiek niemowląt.

W kolejnym etapie badania dokonano podziału niemowląt w kontekście rozróżnienia, czy ich ruchy mogą zostać zakwalifikowane jako FM+, czy FM++. Podgrupę, w której analizowano różnicę pomiędzy wynikami multimodalnej analizy ruchów, a wynikami uzyskanymi w ocenie Prechtla, stanowiło 45 niemowląt w wieku 9 tygodni lub starszych. Przyjmując założenie metody Prechtla, że dzieci w wieku 6 – 8 tygodni ocenia się niezależnie od ich ruchliwości na nie więcej niż FM+, nieprzydatne dla analizy były nagrane filmy dotyczące niemowląt młodszych niż 8-tygodniowe. Takich dzieci w materiale badawczym było 4 i zostały one wykluczone z tej konkretnej analizy.

Analizę przeprowadzano dwutorowo. We wstępnym etapie oceny uzyskanych materiałów wideo dokonywał ekspert w oparciu o procedurę Prechtla weryfikując filmy i pozycjonując ruchy każdego niemowlęcia w przedziale FM+ do FM++. Dla eksperta założono wymóg pozostawania czynnym fizjoterapeutą posiadającym co najmniej 10 – letni

staż w zakresie fizjoterapii niemowląt i posiadania uprawnień do oceny ruchów globalnych metodą Prechtla. Obserwacji poddana została spontaniczna aktywność ruchowa niemowląt, w pozycji leżenia na plecach. Filmy oceniane były zgodnie z metodyką obserwacji ruchów GM metodą wideo. Ocenione zostało 10 pierwszych minut każdego filmu, czyli maksymalny czas, jaki jest potrzebny do analizy wideo zgodnie z założeniami metody [22, 23, 24, 25, 54].

Ocenę ruchów niemowlęcia na nagraniu oparto o globalną wizualną percepcję „Gestalt”. Podczas oceny filmu dźwięk był wyłączony oraz unikano wszelkich zakłóceń jakie mogły by mieć wpływ na badane niemowlę. Podczas analizy sporządzono protokół, w którym każde dziecko oceniano trzykrotnie. W ocenie eksperckiej ruchy 6 niemowląt (13.3%) zaklasyfikowano jako FM+ i 39 (86.7%) jako FM++.

Odrębna analiza obejmowała te same filmy wideo, jednak przeprowadzana była za pomocą napisanego w tym celu programu komputerowego. Program poprzez odniesienie twierdzeń opartych na wnioskowaniu za pomocą metody Prechtla do zunifikowanych danych przestrzeni rejestrowanego ruchu (narzędzie) oraz czasu badania, weryfikował występowanie, amplitudę oraz jakość poszczególnych ruchów niemowląt. W ten sposób przyporządkowywał ruchy poszczególnych niemowląt do przedziałów zgodnie z założeniem, za pomocą którego wcześniej oceniał ekspert (jako FM + lub FM++).

Zestawienia wyników obydwu analiz dokonano celem ustalenia czy istnieją różnice w ocenie ruchliwości dzieci dokonywanej przez eksperta oraz program komputerowy. Uzyskane wyniki stanowiły przyczynek do dalszych badań.

W trzecim etapie, w oparciu o uzyskane już wyniki wcześniejszych badań, sprawdzono powtarzalność pracy urządzenia multimodalnego. Wykonano to poprzez odczyt filmów w 3 sesjach dotyczących tego samego dziecka. Powtarzalność miała w tym kontekście zasadnicze znaczenie dla wyeliminowania przypadkowości w zakresie uzyskanych wyników. Jako założenie przyjęto, że dla prawidłowości wyników na każdym z nagrań dziecko poruszać się będzie podobnie. Powtarzalność urządzenia sprawdzano dodatkowo odrębnie na trzech filmach dla dzieci określonych jako FM+, FM++ i dla całej grupy.

5.2.2. Narzędzia badawcze

Materiały filmowe oraz protokół oceny sporządzony przez fizjoterapeutę zostały przekazane do Wydziału Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej w Gliwicach. Zespół inżynierów zaangażowanych w projekt wykonał komputerową obróbkę obrazu.

Analizie poddano ruch niemowląt zarejestrowany kamerą wideo i opracowany w płaszczyźnie czołowej. W oparciu o parametry uzyskane z kalibracji z wykorzystaniem wzorca szachownicy, z każdego nagrania usunięto zniekształcenia wynikające z charakteru układu optycznego kamery. Na podstawie danych z filmów wyznaczono charakterystyczne punkty na ciele dziecka. W celu ich automatycznego wykrywania wykorzystano oprogramowanie OpenPose [10]. Pozwala ono na śledzenie położenia punktów na nadgarstkach, łokciach, barkach, kostkach, kolanach, biodrach, szyi oraz punktów twarzy (ryc. 3). Wyniki programu poddano dodatkowemu przetwarzaniu mającemu na celu zredukowanie nieprawidłowych wskazań i filtrację szumów [85]. Podobne podejście stosowane było w wielu innych pracach dotyczących analizy nagrań niemowląt w kontekście wspomaganie diagnostyki [11, 48, 83].



Rycina 3. Wyznaczone punkty na ciele dziecka

Ze względu na różny czas nagrania analizie poddane zostało pierwsze 10 minut każdego z nagrań.

Na podstawie lokalizacji poszczególnych punktów sylwetki wyznaczone zostały numeryczne wartości wskaźników ruchu. Dla nadgarstków i kostek wyznaczono dwie grupy wskaźników:

- a. Wielkości kinematyczne obliczone na podstawie zmienności położenia w czasie, wyrażone w postaci miar statystycznych.
- Estymacja rzeczywistych wartości szybkości i przyspieszeń (wyrażonych odpowiednio w $\frac{mm}{s}$ oraz $\frac{mm}{s^2}$) wymagała określenia rzeczywistego rozmiaru piksela na nagraniu, w odległości odpowiadającej położeniu niemowlęcia. W tym celu wykorzystano znany, rzeczywisty wymiar rozstawu podpór stanowiska pomiarowego.
 - Dla lewego i prawego nadgarstka oraz lewej i prawej kostki wyznaczone zostały przebiegi szybkości oraz przyspieszenia w czasie. Następnie wyliczone zostały miary statystyczne pozwalające na uzyskanie wartości charakteryzujących ruch na całym analizowanym fragmencie nagrania: wartość średnia, odchylenie standardowe, mediana oraz pierwszy i trzeci kwartyl, a także współczynnik zmienności.
- b. Stworzono bezwymiarowe, względne wskaźniki numeryczne opracowane w zespole projektowym złożonym z fizjoterapeutów i inżynierów.
- Zaproponowane wskaźniki bazują na parametryzacji trajektorii ruchu powstałej z lokalizacji analizowanego punktu w kolejnych chwilach czasowych. Podstawą parametryzacji jest opisanie elipsy na trajektorii na podstawie znanych algorytmów wykorzystywanych w analizie głównych składowych. Środek elipsy został wyznaczony poprzez obliczenie wartości średniej dla poszczególnych współrzędnych trajektorii punktu. W wyniku zastosowania metody analizy głównych składowych otrzymano lokalizację środka elipsy oraz długości osi długiej i krótkiej (wyrażone w pikselach).
 - W celu zredukowania wpływu ułożenia dziecka względem kamery oraz zmiany jego położenia w trakcie nagrania uzyskane lokalizacje zostały poddane przekształceniu poprzez przesunięcie (translację) oraz rotację. Wszystkie punkty na kolejnych klatkach zostały przesunięte w taki sposób, aby punkt określający położenie szyi pozostał nieruchomy. Następnie wszystkie lokalizacje poddano rotacji względem tego punktu o taki kąt, aby oś ciała (linia między punktem szyi a punktem między biodrami) była ustawiona równoległe do osi obrazu przez cały czas nagrania.
 - Wskaźniki przyjmują wartości z zakresu 0 – 1 dzięki normalizacji względem estymowanej długości kończyny na obrazie. Poprawne działanie zaproponowanej metody wyznaczenia długości kończyny na podstawie klatek nagrania wymaga, aby w dowolnym momencie analizowanego fragmentu kończyna była ustawiona równoległe do płaszczyzny obrazu. Ręczna weryfikacja uzyskanych wyników wykazała, że w każdym przypadku warunek ten został spełniony.

– Na podstawie wartości parametrów elipsy zaproponowano autorskie, bezwymiarowe wskaźniki ilościowe opisujące zakres, lokalizację oraz charakter ruchu:

- 1) FMS (*ang. Factor of Movement's Shape*) - iloraz długości osi krótkiej elipsy do długości osi długiej. Wskaźnik ten określa kształt powierzchni, w której odbywa się ruch. Powierzchnia ruchu, jaką wyznacza, tworzy elipsę lub koło. Wartość bliska 1 oznacza, że kształt trajektorii powierzchni zbliżony jest do koła, im bardziej wartość FMS jest zbliżona do 0, tym bardziej wydłużony kształt ma uzyskana elipsa (ryc. 4)
- 2) FMA (*ang. Factor of Movement's Area*) - iloraz powierzchni elipsy opisanej na trajektorii do powierzchni koła o promieniu równym długości analizowanej kończyny (zdefiniowanego jako maksymalny zakres ruchu kończyny) (ryc. 5)
- 3) CMA (*ang. Center of Movement's Area*) - lokalizacja środka elipsy opisanej na trajektorii w układzie współrzędnych związanym z odpowiadającym barkiem dla kończyn górnych i biodrem w przypadku kończyn dolnych. Jednostkę tak opisanego układu współrzędnych stanowi wyznaczona automatycznie długość analizowanej kończyny (ryc. 6). CMA zawiera dwie składowe – pionową (CMA – v) i poziomą (CMA- h).
CMA – v wskazuje kierunek ruchu góra – dół. Wartość 0 określa bark (kończyny górne) i biodro (kończyny dolne). Wartości powyżej 0 oznaczają ruchy rąk lub nóg ku górze, a wartość 1 to maksymalna wartość uniesienia kończyn górnych lub dolnych. Wartości poniżej 0 oznaczają ruchy rąk lub nóg ku dołowi, a wartość – 1 to maksymalna wartość obniżenia kończyn górnych lub dolnych.
CMA – h wskazuje kierunek ruchu w poziomie. Wartość 0 odnosi się do barku (kończyny górne) lub biodra (kończyny dolne). Im większa wartość CMA – h, tym dziecko wykonuje ruchy bardziej „od siebie”. Natomiast im bliżej zera, tym więcej ruchów „do siebie”. Wartości ujemne CMA wskazywać mogą ruch kończyny bardzo blisko ciała lub nawet po przeciwnej stronie [18].

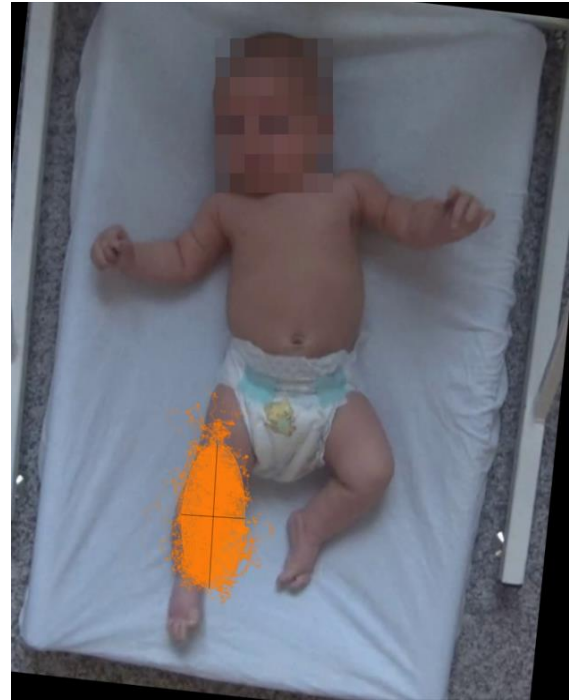
Zaproponowane wskaźniki wyznaczane były dla każdej klatki nagrania niezależnie, co prowadziło do uzyskania zmienności ich wartości w czasie. Dlatego, podobnie jak w przypadku wielkości kinematycznych, dla każdej z wymienionych cech wyznaczone zostały miary statystyczne, które zostały poddane dalszej analizie: wartość średnia,

odchylenie standardowe, mediana oraz pierwszy i trzeci kwartyl a także współczynnik zmienności.

a



b



Rycina 4. Wizualizacja osi krótkiej oraz osi długiej elipsy opisującej ruch lewej kończyny górnej (a) i dolnej (b). Wartość FMS uzyskano poprzez podzielenie długości osi krótkiej elipsy przez długość osi długiej.

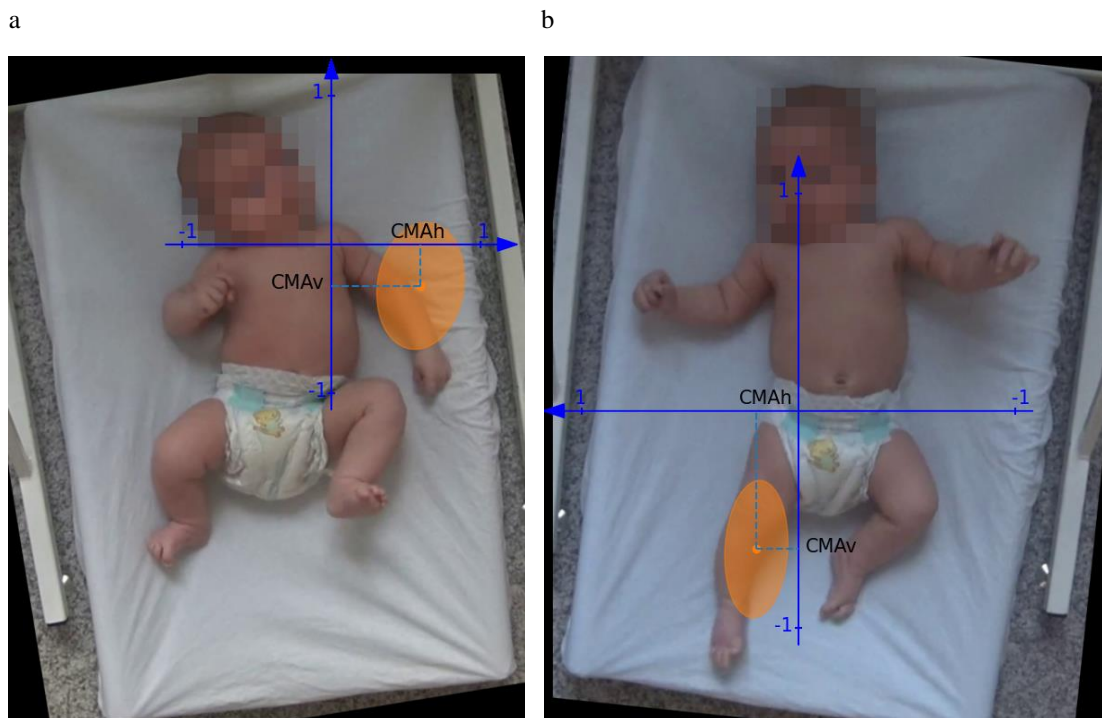
a



b



Rycina 5. Maksymalny zakres ruchu dla lewej kończyny górnej (niebieskie koło) oraz elipsa opisana na przykładowej trajektorii (kolor pomarańczowy). Wartość FMA uzyskano przez podzielenie pola elipsy opisującej trajektorię przez pole okręgu określającego maksymalny zakres ruchu kończyny górnej (a) i dolnej (b).



Rycina 6. Wizualizacja położenia środka elipsy w układzie współrzędnych związanym z położeniem barku (a) i biodra (b) znormalizowanym względem długości kończyny. Współczynnik CMA zawiera dwie składowe określające położenie względem barku – pionową (v) oraz poziomą (h).

Kolejne etapy analizy materiału badawczego przedstawia diagram przepływu (ryc. 1). Z grupy 51 niemowląt uzyskano 152 nagrania wideo. Ze względu na brak trzykrotnego nagrania u jednego z niemowląt i braku minimalnego czasu nagrania (10 minut) u kolejnego dziecka wykluczono dwójkę badanych. Ostatecznie do analizy wzięto 49 niemowląt, z których pobrano 147 próbek materiału. Analizie porównania wyników eksperckich metody Prechtla do wyników komputerowych poddano jedynie dzieci w wieku 9 – 15 tygodni (135 nagrań wideo), ponieważ dzieci pomiędzy 6. a 8. tygodniem życia, zgodnie z protokołem Prechtla nie mogły być wyżej ocenione niż FM +.

Analizę obrazu spontanicznej ruchliwości niemowląt przeprowadzono w aspekcie kierunku, prędkości, przyspieszenia w odniesieniu do punktów cyfrowych naniesionych na ciele. Badano także zależności z podziałem na płeć, wiek i rodzaj porodu.

Walidację całego narzędzia pod kątem powtarzalności uzyskanych wyników prędkości i przyspieszenia punktów cyfrowych naniesionych na ciele dziecka w trzech nagraniach wideo, dokonano na całej grupie niemowląt (147 filmów), u niemowląt ocenionych jako FM+ (30 nagrań wideo) i FM++ (117 nagrań wideo).

5.3. Metody statystyczne

Analiza statystyczna została przeprowadzona z wykorzystaniem języka oprogramowania R ver. 4.1.2 w środowisku RStudio ver. 1.4.1106. Wykorzystano następujące pakiety: car, icesTAF, grDevices, rstatix, rcompanion, stats, e1071. We wszystkich analizach przyjęto poziom istotności 0,05 i stosowano testy dwustronne.

W statystykach opisowych dla zmiennych jakościowych podawano liczbę i odsetek wystąpień danej kategorii. W przypadku zmiennych ciągłych w statystykach opisowych podano liczbę niepustych obserwacji, średnią z odchyleniem standardowym (SD), medianę z rozstępem międzykwartylowym (IQR) oraz zakres minimum-maksimum. Dla lepszego zobrazowania rozkładu wartości parametrów oceny ruchliwości w badanej grupie zestawiono również wartości percentyli rzędu 3, 10, 25, 50, 75, 90 i 97% dla poszczególnych parametrów określających ruchliwość.

Do testowania istotności różnic w rozkładzie wartości parametrów określających ruchliwość pomiędzy podgrupami ze względu na ocenę w skali Prechtl'a, płeć i rodzaj porodu zastosowano test U Manna-Whitney'a. Dodatkowo weryfikowano normalność rozkładu zmiennych ciągłych z wykorzystaniem testu Shapiro-Wilka. W wybranych przypadkach rozkład wartości parametrów określających ruchliwość w podgrupach przedstawiono też graficznie z wykorzystaniem wykresów wiolinowych.

Do oceny zależności pomiędzy wartościami parametrów określających ruchliwość a wiekiem wykorzystano korelację Pearsona, raportowano współczynnik korelacji oraz wartość p testu istotności.

W ramach oceny precyzji narzędzia oceniano powtarzalność pomiarów. Wyznaczono wartości odchylenia standardowego oraz względnego odchylenia standardowego dla poszczególnych parametrów określających ruchliwość z trzech pomiarów dla poszczególnych pacjentów, następnie raportowano wartości uśrednione w całej grupie pacjentów, tj. średnie odchylenie standardowe oraz średnie względne odchylenie standardowe. Ponadto testowano istotność różnic w wynikach uzyskiwanych z nagrań: 1., 2. i 3. dla poszczególnych parametrów określających ruchliwość z wykorzystaniem testu ANOVA dla pomiarów powtarzanych w przypadku zmiennych o rozkładzie normalnym, statystycznie równych wariancjach (test Brown'a-Forsythe'a) i o statystycznie równej liczności grup (test zgodności chi-kwadrat) oraz testu Friedmana w przeciwnym przypadku.

6. WYNIKI

6.1 Pierwszy etap badania

6.1.1 Komputerowa ocena ruchu całej grupy

Spontaniczną ruchliwość w aspekcie kierunku, prędkości, przyspieszenia w odniesieniu do punktów cyfrowych naniesionych na ciele dziecka (kończyn górnych, kończyn dolnych oraz tułowia) z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów zaprezentowano w tabelach od 2 do 4.

Tabela 2. Charakterystyka ruchliwości spontanicznej nadgarstków i kostek niemowląt w wieku 6 – 15 t.ż. w obrazie wideo w aspekcie kierunków i trajektorii (CMA-h – środek powierzchni ruchu w poziomie kierunek w poziomie, CMA-v – środek powierzchni ruchu w pionie kierunek w pionie, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, jako wartość 1 i 3 kwartyła, min – wartość minimalna, max – wartość maksymalna)

Zmienna	N	Średnia (SD)	Mediana [IQR]	Min Max
CMA-h - Lewa kostka	147	-0,02 (0,12)	-0,02 [-0,10 - 0,06]	-0,30 0,33
CMA-h - Prawa kostka	147	0,02 (0,11)	0,02 [-0,05 - 0,10]	-0,26 0,28
CMA-h - Lewy nadgarstek	147	0,38 (0,17)	0,40 [0,29 - 0,49]	-0,26 0,72
CMA-h - Prawy nadgarstek	147	0,35 (0,17)	0,37 [0,26 - 0,46]	-0,14 0,73
CMA-v - Lewa kostka	147	-0,67 (0,12)	-0,66 [-0,73 - -0,59]	-1,12 -0,37
CMA-v - Prawa kostka	147	-0,68 (0,12)	-0,67 [-0,75 - -0,60]	-1,11 -0,38
CMA-v - Lewy nadgarstek	147	-0,24 (0,31)	-0,26 [-0,48 - -0,04]	-0,76 0,63
CMA-v - Prawy nadgarstek	147	-0,28 (0,28)	-0,30 [-0,49 - -0,10]	-0,89 0,49

Tabela 3. Charakterystyka ruchliwości spontanicznej nadgarstków i kostek niemowląt w wieku 6 – 15 t.ż. w obrazie wideo w aspekcie kierunków i trajektorii (FMA – współczynnik pola ruchu [%], FMS – współczynnik kształtu ruchu [%], średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, jako wartość 1 i 3 kwartyła, min – wartość minimalna, max – wartość maksymalna)

Zmienna	N	Średnia (SD)	Mediana [IQR]	Min Max
FMA - Lewa kostka	147	0,07 (0,04)	0,07 [0,05 - 0,09]	0,01 0,24
FMA - Prawa kostka	147	0,07 (0,04)	0,07 [0,05 - 0,09]	0,02 0,20
FMA - Lewy nadgarstek	147	0,22 (0,14)	0,19 [0,11 - 0,28]	0,01 0,63
FMA - Prawy nadgarstek	147	0,21 (0,14)	0,18 [0,11 - 0,29]	0,01 0,98
FMS - Lewa kostka	147	0,69 (0,14)	0,70 [0,59 - 0,79]	0,30 0,98
FMS - Prawa kostka	147	0,70 (0,14)	0,71 [0,62 - 0,80]	0,31 0,97
FMS - Lewy nadgarstek	147	0,60 (0,16)	0,62 [0,48 - 0,72]	0,28 0,97
FMS - Prawy nadgarstek	147	0,62 (0,15)	0,62 [0,52 - 0,73]	0,28 0,94

Tabela 4. Charakterystyka ruchliwości spontanicznej nadgarstków i kostek niemowląt w wieku 6-15 t.ż. w obrazie wideo w aspekcie prędkości ($\frac{mm}{s}$), przyspieszenia ($\frac{mm}{s^2}$) (SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, tj. wartość 1 i 3 kwartyła, min-wartość minimalna, max – wartość maksymalna)

Zmienna	N	Średnia (SD)	Mediana [IQR]	Min Max
Średnie przyspieszenie - Lewa kostka	145	0,17 (0,22)	0,09 [0,04 - 0,20]	-0,01 1,14
Średnie przyspieszenie - Prawa kostka	146	0,20 (0,28)	0,08 [0,04 - 0,28]	-0,02 1,35
Średnie przyspieszenie - Lewy nadgarstek	147	0,26 (0,34)	0,13 [0,06 - 0,29]	-0,03 1,83
Średnie przyspieszenie - Prawy nadgarstek	145	0,20 (0,21)	0,12 [0,06 - 0,33]	-0,02 1,17
Średnia prędkość - Lewa kostka	147	89,35 (35,07)	83,82 [64,89 - 106,44]	31,40 262,61
Średnia prędkość - Prawa kostka	147	92,32 (33,73)	86,62 [69,45 - 106,47]	30,79 220,92
Średnia prędkość - Lewy nadgarstek	147	110,38 (41,51)	104,61 [81,68 - 136,02]	34,65 251,79
Średnia prędkość - Prawy nadgarstek	147	109,43 (40,34)	104,04 [84,31 - 131,98]	32,88 254,31

Analiza spontanicznej ruchliwości prawej i lewej strony w większości wyników wykazała, że wartości otrzymane dla obu stron są do siebie zbliżone. Najmniejsze zróżnicowanie mierzone przez stosunek odchylenia standardowego do średniej obserwowano dla CMA-h dla nadgarstków, CMA-v dla kostek, FMS oraz średnie prędkości, największe zróżnicowanie obserwowano dla CMA-h dla kostek, CMA-v dla nadgarstków i średniego przyspieszenia.

FMA dla nadgarstków jest większe niż dla kostek, natomiast FMS jest porównywalne dla kończyn dolnych i górnych. Średnie przyspieszenie i średnie prędkości są większe dla kończyn dolnych niż dla kończyn górnych.

W celu zobrazowania rozkładu wartości omawianych parametrów komputerowej analizy obrazu w populacji zdrowych niemowląt w tabeli 3 przedstawiono wartości percentyli rzędu 3, 10, 25, 50, 75, 90 i 97% dla poszczególnych parametrów.

Tabela 5. Wyniki oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów – wartości percentyli rzędu 3, 10, 25, 50, 75, 90 i 97% w całej grupie objętej badaniem (CMA-h – środek powierzchni ruchu w poziomie, CMA-v – środek powierzchni ruchu w pionie, FMA – współczynnik pola ruchu, FMS – współczynnik kształtu ruchu)

Zmienna	Percentyl						
	3%	10%	25%	50%	75%	90%	97%
CMA-h - Lewa kostka	-0,27	-0,16	-0,10	-0,02	0,06	0,12	0,20
CMA-h - Prawa kostka	-0,20	-0,12	-0,05	0,02	0,10	0,17	0,22
CMA-h - Lewy nadgarstek	0,01	0,18	0,29	0,40	0,49	0,55	0,66
CMA-h - Prawy nadgarstek	0,01	0,11	0,26	0,37	0,46	0,54	0,61
CMA-v - Lewa kostka	-0,90	-0,79	-0,73	-0,66	-0,59	-0,52	-0,48
CMA-v - Prawa kostka	-0,91	-0,82	-0,75	-0,67	-0,60	-0,54	-0,47
CMA-v - Lewy nadgarstek	-0,74	-0,63	-0,47	-0,26	-0,04	0,17	0,39
CMA-v - Prawy nadgarstek	-0,76	-0,62	-0,49	-0,30	-0,10	0,11	0,28
FMA - Lewa kostka	0,02	0,03	0,05	0,07	0,09	0,11	0,16
FMA - Prawa kostka	0,03	0,04	0,05	0,07	0,09	0,12	0,16
FMA - Lewy nadgarstek	0,03	0,07	0,11	0,19	0,28	0,43	0,54
FMA - Prawy nadgarstek	0,02	0,07	0,10	0,18	0,29	0,39	0,46
FMS - Lewa kostka	0,44	0,50	0,59	0,70	0,79	0,86	0,92
FMS - Prawa kostka	0,41	0,54	0,61	0,71	0,80	0,86	0,93
FMS - Lewy nadgarstek	0,34	0,38	0,48	0,62	0,71	0,79	0,91
FMS - Prawy nadgarstek	0,36	0,43	0,52	0,62	0,73	0,82	0,88
Średnie przyspieszenie - Lewa kostka	0,00	0,01	0,04	0,09	0,20	0,46	0,73
Średnie przyspieszenie - Prawa kostka	0,00	0,00	0,04	0,08	0,28	0,54	1,08
Średnie przyspieszenie - Lewy nadgarstek	0,00	0,02	0,06	0,13	0,29	0,63	1,27
Średnie przyspieszenie - Prawy nadgarstek	0,00	0,00	0,06	0,12	0,33	0,50	0,69
Średnia prędkość - Lewa kostka	42,99	50,88	64,89	83,82	106,44	131,97	165,93
Średnia prędkość - Prawa kostka	45,63	55,60	69,45	86,62	106,47	141,98	162,84
Średnia prędkość - Lewy nadgarstek	49,36	62,95	81,69	104,61	136,03	165,46	193,41
Średnia prędkość - Prawy nadgarstek	51,54	60,95	84,31	104,04	131,97	156,74	204,73

6.1.2 Komputerowa ocena ruchu z podziałem na płeć

Zestawienia statystyczne porównań wyników oceny ruchliwości z użyciem multimodalnego narzędzia pomiędzy płciami przedstawiają tabele od 6. do 11. Różnice w poddanej analizie liczbie filmów (N) w tabeli 10. wynikają z potrzeby odrzucenia wartości odstających (tzw. błędy grube) od reszty. Wyeliminowano je na wstępnym etapie obróbki wyników badań, gdyż mogły silnie wypaczyć uzyskane rezultaty.

Tabela 6. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy płciami - parametr CMA-h – środek powierzchni ruchu lewej i prawej kończyny dolnej i górnej w poziomie (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR-rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	CMA-h - Lewa kostka	CMA-h - Prawa kostka	CMA-h - Lewy nadgarstek	CMA-h - Prawy nadgarstek				
Grupa	Cała grupa							
N	147	147	147	147				
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	*	**	**				
Średnia (SD)	-0,02 (0,12)	0,02 (0,11)	0,38 (0,17)	0,35 (0,17)				
Mediana [IQR]	-0,02 [-0,10 - 0,06]	0,02 [-0,05 - 0,10]	0,40 [0,29 - 0,49]	0,37 [0,26 - 0,46]				
Min Max	-0,30 0,33	-0,26 0,28	-0,26 0,72	-0,14 0,73				
Grupa	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska
N	72	75	72	75	72	75	72	75
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	*	*	*	**	*	**	*
Średnia (SD)	-0,01 (0,11)	-0,03 (0,13)	0,04 (0,12)	-0,00 (0,11)	0,43 (0,14)	0,33 (0,17)	0,40 (0,17)	0,31 (0,15)
Mediana [IQR]	0,01 [-0,07 - 0,07]	-0,06 [-0,11 - 0,06]	0,04 [-0,04 - 0,14]	0,01 [-0,09 - 0,05]	0,44 [0,37 - 0,52]	0,35 [0,21 - 0,46]	0,42 [0,34 - 0,49]	0,31 [0,22 - 0,42]
Min Max	-0,30 0,21	-0,30 0,33	-0,22 0,28	-0,26 0,20	-0,09 0,72	-0,26 0,69	-0,14 0,73	-0,08 0,62
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania płci	0,101		0,037		<0,001		<0,001	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 7. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy płciami - parametr CMA-v – środek powierzchni ruchu lewej i prawej kończyny dolnej i górnej w pionie (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	CMA-v - Lewa kostka		CMA-v - Prawa kostka		CMA-v - Lewy nadgarstek		CMA-v - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa							
N	147		147		147		147	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**		*		**		*	
Średnia (SD)	-0,67 (0,12)		-0,68 (0,12)		-0,24 (0,31)		-0,28 (0,28)	
Mediana [IQR]	-0,66 [-0,73 - -0,59]		-0,67 [-0,75 - -0,60]		-0,26 [-0,48 - -0,04]		-0,30 [-0,49 - -0,10]	
Min Max	-1,12 -0,37		-1,11 -0,38		-0,76 0,63		-0,89 0,49	
Grupa	Płeć męska		Płeć żeńska		Płeć męska		Płeć żeńska	
N	72		75		72		75	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*		*		*		*	
Średnia (SD)	-0,67 (0,12)		-0,66 (0,12)		-0,68 (0,11)		-0,68 (0,13)	
Mediana [IQR]	-0,67 [-0,73 - -0,60]		-0,66 [-0,73 - -0,58]		-0,68 [-0,74 - -0,60]		-0,67 [-0,76 - -0,61]	
Min Max	-1,12 -0,42		-1,03 -0,37		-0,92 -0,44		-1,11 -0,38	
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania płci	0,444		0,910		0,375		0,940	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 8. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy płciami - parametr FMA [%] lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	FMA - Lewa kostka	FMA - Prawa kostka	FMA - Lewy nadgarstek	FMA - Prawy nadgarstek				
Grupa	Cała grupa							
N	147	147	147	147				
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**				
Średnia (SD)	0,07 (0,04)	0,07 (0,04)	0,22 (0,14)	0,21 (0,14)				
Mediana [IQR]	0,07 [0,05 - 0,09]	0,07 [0,05 - 0,09]	0,19 [0,11 - 0,28]	0,18 [0,11 - 0,29]				
Min Max	0,01 0,24	0,02 0,20	0,01 0,63	0,01 0,98				
Grupa	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska
N	72	75	72	75	72	75	72	75
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**	**	**	**	**
Średnia (SD)	0,07 (0,04)	0,08 (0,04)	0,07 (0,03)	0,08 (0,04)	0,22 (0,13)	0,22 (0,15)	0,23 (0,15)	0,20 (0,13)
Mediana [IQR]	0,06 [0,04 - 0,08]	0,07 [0,05 - 0,09]	0,07 [0,05 - 0,09]	0,07 [0,05 - 0,10]	0,20 [0,12 - 0,29]	0,18 [0,11 - 0,28]	0,20 [0,12 - 0,30]	0,18 [0,09 - 0,29]
Min Max	0,01 0,24	0,02 0,18	0,02 0,18	0,02 0,20	0,02 0,59	0,01 0,63	0,04 0,98	0,01 0,65
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania płci	0,109		0,355		0,651		0,226	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 9. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy płciami - parametr FMS [%] lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	FMS - Lewa kostka	FMS - Prawa kostka	FMS - Lewy nadgarstek	FMS - Prawy nadgarstek				
Grupa	Cała grupa							
N	147	147	147	147				
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	**	**	*				
Średnia (SD)	0,69 (0,14)	0,70 (0,14)	0,60 (0,16)	0,62 (0,15)				
Mediana [IQR]	0,70 [0,59 - 0,79]	0,71 [0,62 - 0,80]	0,62 [0,48 - 0,72]	0,62 [0,52 - 0,73]				
Min Max	0,30 0,98	0,31 0,97	0,28 0,97	0,28 0,94				
Grupa	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska
N	72	75	72	75	72	75	72	75
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	*	*	*	*	**	*	*
Średnia (SD)	0,70 (0,14)	0,67 (0,14)	0,71 (0,13)	0,70 (0,14)	0,59 (0,17)	0,61 (0,15)	0,60 (0,14)	0,64 (0,15)
Mediana [IQR]	0,71 [0,62 - 0,80]	0,68 [0,56 - 0,78]	0,70 [0,64 - 0,81]	0,71 [0,60 - 0,78]	0,58 [0,46 - 0,71]	0,65 [0,50 - 0,72]	0,60 [0,53 - 0,70]	0,63 [0,52 - 0,76]
Min Max	0,30 0,94	0,34 0,98	0,31 0,96	0,32 0,97	0,28 0,97	0,30 0,92	0,28 0,94	0,35 0,91
Wartość – testu U Manna-Whitney'a dla porównania płci	0,228		0,595		0,423		0,131	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 10. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy płciami - parametr średnie przyspieszenie ($\frac{mm}{s^2}$) lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	Średnie przyspieszenie - Lewa kostka	Średnie przyspieszenie - Prawa kostka	Średnie przyspieszenie - Lewy nadgarstek	Średnie przyspieszenie - Prawy nadgarstek				
Grupa	Cała grupa							
N	145	146	147	145				
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**				
Średnia (SD)	0,17 (0,22)	0,20 (0,28)	0,26 (0,34)	0,20 (0,21)				
Mediana [IQR]	0,09 [0,04 - 0,20]	0,08 [0,04 - 0,28]	0,13 [0,06 - 0,29]	0,12 [0,06 - 0,33]				
Min Max	-0,01 1,14	-0,02 1,35	-0,03 1,83	-0,02 1,17				
Grupa	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska
N	72	73	72	74	72	75	70	75
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**	**	**	**	**
Średnia (SD)	0,14 (0,16)	0,21 (0,25)	0,18 (0,23)	0,23 (0,32)	0,24 (0,29)	0,28 (0,38)	0,18 (0,19)	0,22 (0,23)
Mediana [IQR]	0,08 [0,04 - 0,19]	0,10 [0,05 - 0,28]	0,08 [0,04 - 0,25]	0,09 [0,04 - 0,28]	0,15 [0,08 - 0,26]	0,12 [0,03 - 0,41]	0,11 [0,05 - 0,29]	0,13 [0,06 - 0,34]
Min Max	-0,01 0,82	0,00 1,14	-0,01 1,02	-0,02 1,35	0,00 1,83	-0,03 1,65	0,00 0,72	-0,02 1,17
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania płci	0,345		0,594		0,538		0,325	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

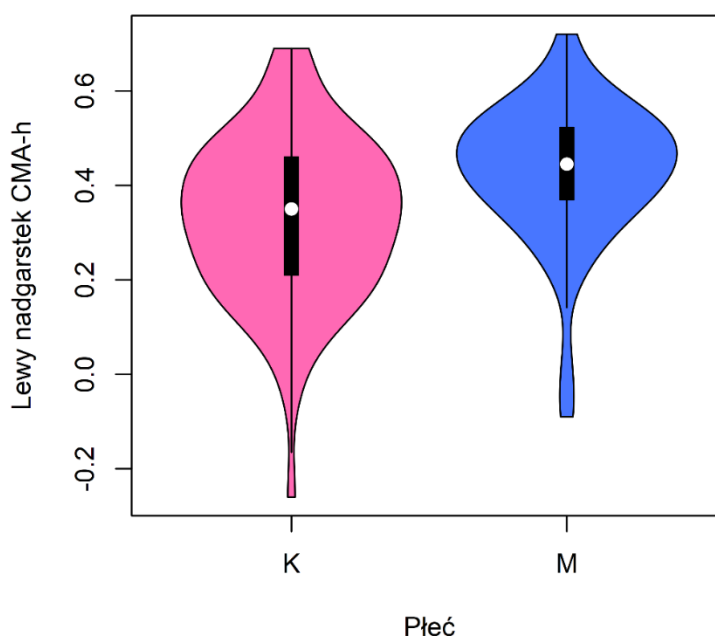
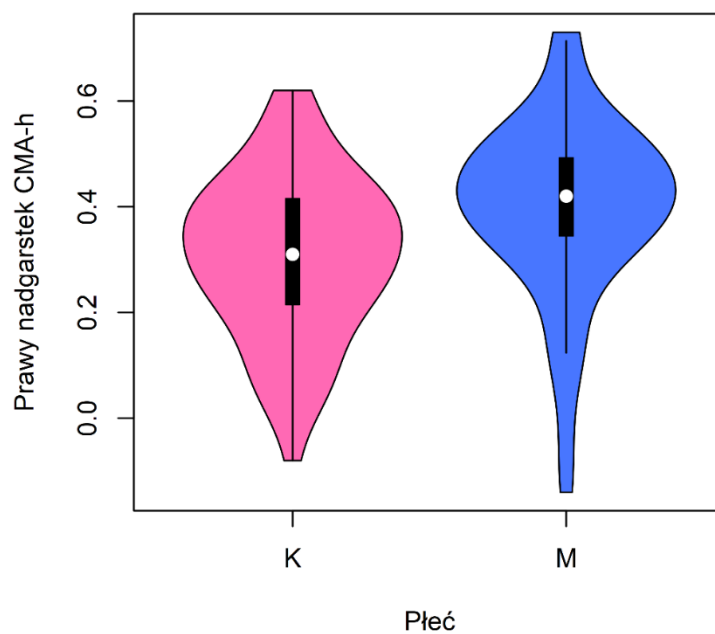
Tabela 11. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy płciami – parametr średnia prędkość ($\frac{mm}{s}$) lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	Średnia prędkość - Lewa kostka	Średnia prędkość - Prawa kostka	Średnia prędkość - Lewy nadgarstek	Średnia prędkość - Prawy nadgarstek				
Grupa	Cała grupa							
N	147	147	147	147				
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**				
Średnia (SD)	89,35 (35,07)	92,32 (33,73)	110,38 (41,51)	109,43 (40,34)				
Mediana [IQR]	83,82 [64,89 - 106,44]	86,62 [69,45 - 106,47]	104,61 [81,68 - 136,02]	104,04 [84,31 - 131,98]				
Min Max	31,40 262,61	30,79 220,92	34,65 251,79	32,88 254,31				
Grupa	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska	Płeć męska	Płeć żeńska
N	72	75	72	75	72	75	72	75
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	*	**	*	**	**
Średnia (SD)	81,21 (34,78)	97,15 (33,75)	89,18 (39,06)	95,32 (27,62)	117,97 (44,24)	103,09 (37,58)	115,39 (42,01)	103,70 (38,09)
Mediana [IQR]	75,50 [59,96 - 95,50]	94,42 [73,12 - 113,82]	84,92 [60,02 - 104,16]	93,37 [76,19 - 110,34]	107,39 [89,62 - 141,14]	98,40 [75,49 - 129,44]	107,09 [88,32 - 141,78]	98,20 [82,59 - 124,94]
Min Max	31,40 262,61	43,23 202,91	35,25 220,92	30,79 162,31	38,47 251,79	34,65 197,71	51,52 254,31	32,88 244,22
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania płci	0,001		0,032		0,054		0,111	

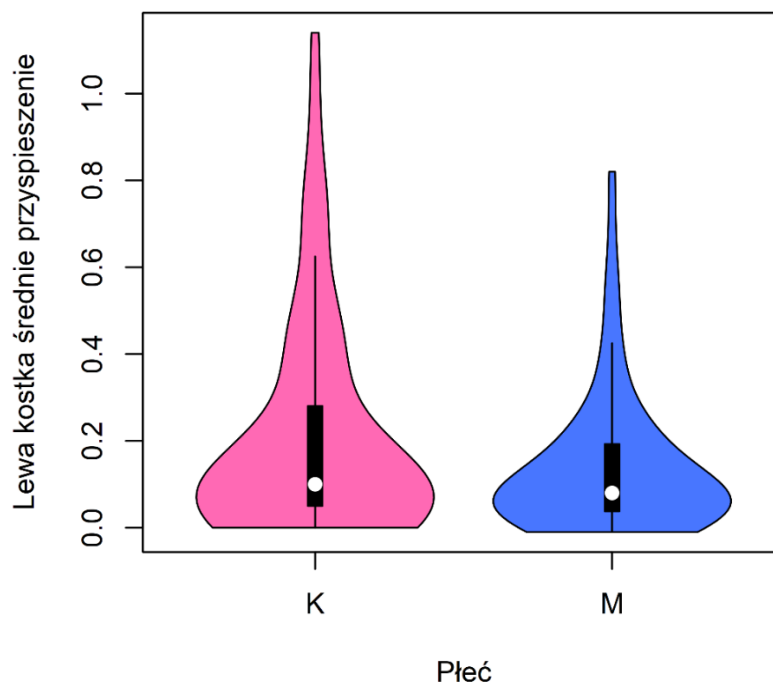
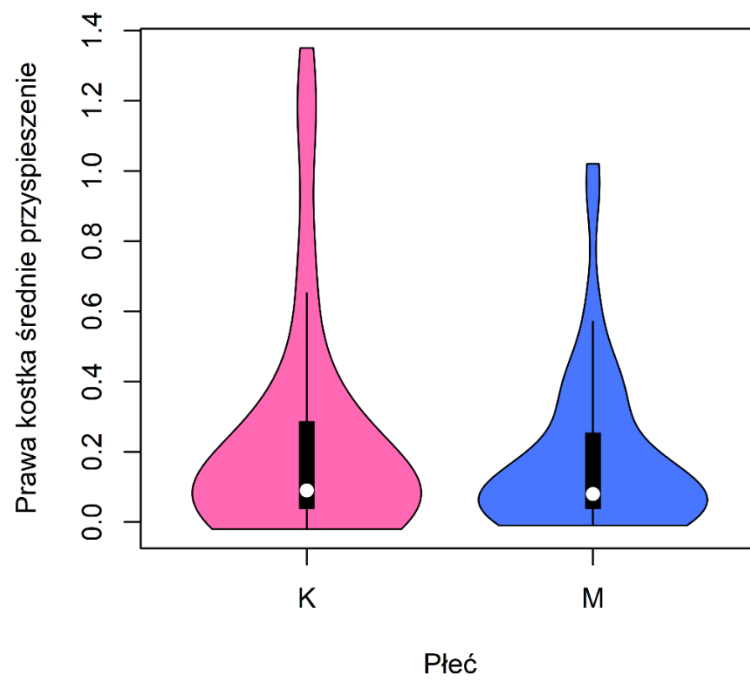
*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Przeprowadzona analiza wykazała, że rozkład wartości parametrów CMA-h dla kończyn górnych oraz średniej prędkości dla kończyn dolnych różni się istotnie pomiędzy płcią męską i żeńską. Wartości CMA-h dla kończyn górnych były istotnie wyższe w grupie chłopców niż dziewczynek (ryc. 7.), średnie przyspieszenie dla kończyn dolnych było istotnie wyższe w grupie dziewczynek niż chłopców (ryc. 8.). W przypadku parametrów CMA-h dla kończyn dolnych, średniego przyspieszenia dla kończyn górnych, CMA-v, FMA, FMS i średniej prędkości dla kończyn górnych i dolnych, nie obserwowano istotnych

różnic w rozkładzie wartości parametrów pomiędzy grupą chłopców i dziewczynek.



Rycina 7. Rozkład wartości CMA-h kończyn górnych (prawy i lewy nadgarstek – oś pionowa), K – płeć żeńska (oś pozioma, kolor różowy), M – płeć męska (oś pozioma, kolor niebieski)



Rycina 8. Rozkład wartości średniego przyspieszenia dla kończyn dolnych (prawa i lewa kostka – oś pionowa), K – płeć żeńska (oś pozioma, kolor różowy), M – płeć męska (oś pozioma, kolor niebieski)

6.1.3 Komputerowa ocena ruchu z podziałem na rodzaj porodu

Uzyskane wyniki poddano również porównaniu pod kątem rodzaju porodu. W 147 zebranych próbach wyodrębniono 75, gdzie poród odbył się siłami natury i 72, gdzie poród nastąpił przez cięcie cesarskie. Wyniki zaprezentowano w tabelach 12 – 17. W tabeli 16. wyeliminowano wartości odstające, nie brano pod uwagę wszystkich filmów.

Tabela 12. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy porodem SN (poród siłami natury) i CC (poród przez cięcie cesarskie) – parametr CMA-h – środek powierzchni ruchu lewej i prawej kończyny dolnej i górnej w poziomie (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	CMA-h - Lewa kostka		CMA-h - Prawa kostka		CMA-h - Lewy nadgarstek		CMA-h - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa							
N	147		147		147		147	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*		*		**		**	
Średnia (SD)	-0,02 (0,12)		0,02 (0,11)		0,38 (0,17)		0,35 (0,17)	
Mediana [IQR]	-0,02 [-0,10 - 0,06]		0,02 [-0,05 - 0,10]		0,40 [0,29 - 0,49]		0,37 [0,26 - 0,46]	
Min Max	-0,30 0,33		-0,26 0,28		-0,26 0,72		-0,14 0,73	
Grupa	SN	CC	SN	CC	SN	CC	SN	CC
N	75	72	75	72	75	72	75	72
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	*	*	*	**	**	**	**
Średnia (SD)	-0,03 (0,12)	-0,01 (0,12)	0,01 (0,12)	0,03 (0,11)	0,37 (0,17)	0,38 (0,16)	0,33 (0,16)	0,37 (0,17)
Mediana [IQR]	-0,04 [-0,11 - 0,06]	0,00 [-0,10 - 0,07]	0,01 [-0,09 - 0,10]	0,02 [-0,05 - 0,10]	0,40 [0,26 - 0,48]	0,42 [0,32 - 0,50]	0,37 [0,22 - 0,45]	0,38 [0,30 - 0,46]
Min Max	-0,30 0,33	-0,30 0,26	-0,26 0,23	-0,22 0,28	-0,26 0,72	-0,09 0,66	-0,08 0,62	-0,14 0,73
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania porodu SN vs CC	0,385		0,457		0,522		0,294	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 13. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy porodem SN (poród siłami natury) i CC (poród przez cesarskie cięcie) – parametr CMA-v – środek powierzchni ruchu lewej i prawej kończyny dolnej i górnej w pionie (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	CMA-v - Lewa kostka		CMA-v - Prawa kostka		CMA-v - Lewy nadgarstek		CMA-v - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa							
N	147		147		147		147	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**		*		**		*	
Średnia (SD)	-0,67 (0,12)		-0,68 (0,12)		-0,24 (0,31)		-0,28 (0,28)	
Mediana [IQR]	-0,66 [-0,73 - -0,59]		-0,67 [-0,75 - -0,60]		-0,26 [-0,48 - -0,04]		-0,30 [-0,49 - -0,10]	
Min Max	-1,12 -0,37		-1,11 -0,38		-0,76 0,63		-0,89 0,49	
Grupa	SN	CC	SN	CC	SN	CC	SN	CC
N	75	72	75	72	75	72	75	72
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	*	**	*	*	**	*	*
Średnia (SD)	-0,69 (0,12)	-0,64 (0,10)	-0,70 (0,12)	-0,66 (0,11)	-0,19 (0,33)	-0,29 (0,28)	-0,26 (0,30)	-0,30 (0,27)
Mediana [IQR]	-0,69 [-0,75 - -0,62]	-0,64 [-0,69 - -0,57]	-0,68 [-0,77 - -0,64]	-0,66 [-0,73 - -0,59]	-0,23 [-0,41 - 0,02]	-0,32 [-0,52 - 0,13]	-0,26 [-0,50 - 0,08]	-0,35 [-0,49 - 0,13]
Min Max	-1,12 -0,47	-0,90 -0,37	-1,11 -0,45	-0,92 -0,38	-0,76 0,63	-0,76 0,39	-0,89 0,45	-0,81 0,49
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania porodu SN vs CC	0,005		0,034		0,051		0,410	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 14. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy porodem SN (poród siłami natury) i CC (poród przez cesarskie cięcie) – parametr FMA-współczynnik pola ruchu (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	FMA - Lewa kostka		FMA - Prawa kostka		FMA - Lewy nadgarstek		FMA - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa							
N	147		147		147		147	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**		**		**		**	
Średnia (SD)	0,07 (0,04)		0,07 (0,04)		0,22 (0,14)		0,21 (0,14)	
Mediana [IQR]	0,07 [0,05 - 0,09]		0,07 [0,05 - 0,09]		0,19 [0,11 - 0,28]		0,18 [0,11 - 0,29]	
Min Max	0,01 0,24		0,02 0,20		0,01 0,63		0,01 0,98	
Grupa	SN	CC	SN	CC	SN	CC	SN	CC
N	75	72	75	72	75	72	75	72
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**	**	**	**	**
Średnia (SD)	0,07 (0,03)	0,07 (0,04)	0,07 (0,04)	0,08 (0,03)	0,21 (0,14)	0,23 (0,14)	0,20 (0,14)	0,22 (0,15)
Mediana [IQR]	0,06 [0,05 - 0,09]	0,07 [0,05 - 0,09]	0,06 [0,05 - 0,10]	0,07 [0,05 - 0,09]	0,19 [0,10 - 0,27]	0,19 [0,12 - 0,30]	0,17 [0,10 - 0,29]	0,21 [0,13 - 0,29]
Min Max	0,01 0,17	0,01 0,24	0,02 0,20	0,03 0,19	0,01 0,63	0,02 0,59	0,01 0,65	0,03 0,98
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania porodu SN vs CC	0,472		0,358		0,296		0,263	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 15. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy porodem SN (poród siłami natury) i CC (poród przez cesarskie cięcie) – parametr FMS [%] – współczynnik kształtu ruchu lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	FMS - Lewa kostka		FMS - Prawa kostka		FMS - Lewy nadgarstek		FMS - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa							
N	147		147		147		147	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*		**		**		*	
Średnia (SD)	0,69 (0,14)		0,70 (0,14)		0,60 (0,16)		0,62 (0,15)	
Mediana [IQR]	0,70 [0,59 - 0,79]		0,71 [0,62 - 0,80]		0,62 [0,48 - 0,72]		0,62 [0,52 - 0,73]	
Min Max	0,30 0,98		0,31 0,97		0,28 0,97		0,28 0,94	
Grupa	SN	CC	SN	CC	SN	CC	SN	CC
N	75	72	75	72	75	72	75	72
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	*	**	*	*	**	*	*
Średnia (SD)	0,72 (0,13)	0,66 (0,14)	0,73 (0,14)	0,68 (0,12)	0,66 (0,14)	0,54 (0,16)	0,65 (0,13)	0,59 (0,16)
Mediana [IQR]	0,74 [0,64 - 0,80]	0,66 [0,58 - 0,75]	0,74 [0,66 - 0,84]	0,69 [0,60 - 0,76]	0,68 [0,58 - 0,73]	0,52 [0,39 - 0,67]	0,66 [0,57 - 0,74]	0,58 [0,47 - 0,68]
Min Max	0,36 0,98	0,30 0,94	0,32 0,97	0,31 0,96	0,34 0,97	0,28 0,95	0,35 0,90	0,28 0,94
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania porodu SN vs CC	0,008		0,005		<0,001		0,008	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 16. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy porodem SN (poród siłami natury) i CC (poród przez cesarskie cięcie) – parametr średnie przyspieszenie ($\frac{mm}{s^2}$) lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	Średnie przyspieszenie - Lewa kostka		Średnie przyspieszenie - Prawa kostka		Średnie przyspieszenie - Lewy nadgarstek		Średnie przyspieszenie - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa							
N	145		146		147		145	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**		**		**		**	
Średnia (SD)	0,17 (0,22)		0,20 (0,28)		0,26 (0,34)		0,20 (0,21)	
Mediana [IQR]	0,09 [0,04 - 0,20]		0,08 [0,04 - 0,28]		0,13 [0,06 - 0,29]		0,12 [0,06 - 0,33]	
Min Max	-0,01 1,14		-0,02 1,35		-0,03 1,83		-0,02 1,17	
Grupa	SN	CC	SN	CC	SN	CC	SN	CC
N	74	71	75	71	75	72	75	70
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**	**	**	**	**
Średnia (SD)	0,18 (0,22)	0,17 (0,22)	0,20 (0,26)	0,21 (0,30)	0,23 (0,30)	0,29 (0,38)	0,21 (0,20)	0,19 (0,22)
Mediana [IQR]	0,09 [0,04 - 0,22]	0,08 [0,04 - 0,20]	0,09 [0,04 - 0,29]	0,08 [0,03 - 0,25]	0,12 [0,04 - 0,28]	0,15 [0,08 - 0,30]	0,14 [0,06 - 0,34]	0,10 [0,05 - 0,30]
Min Max	-0,01 0,99	0,00 1,14	-0,02 1,18	0,00 1,35	-0,03 1,65	-0,01 1,83	-0,01 0,72	-0,02 1,17
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania porodu SN vs CC	0,741		0,606		0,169		0,246	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

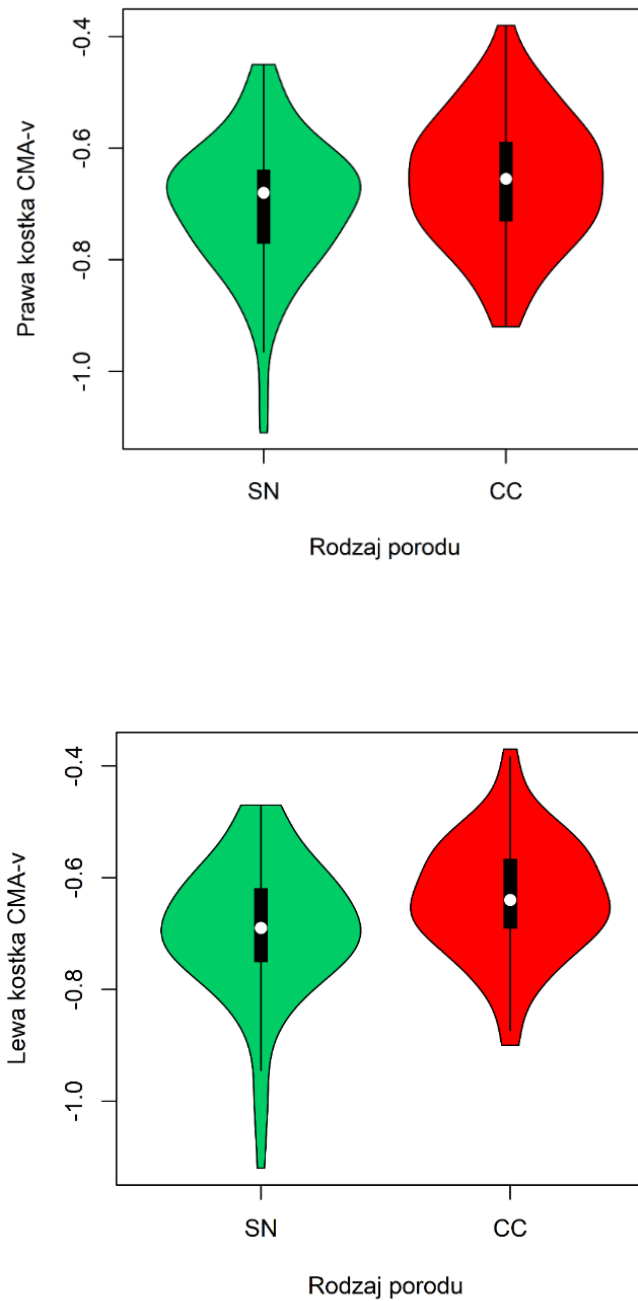
Tabela 17. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy porodem SN (poród siłami natury) i CC (poród przez cesarskie cięcie) – parametr średnia prędkość ($\frac{mm}{s}$) lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	Średnia prędkość - Lewa kostka		Średnia prędkość - Prawa kostka		Średnia prędkość - Lewy nadgarstek		Średnia prędkość - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa							
N	147		147		147		147	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**		**		**		**	
Średnia (SD)	89,35 (35,07)		92,32 (33,73)		110,38 (41,51)		109,43 (40,34)	
Mediana [IQR]	83,82 [64,89 - 106,44]		86,62 [69,45 - 106,47]		104,61 [81,68 - 136,02]		104,04 [84,31 - 131,98]	
Min Max	31,40 262,61		30,79 220,92		34,65 251,79		32,88 254,31	
Grupa	SN	CC	SN	CC	SN	CC	SN	CC
N	75	72	75	72	75	72	75	72
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	*	**	**	**	**	**	*
Średnia (SD)	95,65 (40,10)	82,78 (27,68)	97,56 (33,21)	86,85 (33,63)	109,19 (44,77)	111,62 (38,11)	110,15 (47,72)	108,67 (31,18)
Mediana [IQR]	90,36 [70,32 - 112,84]	78,82 [62,94 - 100,39]	89,41 [75,24 - 111,04]	86,12 [61,82 - 103,62]	105,05 [75,49 - 132,55]	104,05 [86,08 - 137,87]	102,76 [76,75 - 132,53]	104,47 [89,03 - 126,31]
Min Max	31,40 262,61	31,46 163,47	48,73 193,71	30,79 220,92	34,65 251,79	38,47 241,98	32,88 254,31	51,52 206,04
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania porodu SN vs CC	0,064		0,051		0,673		0,596	

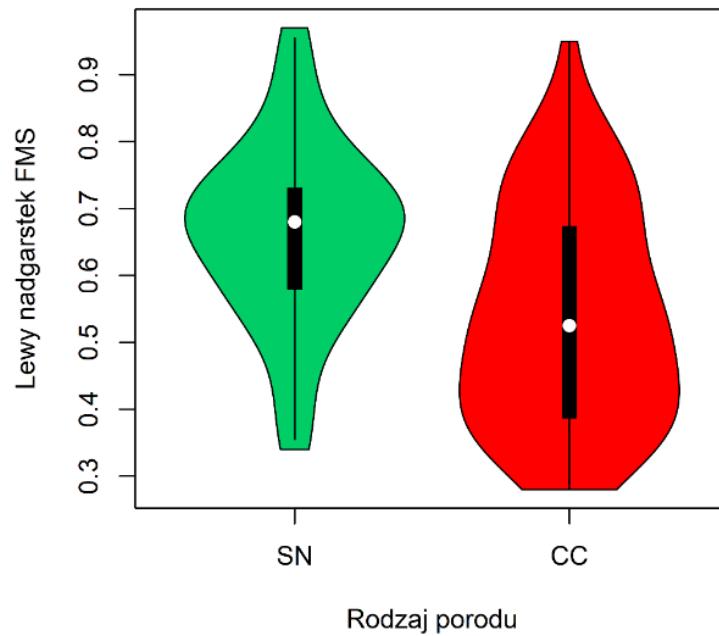
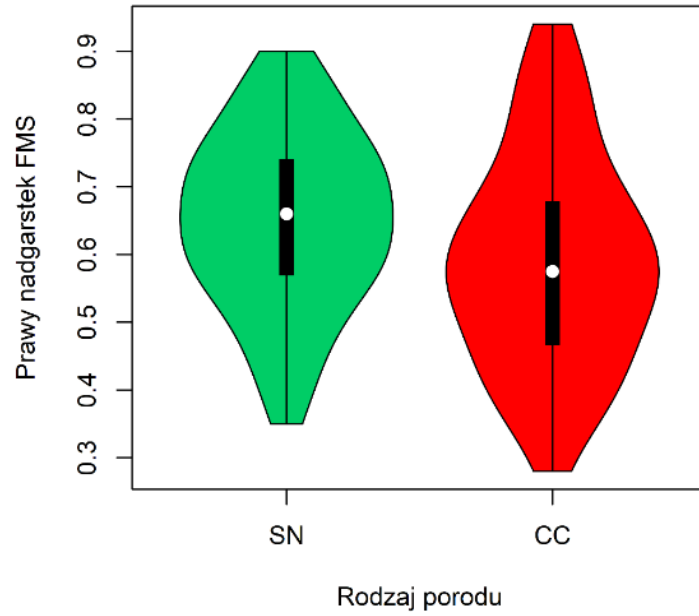
*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Przeprowadzona analiza wykazała, że rozkład wartości parametrów CMA-v dla kończyn dolnych oraz FMS dla kończyn górnych i dolnych różni się istotnie w grupach niemowląt urodzonych drogą CC i SN. Wartości CMA-v dla kończyn dolnych były istotnie wyższe w grupie dzieci urodzonych drogą CC niż SN (ryc. 9), FMS dla kończyn górnych (ryc. 10) i dolnych (ryc. 11) były istotnie wyższe dla dzieci urodzonych SN niż CC. W przypadku parametrów CMA-v dla kończyn górnych, CMA-h, FMA, średniego przyspieszenia i średniej prędkości dla kończyn dolnych i górnych nie obserwowano

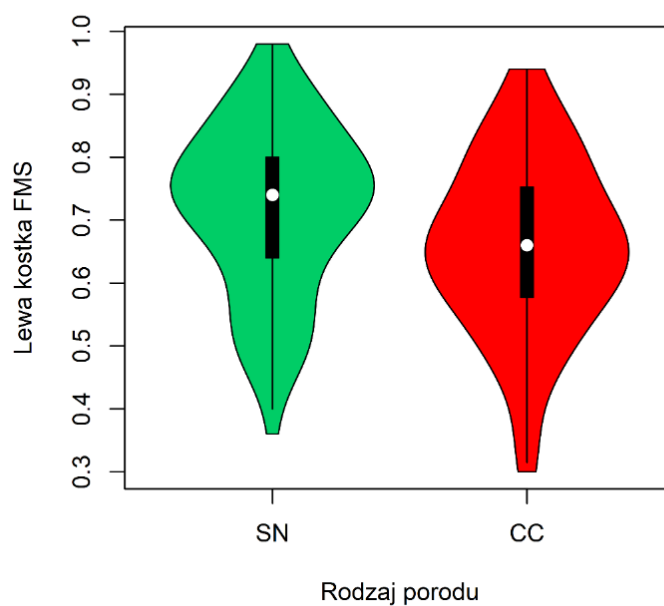
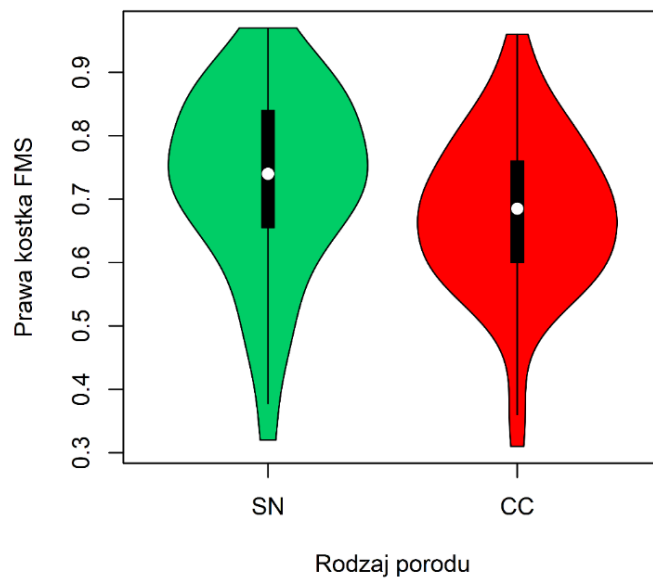
istotnych różnic w rozkładzie wartości parametrów pomiędzy grupą niemowląt urodzonych drogą SN i CC.



Rycina 9. Rozkład wartości CMA-v dla kończyn dolnych (prawa i lewa kostka – oś pionowa), SN – poród siłami natury (oś pozioma, kolor zielony), CC – poród przez cesarskie cięcie (oś pozioma, kolor czerwony)



Rycina 10. Rozkład wartości FMS dla kończyn górnych (prawy i lewy nadgarstek – oś pionowa), SN – poród siłami natury (oś pozioma, kolor zielony), CC – poród przez cesarskie cięcie (oś pozioma, kolor czerwony)



Rycina 11. Rozkład wartości FMS dla kończyn dolnych (prawa i lewa kostka – oś pionowa), SN – poród siłami natury (oś pozioma, kolor zielony), CC – poród przez cesarskie cięcie (oś pozioma, kolor czerwony)

6.1.4 Komputerowa ocena ruchu z podziałem na wiek

W tabeli 18 przedstawiono rezultaty oceny korelacji wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów z wiekiem niemowląt.

Wyniki przedstawiono jedynie dla tych parametrów, które były istotnie skorelowane z wiekiem.

Tabela 18. Ocena korelacji wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów z wiekiem niemowląt (CMA-h – środek powierzchni ruchu w poziomie, CMA-v – środek powierzchni ruchu w pionie, FMA – współczynnik pola ruchu, FMS – współczynnik kształtu ruchu, p – wartość p testu)

Parametr	Korelacja Pearsona	
	wsp. korelacji	wartość p
CMA-h - Lewa kostka	-	-
CMA-h - Prawa kostka	-	-
CMA-h - Lewy nadgarstek	-0,20	0,0142
CMA-h - Prawy nadgarstek	-0,23	0,0046
CMA-v - Lewa kostka	-	-
CMA-v - Prawa kostka	-	-
CMA-v - Lewy nadgarstek	-	-
CMA-v - Prawy nadgarstek	-	-
FMA - Lewa kostka	-	-
FMA - Prawa kostka	-	-
FMA - Lewy nadgarstek	-	-
FMA - Prawy nadgarstek	-	-
FMS - Lewa kostka	-	-
FMS - Prawa kostka	-	-
FMS - Lewy nadgarstek	-	-
FMS - Prawy nadgarstek	-	-
Średnie przyspieszenie - Lewa kostka	-	-
Średnie przyspieszenie - Prawa kostka	-0,17	0,0420
Średnie przyspieszenie - Lewy nadgarstek	-	-
Średnie przyspieszenie - Prawy nadgarstek	-	-
Średnia prędkość - Lewa kostka	-0,21	0,0114
Średnia prędkość - Prawa kostka	-0,20	0,0160
Średnia prędkość - Lewy nadgarstek	-	-
Średnia prędkość - Prawy nadgarstek	-	-

W przypadku parametru CMA-h wartości dla nadgarstków są istotnie słabo dodatnio skorelowane z wiekiem niemowlęcia, podobnie wartości średniej prędkości dla kostek są istotnie słabo dodatnio skorelowane z wiekiem niemowlęcia. W przypadku średniego przyspieszenia istotną, bardzo słabą dodatnią korelację z wiekiem obserwowano jedynie dla prawej kostki, wartości dla lewej kostki nie były istotnie skorelowane z wiekiem, co wskazuje na prawdopodobny brak rzeczywistej zależności między wiekiem a wartościami średniego przyspieszenia dla kostek. W przypadku pozostałych parametrów (CMA-h dla kostek, CMA-v, FMA i FMS dla kostek i nadgarstków, średnie przyspieszenie i średnia prędkość dla nadgarstków) wartość parametru nie była istotnie skorelowana z wiekiem niemowlęcia.

6.2 Drugi etap badania – ocena ekspercka a komputerowa analiza ruchu

W celu ustalenia, czy istnieje związek pomiędzy wynikami uzyskiwanymi w multimodalnej analizie ruchów, a diagnostycznej metodzie Prechtl'a, wykorzystano zestaw statystyk opisujących porównanie wyników ruchliwości punktów na ciele dziecka w grupie FM+ (fidgety movement Intermittent) i FM++ (fidgety movement Continual). Wyniki przedstawiono w tabelach od 19. do 24. W tabeli 23. wyeliminowano filmy, w których wyniki pomiarów istotnie odstawały od reszty.

Tabela 19. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy grupami FM+ i FM++, w podgrupie niemowląt ≥ 9 tygodnia – parametr CMA-h – środek powierzchni ruchu kończyn dolnych i górnych w poziomie (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	CMA-h - Lewa kostka	CMA-h - Prawa kostka	CMA-h - Lewy nadgarstek	CMA-h - Prawy nadgarstek				
Grupa	Cała grupa (≥ 9 t. ż.)							
N	135	135	135	135				
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	*	**	*				
Średnia (SD)	-0,02 (0,12)	0,02 (0,11)	0,37 (0,17)	0,35 (0,17)				
Mediana [IQR]	-0,02 [-0,10 - 0,07]	0,02 [-0,05 - 0,10]	0,38 [0,26 - 0,49]	0,36 [0,25 - 0,46]				
Min Max	-0,30 0,33	-0,26 0,28	-0,26 0,72	-0,14 0,73				
Grupa	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++
N	18	117	18	117	18	117	18	117
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	*	*	*	*	**	*	*
Średnia (SD)	-0,02 (0,11)	-0,02 (0,12)	0,01 (0,10)	0,02 (0,12)	0,29 (0,17)	0,38 (0,17)	0,22 (0,22)	0,37 (0,15)
Mediana [IQR]	-0,03 [-0,13 - 0,10]	-0,02 [-0,10 - 0,06]	0,01 [-0,07 - 0,04]	0,02 [-0,05 - 0,11]	0,34 [0,20 - 0,41]	0,40 [0,27 - 0,50]	0,21 [0,07 - 0,32]	0,37 [0,29 - 0,46]
Min Max	-0,16 0,14	-0,30 0,33	-0,15 0,25	-0,26 0,28	-0,09 0,55	-0,26 0,72	-0,14 0,71	-0,08 0,73
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania FM+ vs FM++	0,843		0,584		0,042		0,001	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 20. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy grupami FM+ i FM++, w podgrupie niemowląt ≥ 9 tygodnia – parametr CMA-v – środek powierzchni ruchu kończyn dolnych i górnych w pionie (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	CMA-v - Lewa kostka		CMA-v - Prawa kostka		CMA-v - Lewy nadgarstek		CMA-v - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa (≥ 9 t. ż.)							
N	135		135		135		135	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**		*		**		*	
Średnia (SD)	-0,66 (0,12)		-0,68 (0,12)		-0,24 (0,32)		-0,28 (0,29)	
Mediana [IQR]	-0,66 [-0,72 - -0,59]		-0,67 [-0,74 - -0,60]		-0,28 [-0,49 - -0,03]		-0,30 [-0,49 - -0,08]	
Min Max	-1,12 -0,37		-1,11 -0,38		-0,76 0,63		-0,89 0,49	
Grupa	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++
N	18	117	18	117	18	117	18	117
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	**	*	*	*	**	*	*
Średnia (SD)	-0,63 (0,10)	-0,67 (0,12)	-0,63 (0,11)	-0,68 (0,12)	0,04 (0,32)	-0,29 (0,30)	-0,14 (0,27)	-0,30 (0,29)
Mediana [IQR]	-0,64 [-0,68 - -0,54]	-0,66 [-0,72 - -0,59]	-0,64 [-0,72 - -0,56]	-0,68 [-0,75 - -0,61]	-0,06 [-0,18 - 0,17]	-0,32 [-0,51 - 0,10]	-0,18 [-0,30 - 0,01]	-0,33 [-0,51 - 0,09]
Min Max	-0,82 -0,49	-1,12 -0,37	-0,86 -0,46	-1,11 -0,38	-0,40 0,63	-0,76 0,57	-0,51 0,45	-0,89 0,49
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania FM+ vs FM++	0,240		0,090		<0,001		0,032	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 21. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy grupami FM+ i FM++, w podgrupie niemowląt ≥ 9 tygodnia – parametr FMA[%] – współczynnik pola ruchu kończyn dolnych i górnych (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	FMA - Lewa kostka	FMA - Prawa kostka	FMA - Lewy nadgarstek	FMA - Prawy nadgarstek				
Grupa	Cała grupa (≥ 9 t. ż.)							
N	135	135	135	135				
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**				
Średnia (SD)	0,07 (0,04)	0,07 (0,04)	0,22 (0,14)	0,21 (0,13)				
Mediana [IQR]	0,07 [0,05 - 0,08]	0,07 [0,05 - 0,09]	0,18 [0,11 - 0,29]	0,18 [0,10 - 0,30]				
Min Max	0,01 0,24	0,02 0,20	0,01 0,63	0,01 0,65				
Grupa	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++
N	18	117	18	117	18	117	18	117
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	**	*	**	*	**	*	**
Średnia (SD)	0,07 (0,03)	0,07 (0,04)	0,09 (0,04)	0,07 (0,04)	0,25 (0,15)	0,21 (0,14)	0,27 (0,18)	0,20 (0,12)
Mediana [IQR]	0,07 [0,05 - 0,09]	0,07 [0,04 - 0,08]	0,08 [0,06 - 0,10]	0,06 [0,05 - 0,09]	0,26 [0,14 - 0,33]	0,18 [0,11 - 0,27]	0,25 [0,20 - 0,36]	0,17 [0,10 - 0,26]
Min Max	0,03 0,11	0,01 0,24	0,03 0,20	0,02 0,19	0,03 0,52	0,01 0,63	0,01 0,64	0,01 0,65
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania FM+ vs FM++	0,605		0,150		0,252		0,080	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 22. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy grupami FM+ i FM++, w podgrupie niemowląt ≥ 9 tygodnia – parametr FMS (%) – współczynnik kształtu ruchu kończyn dolnych i górnych (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	FMS - Lewa kostka	FMS - Prawa kostka	FMS - Lewy nadgarstek	FMS - Prawy nadgarstek				
Grupa	Cała grupa (≥ 9 t. ż.)							
N	135	135	135	135				
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	**	**	*				
Średnia (SD)	0,69 (0,14)	0,70 (0,14)	0,61 (0,16)	0,62 (0,15)				
Mediana [IQR]	0,71 [0,58 - 0,80]	0,71 [0,62 - 0,80]	0,64 [0,48 - 0,72]	0,62 [0,51 - 0,73]				
Min Max	0,30 0,98	0,31 0,97	0,28 0,97	0,28 0,94				
Grupa	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++
N	18	117	18	117	18	117	18	117
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	*	*	*	**	**	**	*	*
Średnia (SD)	0,67 (0,14)	0,69 (0,14)	0,71 (0,11)	0,70 (0,14)	0,68 (0,13)	0,60 (0,17)	0,63 (0,17)	0,62 (0,15)
Mediana [IQR]	0,70 [0,55 - 0,77]	0,71 [0,59 - 0,80]	0,70 [0,68 - 0,78]	0,71 [0,62 - 0,80]	0,70 [0,64 - 0,76]	0,61 [0,48 - 0,71]	0,62 [0,50 - 0,73]	0,62 [0,51 - 0,73]
Min Max	0,46 0,92	0,30 0,98	0,53 0,91	0,31 0,97	0,38 0,84	0,28 0,97	0,38 0,94	0,28 0,91
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania FM+ vs FM++	0,468		0,882		0,034		0,856	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Tabela 23. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy grupami FM+ i FM++, w podgrupie niemowląt ≥ 9 tygodnia – parametr średnie przyspieszenie ($\frac{mm}{s^2}$) lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	Średnie przyspieszenie - Lewa kostka		Średnie przyspieszenie - Prawa kostka		Średnie przyspieszenie - Lewy nadgarstek		Średnie przyspieszenie - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa (≥ 9 t. ż.)							
N	133		134		135		133	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**		**		**		**	
Średnia (SD)	0,18 (0,22)		0,20 (0,28)		0,26 (0,34)		0,20 (0,21)	
Mediana [IQR]	0,09 [0,04 - 0,21]		0,08 [0,04 - 0,23]		0,14 [0,07 - 0,29]		0,12 [0,06 - 0,30]	
Min Max	-0,01 1,14		-0,02 1,35		-0,03 1,83		-0,02 1,17	
Grupa	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++
N	18	115	18	116	18	117	18	115
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	**	**	**	**	**	**
Średnia (SD)	0,17 (0,24)	0,18 (0,22)	0,08 (0,09)	0,22 (0,30)	0,26 (0,44)	0,26 (0,32)	0,15 (0,17)	0,21 (0,22)
Mediana [IQR]	0,06 [0,03 - 0,16]	0,10 [0,04 - 0,21]	0,05 [0,03 - 0,10]	0,09 [0,05 - 0,29]	0,11 [0,03 - 0,20]	0,14 [0,07 - 0,30]	0,10 [0,06 - 0,12]	0,12 [0,05 - 0,33]
Min Max	0,01 0,82	-0,01 1,14	0,00 0,39	-0,02 1,35	0,00 1,83	-0,03 1,65	0,00 0,62	-0,02 1,17
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania FM+ vs FM++	0,479		0,065		0,393		0,491	

*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

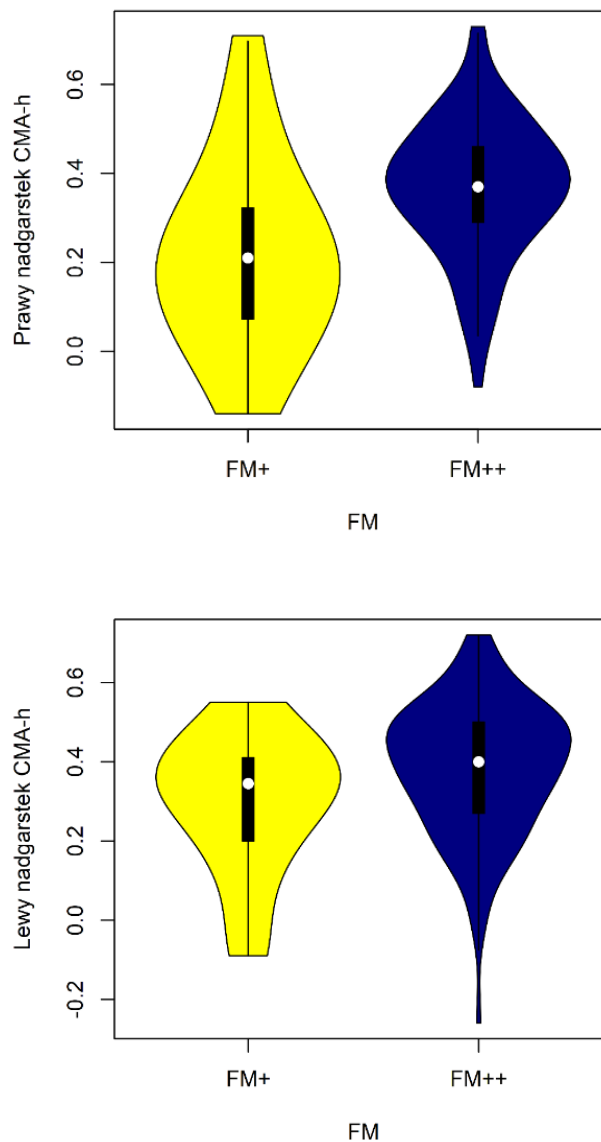
Tabela 24. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy grupami FM+ i FM++, w podgrupie niemowląt ≥ 9 tygodnia - parametr średnia prędkość ($\frac{mm}{s}$) lewej i prawej kończyny dolnej i górnej (N – liczba filmów, średnia, SD – odchylenie standardowe, mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, p – wartość p testu)

Wartość	Średnia prędkość - Lewa kostka		Średnia prędkość - Prawa kostka		Średnia prędkość - Lewy nadgarstek		Średnia prędkość - Prawy nadgarstek	
Grupa	Cała grupa (≥ 9 t. ż.)							
N	135		135		135		135	
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**		**		**		**	
Średnia (SD)	89,66 (35,88)		92,60 (34,71)		110,08 (42,81)		109,26 (41,49)	
Mediana [IQR]	84,64 [64,34 - 107,50]		86,64 [69,11 - 107,30]		104,56 [79,09 - 137,94]		102,76 [82,81 - 132,54]	
Min Max	31,40 262,61		30,79 220,92		34,65 251,79		32,88 254,31	
Grupa	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++	FM+	FM++
N	18	117	18	117	18	117	18	117
Rozkład (test Shapiro-Wilka)	**	**	*	**	*	**	*	**
Średnia (SD)	59,52 (19,34)	94,30 (35,64)	65,89 (14,93)	96,70 (35,09)	78,77 (30,42)	114,90 (42,50)	90,72 (36,23)	112,11 (41,65)
Mediana [IQR]	59,62 [48,04 - 64,22]	90,36 [71,69 - 111,90]	67,12 [55,72 - 78,15]	90,55 [73,33 - 111,06]	77,10 [57,64 - 93,91]	107,41 [86,21 - 141,63]	87,88 [62,49 - 113,70]	104,38 [86,09 - 133,19]
Min Max	36,05 124,18	31,40 262,61	35,36 85,97	30,79 220,92	34,65 165,21	38,47 251,79	32,88 152,78	38,00 254,31
Wartość p testu U Manna-Whitney'a dla porównania FM+ vs FM++	<0,001		<0,001		<0,001		0,049	

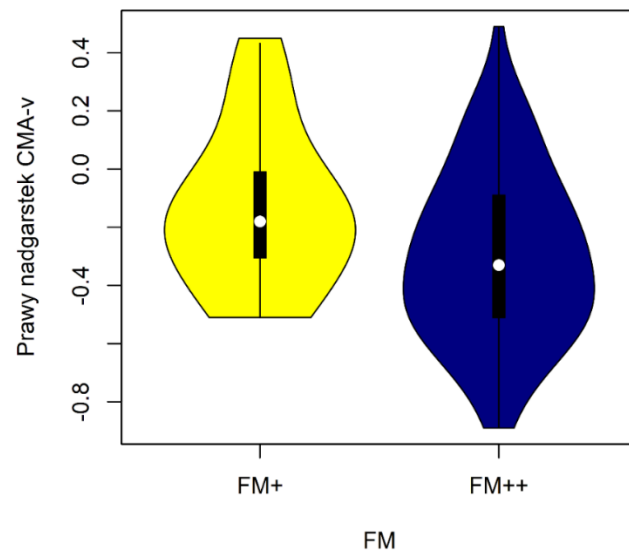
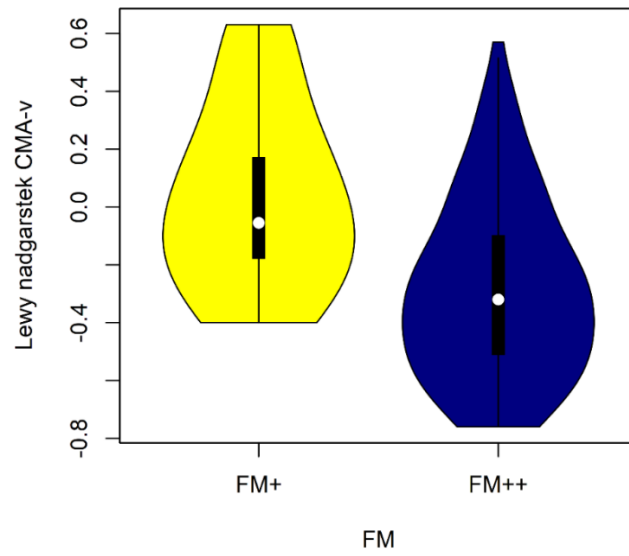
*- rozkład zbliżony do normalnego; **- rozkład statystycznie istotnie różny od normalnego

Przeprowadzona analiza wykazała, że rozkład wartości parametrów CMA-h dla kończyn górnych, CMA-v dla kończyn górnych oraz średniej prędkości dla kończyn górnych i dolnych różni się istotnie w grupach FM+ i FM++. Wartości CMA-h dla kończyn górnych były istotnie wyższe w grupie FM++ niż FM+ (ryc. 12), CMA-v dla kończyn górnych były istotnie wyższe dla FM+ niż dla FM++ (ryc. 13), średnie wartości prędkości dla kończyn górnych i dolnych (ryc. 14) było istotnie wyższe w grupie FM++ niż FM+. Istotne różnice w rozkładzie pomiędzy grupą FM+ i FM++ zaobserwowano także dla parametru FMS dla lewego nadgarstka, podczas gdy wartości FMS dla prawego nadgarstka

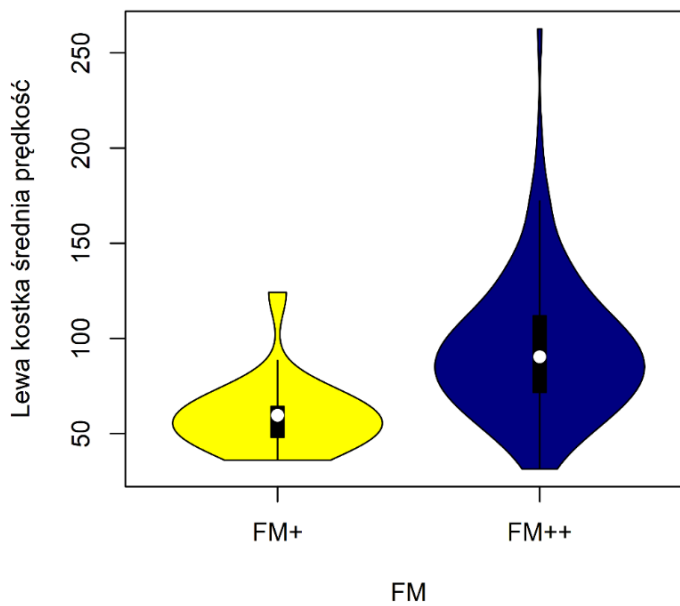
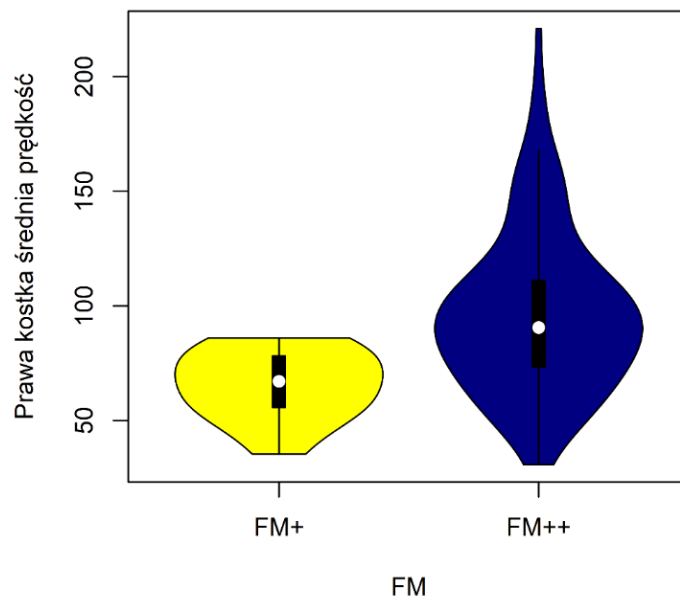
nie różniły się istotnie pomiędzy grupami. Brak zgodności pomiędzy wynikami dla lewego i prawego nadgarstka obniża wiarygodność wnioskowania o istotnych różnicach w wartościach FMS dla lewego nadgarstka pomiędzy grupami, stąd w dalszej analizie ten wynik nie będzie uwzględniany. W przypadku parametrów CMA-h i CMA-v dla kończyn dolnych, FMA, FMS i średniego przyspieszenia dla kończyn dolnych i górnych nie obserwowano istotnych różnic w rozkładzie wartości parametrów pomiędzy grupą FM+ i FM++.



Rycina 12. Rozkład wartości parametrów CMA-h kończyn górnych (prawy i lewy nadgarstek – oś pionowa), grupa FM+ (oś pozioma, kolor żółty) i FM ++ (oś pozioma kolor granatowy)



Rycina 13. Rozkład wartości parametrów CMA-v kończyn górnych (prawy i lewy nadgarstek – oś pionowa), grupa FM+ (oś pozioma, kolor żółty) i FM ++ (oś pozioma, kolor granatowy)



Rycina 14. Rozkład średnich wartości prędkości dla kończyn dolnych (prawa i lewa kostka – oś pionowa), grupa FM+(oś pozioma, kolor żółty) i FM ++ (oś pozioma kolor granatowy)

6.3 Trzeci etap badania

6.3.1 Ocena precyzji urządzenia na podstawie porównań wartości wszystkich wyników

W tabeli 25 przedstawiono wyniki oceny precyzji narzędzia mierzone poprzez ocenę powtarzalności pomiarów. Zaprezentowano wyznaczone wartości średniego odchylenia standardowego oraz średniego względnego odchylenia standardowego dla poszczególnych parametrów.

Tabela 25. Ocena precyzji narzędzia – powtarzalność

Parametr	Średnie odchylenie standardowe	Średnie względne odchylenie standardowe
CMA-h - Lewa kostka	0,0557	37,8%
CMA-h - Prawa kostka	0,0513	25,5%
CMA-h - Lewy nadgarstek	0,0808	18,8%
CMA-h - Prawy nadgarstek	0,0656	18,0%
CMA-v - Lewa kostka	0,0666	10,1%
CMA-v - Prawa kostka	0,0666	8,6%
CMA-v - Lewy nadgarstek	0,135	22,4%
CMA-v - Prawy nadgarstek	0,117	30,4%
FMA - Lewa kostka	0,0173	31,5%
FMA - Prawa kostka	0,0208	27,9%
FMA - Lewy nadgarstek	0,0833	40,2%
FMA - Prawy nadgarstek	0,0611	34,6%
FMS - Lewa kostka	0,0751	10,2%
FMS - Prawa kostka	0,0850	12,5%
FMS - Lewy nadgarstek	0,110	18,4%
FMS - Prawy nadgarstek	0,100	17,7%
Średnie przyspieszenie - Lewa kostka	0,110	89,2%
Średnie przyspieszenie - Prawa kostka	0,156	94,9%
Średnie przyspieszenie - Lewy nadgarstek	0,183	89,9%
Średnie przyspieszenie - Prawy nadgarstek	0,147	79,5%
Średnia prędkość - Lewa kostka	16,310	18,7%
Średnia prędkość - Prawa kostka	15,171	17,6%
Średnia prędkość - Lewy nadgarstek	15,769	15,0%
Średnia prędkość - Prawy nadgarstek	19,367	19,8%

Uwagę zwraca wysokie względne odchylenie standardowe dla średniego przyspieszenia (79,5 – 94,9%). Najwyższą precyzją charakteryzuje się parametr FMS (odchylenie standardowe względne 10,2 – 18,4), oraz średnia prędkość (odchylenie standardowe względne 15,0 – 19,8%).

W obrębie poszczególnych parametrów powtarzalność pomiędzy kończynami jest porównywalna, co przemawia za dobrą skutecznością metody w ocenie wybranych parametrów i wskazuje raczej na dużą zmienność w ruchliwości niemowląt w czasie niż na niską precyzję metody jako przyczynę dość wysokich wartości odchylenia standardowego względnego.

6.3.2 Ocena precyzji urządzenia na podstawie porównań pomiędzy poszczególnymi nagraniami

Precyzję narzędzia oceniono także porównując wyniki parametrów w trzech kolejnych nagraniach. W tabeli 26. przedstawiono wyniki porównania rezultatów oceny poszczególnych parametrów pomiędzy nagraniami: 1., 2. i 3., w całej grupie objętej analizą oraz w podgrupach niemowląt ocenionych w skali Prechtla jako FM+ i FM++.

W przypadku całej grupy objętej analizą oraz podgrupy FM++ nie obserwowano istotnych różnic w wartościach parametrów pomiędzy nagraniami: 1., 2. i 3. W przypadku podgrupy FM+ istotnie różniły się wyniki dotyczących parametrów FMA dla prawego nadgarstka oraz średniego przyspieszenia dla lewej kostki; w przypadku pozostałych parametrów różnice nie były istotne statystycznie. W przypadku parametru FMA dla prawego nadgarstka w podgrupie FM+ wartość parametru była najwyższa dla nagrania 3. i najniższa dla nagrania 1., natomiast w przypadku średniego przyspieszenia dla lewej kostki w podgrupie FM+ wartość parametru była najwyższa dla nagrania 3. i najniższa dla nagrania 2.

Tabela 26. Porównanie wyników oceny ruchliwości z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia do analizy ruchów pomiędzy trzema nagraniami, w całej grupie objętej badaniem, w podgrupie niemowląt ocenionych jako FM+ oraz w podgrupie niemowląt ocenionych jako FM++

Parametr	Cała grupa	FM+	FM++
	n = 49	n = 10	n = 39
Wartość-p dla porównania wyników nagrań 1, 2 i 3			
CMA-h - Lewa kostka	0,287 [1]	0,984 [1]	0,260 [1]
CMA-h - Prawa kostka	0,696 [1]	0,090 [1]	0,971 [1]
CMA-h - Lewy nadgarstek	0,824 [2]	0,640 [1]	0,414 [2]
CMA-h - Prawy nadgarstek	0,073 [1]	0,195 [1]	0,095 [1]
CMA-v - Lewa kostka	0,775 [2]	0,602 [1]	0,373 [2]
CMA-v - Prawa kostka	0,145 [2]	0,500 [2]	0,261 [2]
CMA-v - Lewy nadgarstek	0,183 [1]	0,489 [1]	0,076 [1]
CMA-v - Prawy nadgarstek	0,486 [1]	0,630 [1]	0,497 [1]
FMA - Lewa kostka	0,557 [2]	0,751 [1]	0,299 [2]
FMA - Prawa kostka	0,691 [2]	0,732 [1]	0,766 [2]
FMA - Lewy nadgarstek	0,670 [2]	0,787 [1]	0,505 [2]
FMA - Prawy nadgarstek	0,711 [2]	0,008 [2]	0,310 [2]
FMS - Lewa kostka	0,579 [1]	0,159 [1]	0,780 [1]
FMS - Prawa kostka	0,369 [1]	0,338 [1]	0,104 [2]
FMS - Lewy nadgarstek	0,289 [1]	0,312 [1]	0,545 [1]
FMS - Prawy nadgarstek	0,561 [1]	0,927 [1]	0,588 [1]
Średnie przyspieszenie - Lewa kostka	0,342 [2]	0,027 [1]	0,760 [2]
Średnie przyspieszenie - Prawa kostka	0,124 [2]	0,092 [2]	0,491 [2]
Średnie przyspieszenie - Lewy nadgarstek	0,520 [2]	0,741 [2]	0,321 [2]
Średnie przyspieszenie - Prawy nadgarstek	0,480 [2]	0,614 [2]	0,586 [2]
Średnia prędkość - Lewa kostka	0,767 [2]	0,670 [2]	0,584 [2]
Średnia prędkość - Prawa kostka	0,922 [2]	0,566 [1]	0,735 [2]
Średnia prędkość - Lewy nadgarstek	1,000 [2]	0,907 [1]	0,902 [2]
Średnia prędkość - Prawy nadgarstek	0,832 [2]	0,628 [1]	0,926 [2]

[1] - ANOVA dla pomiarów powtarzanych; [2] - test Friedmana

7. DYSKUSJA

Wyniki niniejszej pracy wskazują, że z komputerowej analizy wideo spontanicznych ruchów niemowląt można odczytać określone wartości prędkości i przyspieszenia wyznaczonych na ciele dziecka punktów. Są one powtarzalne i pozwalają na dokonanie powiązań pomiędzy poszczególnymi sekwencjami ruchów a prawidłowym rozwojem ruchowym dziecka. Stan wzorcowy ustalono w oparciu o szereg uśrednionych danych obrazujących prędkość i przyspieszenie ruchu kończyn zdrowych niemowląt. Udało się wyznaczyć średnie wartości prędkości oraz przyspieszenia dla kończyn górnych i dolnych. Wyznaczono wartości liczbowe dla parametrów takich jak: CMA-h (Center of Movements Area – kierunek w poziomie), CMA-v (Center of Movements Area – kierunek w pionie), FMA (Factor Movement Area), FMS (Factor Movement Shape) prawej i lewej kończyny górnej i dolnej. Przedstawione wyniki stanowią wartości obliczone dla dzieci urodzonych o czasie, bez obciążonego wywiadu okołoporodowego i o wysokiej ocenie APGAR (minimum 8 pkt). Analiza spontanicznej ruchliwości prawej i lewej strony w większości wyników wykazała zbliżone, a nawet takie same wartości, co świadczyć może o obiektywnej i powtarzalnej pracy urządzenia. Prawidłowy i rzetelny odczyt wartości ruchu potwierdza również rejestr wartości średnich przyspieszenia i średnich prędkości dla kończyn dolnych i górnych, przy czym wartości te są większe dla kończyn górnych. Znajduje to swoje uzasadnienie w tym, że rozwój ruchowy niemowląt jest cefalokaudalny, czyli sprawność ruchowa poszczególnych części ciała zaczyna się od głowy i przesuwa ku bardziej oddalonym od niej częściom ciała. Nadanie wartości liczbowych ruchom spontanicznym daje możliwość opisu ruchu w sposób obiektywny i jednoznaczny. Dane liczbowe ruchu badanych, zdrowych dzieci pozwalają na stworzenie swego rodzaju mapy zachowań ruchowych, która w przyszłości może wspomagać diagnozę. Doprowadzi to do zobiektywizowania diagnostyki neurologicznej niemowląt, umożliwi dostęp do bardziej powszechnego i dostępnego urządzenia diagnostycznego.

Uzyskane wartości parametrów udało się umiejscowić na siatce centylowej. Ze względu na zbyt małą i mało zróżnicowaną liczebność grupy objętej badaniem nie przeprowadzono jednak formalnego wyznaczenia zakresu referencyjnego dla poszczególnych parametrów. Wynika to z aprobowanego założenia o koniecznej liczebności grupy badawczej, pozwalającej na wyznaczenie takiego zakresu [32, 59]. W analizowanej sytuacji wartości percentyli rzędu 3% i 97% mogą stanowić przybliżone wartości zakresu

normy dla ocenianych parametrów. Wyniki przedstawione na siatce centylowej pozwalają na zobrazowanie rozkładu wartości tych parametrów, a tym samym na przybliżone określenie zakresów normy dla danej populacji. W dalszych badaniach na bardziej zróżnicowanej grupie badawczej możliwość umiejscowienia wartości ruchliwości spontanicznej dziecka może stanowić punkt odniesienia dla wyznaczenia parametrów, które będą stanowiły normę lub patologię parametrów ruchowych.

Badania własne wpisują się w uzyskane wyniki z podobnych eksperymentów badawczych zespołu Kanemaru i wsp. [53]. Również w tym badaniu na podstawie analizy spontanicznych ruchów niemowląt zarejestrowanych w formie wideo dokonano ustaleń w zakresie wzorców prawidłowego rozwoju ruchowego dziecka. Oceny dokonano w oparciu o sześć wskaźników dla każdej kończyny górnej i dolnej tj.: średnią prędkość, liczbę jednostek ruchu na minutę, kurtozę przyspieszenia, wskaźnik drgań (jerk index), indeks mobilności bocznej oraz korelacje krzyżowe między prędkościami kończyn.

Z wykorzystaniem sześciu kamer analizował natomiast parametry przyspieszenia i prędkości zespół Meinecke i wsp. [65]. System kamer umożliwił trójwymiarową rejestrację swobodnego ruchu noworodków i jego ocenę za pomocą systemu analizy ruchu. Przy niewielkiej liczbie badanych (22 niemowlaki, w tym 15 zdrowych, urodzonych w terminie oraz 7 wcześniaków, zagrożonych zaburzeniami neurologicznymi), używając odpowiednich metod statystycznych, zespołowi udało się uzyskać wiarygodne rozróżnienie między zdrowymi a dotkniętymi chorobą uczestnikami. Ogólny wskaźnik wykrywalności osiągnął 73%. Analizą statystyczną objęto 53 liczbowe parametry określające ruch. Znalazły się wśród nich między innymi: prędkość i przyspieszenie segmentu, skośność rozkładu, obszar, w którym trajektorie stopy są poza standardowym odchyleniem średniej, krzyżowa korelacja między przyspieszeniem prawej i lewej stopy, okresowa prędkość stóp, czy skośność prędkości ruchu stóp. Z wszystkich parametrów wybrano 8 najsilniej dywersyfikujących.

Różnica pomiędzy badaniami własnymi, a zespołów Kanemaru i Meinckego, polega na celowej rezygnacji z używania jakichkolwiek markerów na ciele dziecka w celu śledzenia ruchu przez system komputerowy. W badaniach własnych poprzez stworzenie parametrów autorskich CMA, FMA i FMS brak jest bowiem potrzeby używania jakichkolwiek znaczników na ciele dziecka. Stanowi to niewątpliwą zaletę badania, ponieważ nie ingeruje w żaden sposób w ruch dziecka. Kolejna istotna różnica pomiędzy badaniami własnymi, a wymienionymi wyżej, to dobór grupy badawczej, a w przypadku Kanemaru, także znaczna różnica liczbowa przebadanych niemowląt.

Zespoły te przeprowadziły badania nie tylko na dzieciach zdrowych, ale także u dzieci z obciążonym wywiadem okołoporodowym i ryzykiem MPD. W konsekwencji mogły dokonać analizy statystycznej wyników uzyskanych dla grupy dzieci z MPD i grupy dzieci zdrowych. Badania własne natomiast skupione zostały na analizie ruchu dzieci zdrowych. Stąd też wyniki badań mają zakres ograniczony przez grupę badawczą (wyłącznie dzieci zdrowe), a w konsekwencji skonkretyzowany na precyzyjnym wyekstrahowaniu wzorców prawidłowego rozwoju ruchowego dziecka. Stanowić to może przyczynek to dalszych badań własnych w komputerowej analizie obrazu celem zestawienia osiągniętych wyników z wynikami badań prowadzonych na grupie dzieci z zagrożonym wywiadem okołoporodowym.

Doniosłość badań nad spontaniczną ruchliwością niemowląt w aspekcie przyspieszenia i prędkości potwierdza fakt, jak często badania takie są podejmowane przez środowisko naukowe.

Dla obiektywnej oceny ruchów dziecka wykorzystuje się w badaniach markery, ale praktyczne korzyści wynikać mogą również z zastosowania akcelerometrów. Na takim założeniu oparł się Heinze i wsp. [46]. Dwudziestominutowego pomiaru prędkości oraz przyspieszenia dokonali za pomocą akcelerometrów umieszczonych na kończynach górnych i dolnych. Grupę badawczą stanowiło 19 dzieci zdrowych i 4 z MPD.

Wśród metod bazujących na wykorzystaniu akcelerometrów, zwrócić należy uwagę na takie, w których ich zastosowanie łączone jest z użyciem markerów. Tego rodzaju technikę łączoną zastosował zespół Fan i wsp. [30]. Zachowania ruchowe niemowląt rejestrowano w tym wypadku przy użyciu kamery wideo, jak i akcelerometrów zamontowanych na ciele dziecka. Badania przeprowadzono na grupie wcześniaków. Testowano technikę modelowania na 10 godzinach danych zebranych z akcelerometrów noszonych przez niemowlęta wstępnie sklasyfikowane jako wysokiego ryzyka na oddziale intensywnej opieki noworodków (NICU - USA). Zastosowano w tym wypadku technikę uczenia maszynowego („*machine learning*”) z odczytem wartości prędkości ruchu z akcelerometrów. Wartości sklasyfikowane jako nieprawidłowe zachowania w oparciu o metodę uczenia maszynowego były silnie skorelowane z ostateczną diagnozą porażenia mózgowego. Przytoczone wyniki potwierdzają potrzebę obiektywnego przypisania wartości liczbowych ruchowi dziecka. Określenie liczbowe ruchu wiąże się z realną perspektywą stworzenia mapy zachowań ruchowych, co pozwoli w przyszłości w łatwy i dostępny sposób diagnozować obiektywnie patologię wzorców ruchowych.

Tematyka badania prędkości ruchów stawów podejmowana jest w kontekście szeregu innowacyjnych metod pomiarowych. Jedną z nich jest metoda, którą można określić jako „głębokie uczenie” („deep learning”). Badanie miało na celu opracowanie ilościowych ocen spontanicznych ruchów u wcześniaków wysokiego ryzyka w oparciu o algorytm głębokiego uczenia. Obrazy wideo spontanicznych ruchów zostały zarejestrowane u wcześniaków w wieku równoważnym terminowo. Badanie neurologiczne Hammersmith Infant Neurological Examination (HINE) przeprowadzono u niemowląt w wieku 4 miesięcy. Wspólne dane pozycyjne wyodrębniono za pomocą wstępnie wyszkolonego modelu szacowania pozy. Porównano wskaźniki podobieństwa i złożoności kąta stawu i prędkości kątowej między niemowlętami z HINE <60 i ≥ 60 . Obrazy wideo spontanicznych ruchów zostały zarejestrowane u 65 wcześniaków w równoważnym wieku. Wskaźniki złożoności kątów stawów i prędkości kątowych różniły się u niemowląt z HINE <60 i ≥ 60 i korelowały dodatnio z wynikami HINE w większości stawów na kończynach górnych i dolnych. Wskaźniki podobieństwa między każdym kątem stawu lub prędkością kątową stawu nie różniły się między obiema grupami w większości stawów na kończynach górnych i dolnych. Ilościowe oceny spontanicznych ruchów u wcześniaków okazały się zatem możliwe przy użyciu algorytmu głębokiego uczenia się. Wyniki wskazują, że wskaźniki złożoności ruchów stawów zarówno na kończynach górnych, jak i dolnych, mogą stanowić potencjalnie skuteczną metodę dla wykrywania porażenia mózgowego u wcześniaków [86].

We wczesnej diagnostyce niemowląt coraz częściej dostrzega się długoterminowe znaczenie dokładności jej wyników dla późniejszego rozwoju funkcji poznawczych, rozwoju mowy i języka oraz funkcji motorycznych [25, 26, 40, 84]. Pomimo, że nieprawidłowe GM, zwłaszcza brak FM w okresie od 6. do 18. tygodnia, nie wskazują na konkretne zaburzenie, to wskazują jednak na wysokie ryzyko zaburzeń neurologicznych w przyszłości [8].

Badanie własne potwierdza, że komputerowa analiza wideo stosowana w zestandaryzowanych zapisach GM u małych niemowląt może dostarczyć obiektywnych informacji o jakości ruchu, powtarzalności odczytywanych ruchów oraz obecności FM (+/++).

Analizując grupę FM+ i FM++, można zauważyć, że większość parametrów prędkości, jak i zmian położenia punktów wyznaczonych na ciele dziecka różni się istotnie statystycznie. Przeprowadzona weryfikacja wykazała, że parametry rozkładu wartości średniej prędkości dla kończyn górnych i dolnych były istotnie wyższe w grupie FM++ niż

FM+. Potwierdzać to może teorię, że FM+ to ruchy z większymi przerwami pomiędzy kolejnymi ruchami, płynność i prędkość ruchu zatem może być mniejsza. Ruchy FM++ to ruchy płynne, częste i nieprzerywane, stąd wartości mogą istotnie statystycznie różnić się od siebie.

Wnioskować można także, że ruch przebiega inaczej w przypadku wartości FM+ i FM++, szczególnie w przypadku kończyn górnych. Wartości CMA-h dla kończyn górnych były istotnie wyższe w grupie FM++ niż FM+ , CMA-v dla kończyn górnych były istotnie wyższe dla FM+ niż dla FM++. Odmiennosć w wychwyceniu różnicy ruchliwości statystycznie istotnej jedynie w kończynach górnych wynikać może ze wspomnianej już powyżej teorii rozwoju. Rozwój kontroli tułowia odbywa się w sposób segmentowy i w kierunku głowowo-ogonowym [39]. W związku z powyższym ruchy kończyn górnych mogą wykazywać większe zróżnicowanie w zakresie i charakterze ruchów niż kończyny dolne.

Możliwość odczytywania różnic ruchów FM+ i FM++ przez multimodalne narzędzie determinuje dalsze prawdopodobne możliwości diagnostyczne. Skoro rozróżnienie na poziomie ruchów FM+ a FM++ zostało bezspornie potwierdzone w zakresie trudnym do osiągnięcia dla oka diagnosty, to zakładać należy, że różnice pomiędzy FM+ a FM +/- również będą możliwe do wychwycenia w stopniu znacznie większym niż w oparciu o metody subiektywne. Odmiennosć ruchów FM+ i FM +/- wynika głównie z częstotliwości i płynności ruchów, a tym samym jest jeszcze trudniejsze w wychwyceniu przez diagnostę niż odmiennosć ruchów FM+ a FM++. Pewnosć odczytów ruchów pomiędzy FM+ a FM +/-, czy braku ruchu (czyli FM- bez udziału czynnika ludzkiego), jest zatem zakładanym celem dalszego udoskonalania diagnostyki z wykorzystaniem multimodalnego narzędzia.

Opierając się na metodzie Prechtla, która modelowo daje 98% skuteczność przewidywania porażenia mózgowego, wnioskować można, że narzędzie również będzie w stanie odczytać co najmniej takie wartości. W konsekwencji diagnosta nawet bez przeszkolenia metodą Prechtla miałby możliwość, opierając się wyłącznie na czynnikach zobiektywizowanych w postaci wyników badania multimodalnym narzędziem, a bez odwoływania się do swojej wiedzy i doświadczenia, przedstawić istotne parametry określające rozwój i rokowania ruchowe dziecka.

Obecnie najpowszechniejszymi metodami oceny ryzyka wystąpienia mózgowego porażenia u niemowląt przed piątym miesiącem życia są: obrazowanie mózgu, rezonans

magnetyczny, USG, EEG oraz obserwacja ogólnych ruchów globalnych (GM) [14, 34, 43, 69].

Podczas badania wykonanego metodą rezonansu magnetycznego czy EEG, rozszyfrowuje się strukturę i funkcje neurologiczne na poziomie analitycznym. GM ocenia funkcjonalnie mózg jako całość. W porównaniu z innymi narzędziami (np. MRI, EEG), GM jest nieinwazyjne i łatwe do zastosowania, a jednocześnie skuteczne w zakresie osiągniętych wniosków. Ze względu na efektywność i niezawodność diagnostyczną narzędzie GM jest szczególnie odpowiednie dla ustawień o niskich zasobach. Oprócz stosowania u niemowląt z okołoporodowym uszkodzeniem mózgu znajduje szerokie zastosowanie w ocenie niemowląt z różnymi wadami neurorozwojowymi i schorzeniami genetycznymi, a także innymi zaburzeniami wrodzonymi [24, 27, 28, 47, 73].

Wprowadzenie GM do instrukcji w codziennej rutynie klinicznej wspierałoby wcześniejszą identyfikację MPD i innych zaburzeń neurorozwojowych. Niemowlęta zidentyfikowane z nieprawidłowymi GM byłyby ściślej monitorowane, a zatem mogłyby zostać wcześniej skierowane na konkretne oceny diagnostyczne i mogłyby wcześniej korzystać z interwencji [74, 98].

Z racji opierania się oceny GM wg Prechtla na analizie filmów wideo niemowlęcia przez przeszkolonych fachowców, metoda jest czasochłonna i kosztowna. W konsekwencji podejścia oparte na wykorzystaniu technik komputerowych, w tym wykorzystujące dla oceny sztuczną inteligencję, zyskały w ostatnich latach na znaczeniu.

Podejmowane poszukiwania w zakresie skomputeryzowanych obiektywnych metod, stanowiąc mogą przyczynę do przełomu w obiektywnej ocenie ruchów niemowląt podejmowanej w kontekście ewentualnych nieprawidłowości rozwojowych. Komputerowa analiza obrazu opierająca się na przetwarzaniu sygnału przy zastosowaniu dedykowanego algorytmu zapewnia zobiektywizowane źródło wiedzy na temat zachowań ruchowych niemowląt.

Obecne metody diagnostyczne opierają się na subiektywnej ocenie badającego, wymagającej znacznego przeszkolenia i wiedzy klinicznej (GM). Stosowane są metody obrazowania mózgowego, które jednakże nie opisują ruchu i są stosunkowo trudniej dostępne. Wiążą się w konsekwencji z zasadnymi zastrzeżeniami, z jednej strony w zakresie uniwersalności przyjętych założeń i osiągniętych wyników (obserwacja), z drugiej natomiast, w aspekcie dostępności i efektywności dla przebadania koniecznej części populacji stosowanych narzędzi (obrazowanie mózgu). Wskazane zastrzeżenia prowadzą do intensyfikacji badań nad tańszymi a jednocześnie bardziej

zobiektywizowanymi alternatywami dla wczesnej oceny ryzyka porażenia mózgowego. Z podejmowanych w ciągu dwóch ostatnich dekad wyzwań badawczych wyłania się coraz bardziej zestandaryzowane podejście, oparte na automatycznym i obiektywnym wykrywaniu u niemowląt spontanicznych ruchów [51].

Podobnych badań wzajemnej relacji między komputerową analizą wideo a oceną ekspercką ruchów GM dokonał zespół STOENA [90]. Eksperci oceniali filmy w zanonimizowanych próbach, a następnie obraz został poddany komputerowej obróbce. Różnica pomiędzy badaniami [90] a własnymi, polegała na doborze grupy niemowląt. W pierwszym przypadku były to niemowlęta z obciążonym wywiadem okołoporodowym i zakwalifikowane przez ekspertów jako FM- lub FM+/- . Procedura badania była zbliżona do badań własnych. Wyznaczono punkty na ciele dziecka, które poddano analizie komputerowej. Badanie potwierdziło, że komputerowa analiza wideo stosowana w zestandaryzowanych zapisach GM u niemowląt może dostarczyć obiektywnych informacji o obecności lub braku normalnych FM.

Większa zmienność przestrzenna względem środka ruchu w przekroju całego filmu była immanentnie związana z brakiem normalnych FM, a tym samym istnieniem wysokiego ryzyka dla późniejszego porażenia mózgowego. Najniższa zmienność przestrzenna względem środka ruchu była widoczna u niemowląt ze stałą obecnością FM. Ta zautomatyzowana analiza ruchu może zdaniem badaczy zostać łatwo zastosowana do badań przesiewowych niemowląt wysokiego ryzyka celem wyeliminowania przypadków, w zakresie których dalsze badania obserwacyjne GM nie są potrzebne.

Dla oceny wykrywania i różnicowania ruchów FM badacze używają także tak zaawansowanych technologii, jak maszynowe uczenie „*machine learning*”, które pozwala na obiektywizację metody Prechtla. Wykorzystanie tej metody na bardziej zróżnicowanej grupie niemowląt obejmującej dzieci z mniejszą liczbą pkt Apgar niż 8, a także na grupie wcześniaków, z dużym prawdopodobieństwem pozwoli na rozróżnienie tych z FM-, czy FM -/+ . Metoda Prechtla charakteryzująca się dużą mocą predykcyjną i dokładnością stanowi w ten sposób swoistą bazę dla wysoko z informatyzowanych technik obrazowania.

Problematyka dotycząca klinicznej wykonalności przewidywania wczesnego MPD na podstawie nagrań wideo niemowląt stanowiła podstawę dla przeprowadzenia podobnej analizy z wykorzystaniem modelu uczenia maszynowego określonego jako model CIMA (Computer-based Infant Movement Assessment). Model CIMA został zaprojektowany w celu oceny odsetka ruchów związanych z ryzykiem MPD przy użyciu częstotliwości czasowej rozkładu trajektorii ruchu części ciała niemowlęcia [51].

Należy podkreślić, że stosowane w tym wypadku narzędzie ma niewątpliwie wymierne wady. W pierwszej kolejności zwrócić należy uwagę, że metoda przepływu optycznego nie jest w pełni automatyczna i wymaga ręcznej adnotacji. W konsekwencji, nawet jeśli model CIMA może stanowić klinicznie wykonalną alternatywę dla bezobserwacyjnego GM, dodatkowe zasoby ludzkie będą z pewnością niezbędne dla prowadzenia stosownych adnotacji. Ponadto współrzędne poziome i pionowe środków pikseli sześciu oznaczonych części ciała niemowlęcia nie są bezpośrednio związane z biomechaniką cechy, taką jak położenie środka stawu lub środek masy części ciała. W konsekwencji obecnie wykorzystywana technologia urządzenia do śledzenia ruchów niemowląt, oparta na przepływie optycznym na dużą odległość, nie zapewnia dokładności w zakresie biomechanicznych deskryptorów ruchów niemowlęcia. Niewątpliwie wybrane cechy i elementy modelu CIMA będą zależę od konkretnego używanego systemu śledzenia ruchu.

Analiza metody diagnostycznej omówionej powyżej prowadzi do wniosku, że istotnym aspektem wymagającym uwzględnienia w zakresie dalszych badań będzie automatyzacja technologii śledzenia ruchu, która jest w stanie identyfikować położenia środka stawu i środka masy segmentu ciała. Te z kolei stanowią będą potencjalny przyczynek do wyznaczenia konkretnych i definiowalnych markerów późniejszej motoryki. Postęp w wizji komputerowej i rozwój konwolucyjnych sieci neuronowych pozwalają z dużą precyzją identyfikować centra stawów i położenie segmentów ciała [10, 60].

Interesującym sposobem diagnozy jest bezmarkerowy system pomiaru i oceny ruchu dla GM u niemowląt opracowany przez Tsuji i wsp. [93]. Wykorzystano w nim kamerę głębi, mającą system komputerowego przetwarzania obrazu. Kamera monitorująca ruch dziecka, przesyła obrazy do komputera. Ten za pomocą programu szacował położenie dużych stawów ciała i ruchów głowy. System potrafił obliczyć parametry związanych z zasięgiem, zmiennością i symetrią ruchu. Klasyfikacji ruchu dokonywano na podstawie klinicznej definicji GM przy użyciu sztucznej sieci neuronowej.

Uzasadnione jest stwierdzenie zespołu Ihlen i wsp. [51], iż badacze zajmujący się oceną ruchów niemowląt powinni ze sobą współpracować przy generowaniu większych baz danych wideo dla niemowląt, które stanowią podstawę dla opracowania bardziej niezawodnych algorytmów uczenia maszynowego do klasyfikacji motoryki niemowlęcych ruchów i przewidywania późniejszych upośledzeń ruchowych.

Badania neurofizjologiczne (obrazowanie funkcjonalnego rezonansu magnetycznego (fMRI), ultrasonografia, elektroencefalografia (EEG) i rezonans

magnetyczny (MRI)) korespondują z wynikami modelu analizy komputerowej i w konsekwencji odmienne metody uzupełniają się wzajemnie. Tym samym badania neurofizjologiczne stanowią również ważny kierunek przyszłych badań w celu poprawy trafności konstruktów modelu i ustanowienia nowych biomarkerów późniejszych wzorców ruchowych [51].

Powtarzalność narzędzia, a tym samym jego precyzja, została przebadana dwutorowo. W pierwszej wersji poprzez ocenę powtarzalności pomiarów – wyznaczone wartości średniego odchylenia standardowego oraz średniego względnego odchylenia standardowego dla poszczególnych parametrów. Wyniki powtarzalności przedstawiono w tabeli 24. Najwyższą precyzją charakteryzuje się parametr FMS (odchylenie standardowe względne 10,2 – 18,4%) oraz średnia prędkość (odchylenie standardowe względne 15,0 – 19%). Parametr FMS, mimo zmiennej ruchliwości niemowląt pomiędzy filmami, ma dobrą powtarzalność. Na to, że urządzenie ocenia parametry z tą samą precyzją, wskazuje fakt, że w obrębie poszczególnych parametrów powtarzalność pomiędzy kończynami jest porównywalna. Za obiektywizacją pracy urządzenia przemawia także okoliczność, że wartości średniego odchylenia standardowego względnego po stronie prawej i lewej są bardzo zbliżone. Świadczy to o dobrej skuteczności metody w ocenie wybranych parametrów.

Wysokie względne odchylenie standardowe dla średniego przyspieszenia wskazuje na dużą zmienność ruchliwości niemowląt w czasie, w którym były nagrywane.

Za precyzją i obiektywnością pracy urządzenia przemawiają oceny statystyczne wyników trzech kolejnych filmów. W przypadku całej grupy objętej analizą oraz podgrupy FM++ nie obserwowano istotnych różnic w wartościach parametrów pomiędzy nagraniami: 1., 2. i 3. W przypadku podgrupy FM+ różnice wyników dla nielicznych parametrów (FMA prawego nadgarstka oraz średniego przyspieszenia dla lewej kostki) wynikają z niewielkiej liczebności próby przy obecności obserwacji odstających, nie zaś z rzeczywistych znaczących różnic w rezultatach oceny nagrań: 1., 2. i 3. W konsekwencji brak istotnych różnic w wynikach uzyskanych dla tych nagrań świadczy o stabilności i powtarzalności wyników uzyskiwanych z zastosowaniem badanej metody przy ocenie kolejnych nagrań pochodzących od tych samych pacjentów. Wyniki wykazują, iż nie ma różnic w poruszaniu kończynami górnymi i dolnymi. Dodatkowo istnieje powtarzalność wyników dla trzech prób nagrania. Oznacza to, że narzędzie odczytuje i interpretuje tak samo wyniki w trzech próbach.

Podobnej interpretacji podjął się zespół z Włoch [94]. Analizował on ruchy kończyn dolnych, ale w bardziej zróżnicowanej grupie. Analiza ruchu kończyn dolnych doprowadziła do stwierdzenia znacznego zintensyfikowania ruchu kopania. Na podstawie nagrań wideo (Panasonic S-VHS video camera, 24Hz, umieszczona 2 m od badanego) przeprowadzili analizę ruchów kopania u niemowląt. Oceniali częstotliwość, powtarzalność, prędkość, przyspieszenie, a także czas trwania przerwy między kopnięciami. Badania przeprowadzono na zróżnicowanej grupie. Wzięto pod uwagę dzieci urodzone o czasie, wcześniaki oraz niemowlęta z ciężkimi uszkodzeniami mózgu. Analiza kinematyczna wykazała jedynie łagodne różnice między 3 grupami niemowląt. Jakościowa ocena ruchów kończyn dolnych wykazała jednak, że wcześniaki z uszkodzeniami mózgu, a zwłaszcza te, u których później stwierdzono porażenie mózgowe, konsekwentnie miały mniej segmentowych ruchów stopy i nieprawidłowe ruchy ogólne. Wnioski stanowią przyczynek dla badania ruchliwości segmentarycznej niemowląt.

Przedmiot niniejszej pracy bazuje na wykorzystaniu nowatorskiego modelu multimodalnego narzędzia jako systemu do ewaluacji ruchów. Wyniki badań wskazują, że istniejąca powtarzalność w poszczególnych aspektach analizowanych ruchów niemowląt bezspornie potwierdza skuteczność dla oceny prawidłowości ruchu niemowląt w kontekście ich rozwoju ruchowego, w tym projekcji rozwoju w dalszym okresie życia.

Praca stanowi przyczynek dla podjęcia dalszych badań zachowań ruchowych, tym razem jednak na dzieciach wysokiego ryzyka (tj. obciążony wywiad okołoporodowy, Apgar poniżej 8 pkt, wcześniaki). Zestawienie wyników niniejszej pracy i badań podjętych w przyszłości, zgodnie z powyższym założeniem, pozwoli na uzyskanie wzajemnie się uzupełniających informacji dotyczących zasadniczych różnic pomiędzy rozwojem ruchowym dziecka zdiagnozowanego wstępnie jako zdrowe i bez obciążeń, a dziecka wysokiego ryzyka. Zestawienie skompilowanych danych pozwoli na dalsze udoskonalenie i zwiększenie czułości komputerowej ewaluacji ruchu przy wykorzystaniu multimodalnego narzędzia do analizy ruchów. Wyniki niniejszej pracy wpływają zatem wymiennie na celowość dalszych badań. Jednocześnie zasadnym wydaje się rozszerzenie bazy przeprowadzanych badań oraz doskonalenie w obszarze komputerowej diagnostyki niemowląt i oceny uczenia maszynowego. Nadrzędnym dla niniejszej pracy oraz przyszłych zadań badawczych jest bowiem umożliwienie szerokiego zastosowania opracowywanej metody w badaniach przesiewowych niemowląt.

Dalsze badania powinny kłaść nacisk na opracowanie w pełni zautomatyzowanej technologii śledzenia ruchu, która jest w stanie identyfikować położenia środka stawu

i środka masy segmentu ciała, które będą miały potencjał do identyfikacji konkretnych i definiowalnych biomarkerów późniejszej motoryki dziecka.

Technologie automatycznego rozpoznawania ruchu mogą mieć istotne znaczenie w przewidywaniu zaburzeń ruchowych w grupie wysokiego ryzyka niemowląt. Dzięki temu mogą rozróżnić prawidłowy rozwój ruchowy od nieprawidłowego. Oczywiście w obecnej praktyce klinicznej wspieranie analizy komputerowej subiektywną oceną GMA (w celu odróżnienia ruchów normalnych od nieprawidłowych ruchów ogólnych) jest w pełni uzasadnione, przy czym należy podkreślić, że nie deprecjonuje to znaczenia diagnostycznego żadnej z nich. Współistnienie i wzajemne korelacje pozwalają bowiem na obecnym etapie rozwoju technologii osiągać optymalne efekty w diagnozowaniu niemowląt [27].

Nie można wykluczyć, a wręcz jest to bardzo prawdopodobne, że wraz z dalszym rozwojem technologii i doniosłymi systemami tematycznych badań walidacyjnych w przyszłości, diagnozowanie niemowląt wyłącznie systemami komputerowymi będzie w pełni wykonalne. Niewątpliwie pozwoli to na obniżenie kosztów oraz powszechność, nawet

w formie badań przesiewowych. Zestandaryzowanie w ujęciu globalnym efektywności metod informatycznych pozwoli na statystycznie wcześniejsze rozpoczęcie leczenia i usprawnienie jego przebiegu.

Przy obecnym stanie wiedzy na temat wydajności zautomatyzowanych technologii diagnostyki ruchu niemowląt, na pierwszy plan jednak wysuwa się konieczność potwierdzenia za pomocą dodatkowych badań, zarówno efektywności metody, jak i jej opłacalności.

Wnioski płynące z uzyskanych efektów badań wspierają wskazaną wyżej potrzebę naukową. W oparciu o przeprowadzone badania można z dużym prawdopodobieństwem stwierdzić, że upowszechnione badania w oparciu o multimodalne narzędzie do analizy ruchów lub inne podobne narzędzie okażą się bardziej skuteczne w przypadku wczesnej identyfikacji i kierowania na wczesne programy interwencyjne. Jednocześnie badania takie będą globalnie mniej kosztogenne i czasochłonne.

Dotychczasowe wyniki stanowią jednak w tym kontekście dopiero wstęp do dalszych badań i rozwoju technologii komputerowej analizy ruchu. Wymagane są dalsze badania w celu walidacji technologii, które powstały do tej pory. Technologie przyszłości, które łączą trójwymiarową analizę ruchu z wykorzystaniem technik bezmarkerowych (np. Kinect™), prawdopodobnie zapewnią większą swoistość i czułość w porównaniu

z technologiami wideo 2D i pozwolą uniknąć niedogodności i kosztów technologii markerowych. Ponadto przyszłe badania powinny obejmować większe próby populacji wysokiego ryzyka do szkolenia klasyfikatorów i tworzenia neonatologii specyficznej dla różnych podstawowych patologii.

Multimodalność urządzenia w niniejszej pracy oznacza wielofunkcyjność. Urządzenie wskazuje nie tylko obszar i zakres wykonywanego ruchu, ale także potrafi liczbowo określić zakres, trajektorię, prędkość czy przyspieszenie danego ruchu. O obiektywnej pracy urządzenia świadczy powtarzalność otrzymanych wyników. Wartości ruchów kończyn, zarówno górnych jak i dolnych, są mocno zbliżone do siebie. Program je widzi zatem i odczytuje je w ten sam sposób. Powtarzalność wyników w trzech próbach nagrania świadczy poniekąd o precyzji pracy urządzenia. W trzech niezależnych próbach odczytywało ono parametry ruchowe dziecka na tym samym poziomie. Wreszcie potrafiło rozróżnić ruchy FM, które obecnie w subiektywnej ocenie diagnostycznej stanowią podstawę do diagnozy MPD. Rozróżnienie ruchów FM stanowić może początek komputerowej, a zatem zobiekttywizowanej metody oceny ruchliwości niemowląt.

Największy atut stosowanej metody to jej bezinwazyjność, a także łatwość stosowania, co implikuje większą dostępność metody i możliwość zastosowania jej w każdych warunkach, nie tylko laboratoryjnych.

System analizowano także pod względem oceny ruchliwości i wywiadu okołoporodowego. Pod uwagę wzięto zróżnicowanie płciowe oraz rodzaj porodu.

Przeprowadzona analiza wykazała, różnice w rozkładzie wartości parametrów CMA-h dla kończyn górnych oraz średniej prędkości dla kończyn dolnych pomiędzy płciami. Chłopcy intensywniej poruszali się na „obwodzie” (dystalnie), co w tym okresie rozwoju może świadczyć o odmiennej niż u dziewczynek organizacji układu nerwowego. Przyspieszenie w kończynach dolnych u dziewczynek miało znacząco wyższe wartości niż u chłopców, stanowi to kolejny parametr różnicujący płcie.

Założenia prowadzonych badań są zbieżne z tezami zaprezentowanymi przez zespół Grattan i wsp. [38]. Wskazał on różnicę ruchliwości u niemowląt płci męskiej i żeńskiej. Za główną przyczynę różnic ruchowych w płciach uznano różnicę w organizacji i dojrzewaniu ośrodkowego układu nerwowego u dziewczynek i u chłopców. Zaobserwowali oni różnicę międzypłciową w ruchliwości spontanicznej (asymetria ruchów). Chłopcy mieli silniejsze, bardziej skoordynowane odruchy po lewej niż po prawej stronie. Autorzy twierdzą, że różnice te mogą wskazywać na przejściową lub trwałą różnicę w organizacji ośrodkowego układu nerwowego pomiędzy płciami.

Wartości parametrów CMA-v dla kończyn górnych, CMA-h, FMA, średniego przyspieszenia i średniej prędkości dla kończyn dolnych i górnych nie wykazały istotnych różnic w rozkładzie wartości parametrów pomiędzy grupą niemowląt urodzonych siłami natury i cięcia cesarskiego. Wnioskować zatem można, że rodzaj porodu nie wpływa istotnie na zachowania ruchowe u niemowląt po 6 tygodniu życia. W literaturze przedmiotu nie odnaleziono badań dotyczących zależności pomiędzy ruchliwością dzieci, a rodzajem porodu.

8. WNIOSKI

- multimodalne narzędzie do analizy ruchów pozwoliło na ocenę spontanicznej ruchliwości kończyn górnych i dolnych w aspekcie kierunku ruchu (parametry CMA-h, CMA-v), zakresu (FMS, FMA), prędkości i przyspieszenia w odniesieniu do punktów cyfrowych naniesionych na ciele dziecka
- można dostrzec związek pomiędzy wynikami uzyskanymi w multimodalnej analizie ruchów, a uzyskanymi w oparciu o diagnostyczną metodą Prechtla dla większości ocenianych parametrów. Prędkość ruchów stanowi parametr najbardziej różnicujący wyniki dla FM+ i FM++.
- istnieje brak istotnych korelacji pomiędzy wiekiem, a wynikami uzyskanymi w komputerowej analizie ruchów spontanicznych. W przypadku płci zaobserwowano różnice w prędkości poruszania kończyn dolnych, a zakres i kierunki ruchu różniły się u dzieci urodzonych poprzez cesarskie cięcie i siłami natury.
- wykazano powtarzalność wyników oceny obrazu spontanicznej ruchliwości niemowląt przez multimodalne narzędzie. Wartości analizowanych parametrów nie różniły się istotnie statystycznie w poszczególnych filmach.
- przeprowadzone badanie wskazuje, że proponowane narzędzie może stanowić podstawę do dalszych badań nad analizą wybranych parametrów określających ruchliwość niemowlęcia. Niewątpliwie ważnym elementem jest przeprowadzenie obserwacji dzieci z obciążonym wywiadem i diagnozą okołoporodowym i niemowlęcą.
- w analizie punktów naniesionych komputerowo na ciele dziecka należy w dalszych badaniach uwzględnić parametry tułowia czy ułożenia głowy.

9. STRESZCZENIE

Podejmowane poszukiwania w zakresie skomputeryzowanych metod obiektywnych prowadzić mogą do przełomu na gruncie obiektywnych ocen ruchów niemowląt stosowanych dla ustalenia ewentualnych nieprawidłowości rozwojowych. Komputerowa ocena spontanicznej aktywności ruchowej na podstawie analizy obrazu wideo posiada potencjał umożliwiający w przyszłości znaczącą pomoc dla diagnosty przy weryfikacji możliwości rozwojowych niemowląt, a także oceny i porównania efektów prowadzonej terapii.

W przeprowadzonym badaniu nadano liczbowe wartości autorskim parametrom, określającym spontaniczną aktywność ruchową dziecka. Zweryfikowano powtarzalność odczytywania parametrów przez multimodalny system analizy ruchliwości, porównano ocenę eksperta z komputerową analizą ruchu oraz zweryfikowano zależności pomiędzy ruchliwością a wiekiem, płciami i rodzajem porodu.

Badaniu poddano ostatecznie 49 niemowląt 25 płci żeńskiej i 24 płci męskiej. Warunkiem włączenia było spełnienie warunków wstępnych kwalifikacji oraz udana próba nagrania spontanicznej aktywności ruchowej 3 razy w czasie minimum 10 minut. Filmy zostały przeanalizowane niezależnie od siebie przez eksperta oraz przez multimodalny system analizy ruchów. Uzyskane dane liczbowe poddano statystycznej analizie oceny.

W pracy udało się wyznaczyć wartości kierunku, zakresu, prędkości oraz przyspieszenia spontanicznej ruchliwości kończyn górnych i dolnych. Na podstawie wyznaczonych parametrów wskazano dla większości ocenianych parametrów korelację wyników uzyskanych w multimodalnej analizie ruchów i uzyskanych przy zastosowaniu diagnostycznej metody Prechtla.

Nie wykazano zależności pomiędzy wiekiem, a wynikami uzyskanymi w komputerowej analizie ruchów spontanicznych, ale w przypadku płci i rodzaju porodu wartości poszczególnych analizowanych parametrów rozkładały się odmiennie.

Ocena ruchliwości niemowląt dokonywana przy pomocy multimodalnego narzędzia na podstawie trzech różnych nagrań wideo ujawniła wyniki powtarzalne. Stanowi to podstawę do prowadzenia dalszych badań nad analizą parametrów określających ruchliwość niemowląt.

10. SUMMARY

The undertaken research in the field of computerized objective methods may lead to a breakthrough in the field of objective assessments of infant movements used to determine possible developmental abnormalities. Computerized assessment of spontaneous physical activity based on video image analysis has the potential to significantly assist a diagnostician in the future in verifying the developmental potential of infants, as well as in assessing and comparing the effects of the therapy.

In the conducted study, numerical values were assigned to the original parameters defining the child's spontaneous motor activity. The repeatability of reading the parameters by the multimodal mobility analysis system was verified, the expert's assessment was compared with the computer analysis of movement, and the relationships between mobility and age, sex and type of delivery were verified.

Eventually, 49 infants, 25 females and 24 males, were included in the study. The condition for inclusion was the fulfillment of the pre-qualification conditions and a successful attempt to record the spontaneous physical activity 3 times during a minimum of 10 minutes. The videos were analyzed independently by an expert and by a multimodal traffic analysis system. The obtained numerical data were subjected to statistical evaluation analysis.

In the study, it was possible to determine the values of direction, range, speed and acceleration of spontaneous mobility of upper and lower limbs. On the basis of the determined parameters, the results obtained in the multimodal image analysis and obtained using the diagnostic method of Prechtl were indicated for the majority of the assessed parameters.

There was no correlation between age and the results obtained in the computer analysis of spontaneous movements, but in the case of sex and type of delivery, the values of the analyzed parameters were different.

Assessment of infant mobility using a multimodal tool on the basis of three different videos revealed reproducible results. This is the basis for further research on the analysis of parameters determining infant mobility.

BIBLIOGRAFIA

1. Adde L, Helbostad JL, Jensenius AR, Taraldsen G, Grunewaldt KH, Støen R, Early prediction of cerebral palsy by computer-based video analysis of general movements: a feasibility study, *Dev Med Child Neurol*, 2010; 52(8): 773–778
2. Adde L, Helbostad JL, Jensenius AR, Langaas M, Støen R, Identification of fidgety movements and prediction of CP by the use of computer-based video analysis is more accurate when based on two video recordings, *Physiother Theory Pract*, 2013; 29(6): 469-475
3. Adde L, Thomas N, John HB, Oommen S, Vågen RT, Fjørtoft T, Jensenius AR, Støen R, Early motor repertoire in very low birth weight infants in India is associated with motor development at one year, *Eur J Paediatr Neurol*, 2016; 20(6): 918-924
4. Bartlett DJ, Fanning JEK, Use of the Alberta Infant Motor Scale to characterize the motor development of infants born preterm at eight months corrected age, *Phys Occup Ther Pediatr*, 2003; 23(4): 31-45
5. Blank R, Smits-Engelsman BOUWIEN, Polatajko H, Wilson P, European Academy for Childhood Disability (EACD): Recommendations on the definition, diagnosis and intervention of developmental coordination disorder, *Developmental medicine and child neurology*, 2012; 54(1): 54
6. Blauw-Hospers CH., Hadders-Algra M, A systematic review of the effects of early intervention on motor development, *Dev Med Child Neurol*, 2005; 47(6): 421-432
7. Bobath K, The Neuropathology of Cerebral Palsy and its Importance in Treatment and Diagnosis: The Cerebral Palsy Problem. B. Normal Development of Motor Abilities. C. Causes of Motor Handicap in Cerebral Palsy. D. Early Diagnosis, *Dev Med Child Neurol*, 1959; 1(8): 13-33
8. Brogna C, Romeo DM, Cervesi C, Scrofani L, Romeo MG, Mercuri E, Guzzetta A, Prognostic value of the qualitative assessments of general movements in late-preterm infants, *Early Hum Dev*, 2013; 89(12): 1063-1066
9. Cabon S, Poree F, Simon A, Rosec O, Pladys P, Carrault G, Video and audio processing in paediatrics, a review, *Physiol Meas*, 2019; 40: 02T
10. Cao Z, Hidalgo G, Simon T, Wei SE, Sheikh Y, OpenPose: realtime multi-person 2D pose estimation using Part Affinity Fields, *IEEE Trans*, 2019; 43(1): 172-186

11. Chambers C, Seethapathi N, Saluja R, Loeb H, Pierce SR, Bogen DK, Prosser L, Johnson MJ, Kording KP, Computer vision to automatically assess infant neuromotor risk, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2020; 28(11): 2431-2442.
12. Chen H, Xue M, Mei Z, Bambang Oetomo S, Chen W, A review of wearable sensor systems for monitoring body movements of neonates, *Sensors*, 2016; 16(12): 2134
13. Cioni G, Prechtl HFR, Preterm and early postterm motor behaviour in low-risk premature infants, *Early Hum Dev*, 1990; 23: 159-191
14. Cioni G, Prechtl HF, Ferrari F, Paolicelli PB, Einspieler C, Roversi MF, Which better predicts later outcome in fullterm infants: quality of general movements or neurological examination?, *Early Hum Dev*, 1997;50(1): 71-85
15. Ciuraj M, Kieszczyńska K, Doroniewicz I, Lipowicz A, Subjective and objective assessment of developmental dysfunction in children aged 0-3 years comparative study, *Springer*, 2019: 382-391
16. Doroniewicz I, Ledwoń D, Bugdol M, Affanasowicz A, Kieszczyńska K, Matyja M, Myśliwiec A, Computer-based analysis of spontaneous infant activity - pilot study, *Springer*, 2021: 147-159
17. Datta AN, Furrer MA, Bernhardt I, Hüppi PS, Borradori-Tolsa C, Bucher HU, Latal B, Grunt S, Natalucci G, GM Group, Fidgety movements in infants born very preterm: predictive value for cerebral palsy in a clinical multicentre setting, *Dev Med Child Neurol*, 2017;59(6): 618-624
18. Doroniewicz I, Ledwoń D, Danach – Wierzchowska M, Bugdol M, Kieszczyńska K, Affanasowicz A, Matyja M, Michnik R, Mitas AW, Myśliwiec A, Temporal and spatial variability of the fidgety movement descriptors and their relation to head position in automatized general movement assessment, *Acta Bioengineering and biomechanics*, 2021;23(3):69-78
19. Doroniewicz I, Ledwoń D, Affanasowicz A, Kieszczyńska K, Latos D, Matyja M, Mitas AW, Myśliwiec A, Writhing movement detection in newborns on the second and third day of life using pose-based feature machine learning classification, *Sensors*, 2020; 20(21): 5986
20. Darsaklis V, Snider LM, Majnemer A, Mazer B, Predictive validity of Prechtl's method on the qualitative assessment of general movements: a systematic review of the evidence, *Dev Med Child Neurol*, 2011; 53(10): 896-906

21. Einspieler C, Marschik P, Bos A, Ferrari F, Cioni G, Prechtl H, Early markers for cerebral palsy: Insights from the assessment of general movements, *Future Neurol*, 2012; 7(6): 709-717
22. Einspieler C, Yang H, Bartl-Pokorny KD, Chi X, Zang FF, Marschik PB, Guzzetta A, Ferrari F, Bos AF, Cioni G, Are sporadic fidgety movements as clinically relevant as is their absence?, *Early Hum Dev*, 2015; 91(4): 247-52
23. Einspieler C, Prechtl HF, Ferrari F, Cioni G, Bos AF, The qualitative assessment of general movements in preterm, term and young infants—review of the methodology, *Early Hum Dev*, 1997; 50(1): 47-60
24. Einspieler C, Prechtl HF, Prechtl's assessment of general movements: a diagnostic tool for the functional assessment of the young nervous system, *Ment Retard Dev Disabil Res Rev*- 2005; 11(1): 61-67
25. Einspieler C, Peharz R, Marschik PB, Fidgety movements - tiny in appearance, but huge in impact, *J Pediatr (Rio J)*, 2016; 3(1): 64-70
26. Einspieler C, Bos AF, Libertus ME, Marschik PB, The General Movement Assessment Helps Us to Identify Preterm Infants at Risk for Cognitive Dysfunction, *Front Physiol*, 2016; 7: 406
27. Einspieler C, Sigafos J, Bartl-Pokorny KD, Landa R, Marschik PB, Bölte S, Highlighting the first 5 months of life: general movements in infants later diagnosed with autism spectrum disorder or Rett syndrome, *Res Autism Spectr Disord*, 2014; 8(3): 286-291
28. Einspieler C, Utsch F, Brasil P, Aizawa CYP, Peyton C, Hasue RH, Genovesi FF, Damasceno L, Moreira ME, Adachi K, Marschik PB, Nielsen-Saines K, Zika Working Group, Association of infants exposed to prenatal Zika virus infection with their clinical, neurologic, and developmental status evaluated via the general movement assessment tool, *JAMA Netw Open*, 2019; 2(1): e187235-e187235
29. Elliott C, Alexander C, Salt A, Spittle AJ, Boyd RN, Badawi N, Morgan C, Silva D, Geelhoed E, Ware RS, Ali A, Mc Kenzie A, Bloom D, Sharp M, Ward R, Smudragupta B, Prescott P, Woolfenden S, Le V, Davidson SA, Thornton A, Finlay-Jones A, Jensen L, Amery N, Early Moves Clinical Working Group, Valentine J, Protocol: Early Moves: a protocol for a population-based prospective cohort study to establish general movements as an early biomarker of cognitive impairment in infants, *BMJ Open*, 2021; 11(4): e014695

30. Fan M, Gravem D, Cooper DM, Patterson DJ, Augmenting gesture recognition with erlang-cox models to identify neurological disorders in premature babies, In Proceedings of the 2012 UbiComp/ISWC, 2012: 411-420
31. Fjørtoft T, Einspieler C, Adde L, Strand LI, Inter-observer reliability of the “Assessment of Motor Repertoire—3 to 5 Months” based on video recordings of infants, *Early Hum Dev*, 2009; 85(5): 297-302
32. Friedrichs KR, Harr KE, Freeman KP, Szladovits, B, Walton RM, Barnhart KF, Blanco-Chavez J, ASVCP reference interval guidelines: determination of de novo reference intervals in veterinary species and other related topics, *Vet Clin Pathol*, 2012; 41(4): 441-453
33. Gajewska E, Sobieska M, Samborski W, Correlates between Munich Functional Development Diagnostics and postural reactivity findings based on seven provoked postural reactions modus Vojta during the first period of child's life, *Ann Acad Med Stetin* 2006; 52(3): 67-70
34. Garcia JM, Gherpelli JLD, Leone CR, The role of spontaneous general movement assessment in the neurological outcome of cerebral lesions in preterm infants, *J Pediatr*, 2004; 80: 296-304
35. Gilson KM, Davis E, Reddihough D, Graham K, Waters E, Quality of life in children with cerebral palsy: implications for practice. *J. Child Neurol*, 2014; 29(8): 1134-1140
36. Gima, H., Shimatani, K., Nakano, H., Watanabe, H., & Taga, G, Evaluation of fidgety movements of infants based on Gestalt perception reflects differences in limb movement trajectory curvature, *PT*, 2019; 99(6): 701-710
37. Graham JV, Eustace C, Brock K, Swain E, Irwin-Carruthers S (2009). The Bobath concept in contemporary clinical practice, *Top Stroke Rehabil*, 2009; 16(1): 57-68
38. Grattan MP, De Vos E, Levy J, McClintock MK, Asymmetric action in the human newborn: Sex differences in patterns of organization. *Child Dev*, 1992; 63(2): 273-289
39. Greco ALR, da Costa CSN, Tudella E, Identifying the level of trunk control of healthy term infants aged from 6 to 9 months. *Infant Behavior and Development*, 2018; 50: 207-212
40. Grunewaldt KH, Fjørtoft T, Bjuland KJ, Brubakk AM, Eikenes L, Håberg AK, Løhauge GCC, Skranes J, Follow-up at age 10 years in ELBW children—functional outcome, brain morphology and results from motor assessments in infancy. *Early Hum Dev*, 2014; 90(10): 571-578

41. GUS <https://stat.gov.pl/obszary-tematyczne/roczniki-statystyczne/roczniki-statystyczne/rocznik-demograficzny-2021,3,15.html> [Dostęp: 11.01.2022]
42. Guzzetta A, Belmonti V, Battini R, Boldrini A, Paolicelli PB, Cioni G, Does the assessment of general movements without video observation reliably predict neurological outcome?, *Eur J Paediatr Neurol*, 2007; 11(6): 362-367
43. Guzzetta A, Mercuri E, Rapisardi G, Ferrari F, Roversi MF, Cowan F, Rutherford M, Paolicelli PB, Einspieler C, Boldrini A, Dubowitz L, Prechtl HFR, Cioni G, General movements detect early signs of hemiplegia in term infants with neonatal cerebral infarction. *Neuropediatrics*, 2003; 34(02): 61-66
44. Hadders-Algra M, Evaluation of motor function in young infants by means of the assessment of general movements: a review, *Pediatr Phys Ther*, 2001; 13(1): 27-36
45. Hadders-Algra M, Early human motor development: From variation to the ability to vary and adapt, *Neurosci Biobehav Rev*, 2018; 90: 411-427
46. Heinze F, Hesels K, Breitbach-Faller N, Schmitz-Rode T, Disselhorst-Klug C, Movement analysis by accelerometry of newborns and infants for the early detection of movement disorders due to infantile cerebral palsy, *Med Biol Eng Comput*, 2010; 48(8): 765-772
47. Herrero D, Einspieler C, Aizawa CYP, Mutlu A, Yang H, Nogolová A, Pansy J, Nielsen-Saines K, Marschik PB, GenGM Study Group, The motor repertoire in 3-to 5-month old infants with Down syndrome, *Res Dev Disabil*, 2017; 67: 1-8
48. Hesse N, Schroeder AS, Müller-Felber W, Bodensteiner C, Arens M, Hofmann UG, Markerless motion analysis for early detection of infantile movement disorders, In *Embec & Nbc 2017*, 2017: pp. 197-200
49. Himpens E, Van den Broeck C, Oostra A, Calders P, Vanhaesebrouck PMDP, Prevalence, type, distribution, and severity of cerebral palsy in relation to gestational age: a meta-analytic review, *Dev Med Child Neurol*, 2008; 50(5): 334-340
50. Hutchon B, Gibbs D, Harniess P, Jary S, Crossley S, Moffat J, Basu N, Basu AP, Early intervention programmes for infants at high risk of atypical neurodevelopmental outcome, *Dev Med Child Neurol*, 2019; 61: 1362–1367
51. Ihlen EA, Støen R, Boswell L, de Regnier RA, Fjørtoft T, Gaebler-Spira D, Labori C, Loennecken MC, Msall ME, Möinichen UI, Peyton C, Schreiber MD, Silberg IE, Songstad NT, Vågen RT, Øberg GK, Adde L, Machine learning of infant spontaneous movements for the early prediction of cerebral palsy: A multi-site cohort study, *J Clin Med*, 2020; 9(1): 5

52. Irshad MT, Nisar MA, Gouverneur P, Rapp M, Grzegorzec M, Ai approaches towards Prechtl's assessment of general movements: A systematic literature review, *Sensors*, 2020; 20(18): 5321
53. Kanemaru N, Watanabe H, Kihara H, Nakano H, Nakamura T, Nakano J, Taga G, Konishi Y, Jerky spontaneous movements at term age in preterm infants who later developed cerebral palsy, *Early Hum Dev*, 2014; 90(8): 387-392
54. Kepenek-Varol B, Çaliskan M, İnce Z, Tatli B, Eraslan E, Çoban A, The comparison of general movements assessment and neurological examination during early infancy, *Turk J Pediatr*, 2016; 58(1): 54
55. Keshner EA, Peterson B, Mechanisms controlling human head stabilization. I. Head-neck dynamics during random rotations in the horizontal plane, *J Neurophysiol*, 1995; 6: 2293-2301
56. Karch D, Kim KS, Wochner K, Pietz J, Dickhaus H, Philippi H, Quantification of the segmental kinematics of spontaneous infant movements, *J Biomech*, 2008; 41(13): 2860-2867
57. Ledwoń D, Danch-Wierzchowska M, Doroniewicz I, Kieszczyńska K, Affanasowicz A, Latos D, Matyja M, Mitas AW, Myśliwiec A Computer-aided postural asymmetry assessment in infants neurodevelopmental disorders diagnosis
58. Longo M, Hankins GDV, Himpens E, Van den Broeck A, Oostra C, Calders P, Vanhaesebrouck P, Prevalence, type, distribution, and severity of cerebral palsy in relation to gestational age: A meta-analytic review, *Develop Med Child Neurol*, 2008; 50: 334340-334340
59. Manomayankul K, Siriussawakul A, Nimmannit A, Yuyen T, Ngercham S, Reesukumal K, Reference values for umbilical cord blood gases of newborns delivered by elective cesarean section, *J Med Assoc Thai*, 2016; 99(5): 611-617
60. Marchi V, Hakala A, Knight A, D'Acunto F, Scattoni ML, Guzzetta A, Vanhatalo S, Automated pose estimation captures key aspects of General Movements at eight to 17 weeks from conventional videos, *Acta Paediatr*, 2019; 108(10): 1817-1824
61. Marcroft C, Khan A, Embleton ND, Trenell M, Plötz T, Movement recognition technology as a method of assessing spontaneous general movements in high risk infants, *Front Neurol*, 2015; 5: 284
62. Massion J, Postural control system, *Curr Opin Neurobiol*, 1994; 4:877-887
63. Matyja M, Domagalska M. Podstawy usprawniania neurorozwojowego według Berty i Karela Bobathów, AWF Katowice (2015)

64. McCay KD, Ho ES, Shum HP, Fehringer G, Marcroft C, Embleton ND, Abnormal infant movements classification with deep learning on pose-based features, *IEEE Access*, 2020; 8: 51582-51592
65. Meinecke L, Breitbach-Faller N, Bartz C, Damen R, Rau G, Disselhorst-Klug C, Movement analysis in the early detection of newborns at risk for developing spasticity due to infantile cerebral palsy, *Hum Mov Sci*, 2006; 25(2), 125-144
66. Mergner T, Maurer C, Peterka RJ, A multisensory posture control model of human upright stance, *Prog Brain Res*, 2003; 142: 189-201
67. Michalska A, Szczukocki M, Szwilling Z, Wendorff J, The differential diagnosis of asymmetry in infants. *Dev Period Med*, 2006; 20(4): 335-341
68. Moccia S, Migliorelli L, Carnielli V, Frontoni E, Preterm infants' pose estimation with spatio-temporal features, *IEEE Trans Biomed*, 2019; 67(8): 2370-2380
69. Novak I, Morgan C, Adde L, Blackman J, Boyd RN, Brunstrom-Hernandez J, Cioni G, Damiano, Darrah J, Eliasson AC, et al., Early, accurate diagnosis and early intervention in cerebral palsy: Advances in Diagnosis and Treatment. *JAMA Pediatrics*, 2017; 171: 897-907
70. Nguyen-Thai B, Le V, Morgan C, Badawi N, Tran T, Venkatesh S, A Spatio-temporal Attention-based Model for Infant Movement Assessment from Videos, *IEEE J Biomed Health Inform*, 2021; 25(10): 3911-3920
71. Nuysink J, Van Haastert IC, Takken T, Helders PJ, Symptomatic asymmetry in the first six months of life: differential diagnosis, *Eur J Pediatr*, 2008; 167(6): 613-619
72. Ohgi S, Morita S, Loo KK, Mizuike C, Time series analysis of spontaneous upper-extremity movements of premature infants with brain injuries, *PT*, 2008; 88:1022-1033
73. Palchik AB, Einspieler C, Evstafeyeva IV, Talisa VB, Marschik PB, Intra-uterine exposure to maternal opiate abuse and HIV: the impact on the developing nervous system. *Early Hum Dev*, 2013; 89(4): 229-235
74. Peyton C, Einspieler C, General movements: a behavioral biomarker of later motor and cognitive dysfunction in NICU graduates, *Pediatr Ann*, 2018; 47(4): e159-e164
75. Philippi H, Karch D, Kang KS, Wochner K, Pietz J, Dickhaus H, Hadders-Algra M, Computer-based analysis of general movements reveals stereotypies predicting cerebral palsy, *Dev Med Child Neurol*, 2014; 56: 960-967
76. Ploegstra WM, Bos AF, de Vries NK, General movements in healthy full term infants during the first week after birth, *Early Hum Dev*, 2014; 90(1): 55-60

77. Prechtl HFR, General movement assessment as a method of developmental neurology: new paradigms and their consequences, *Dev Med Child Neurol*, 2001; 43(12): 836-42
78. Pyzio-Kowalik M, Wójtowicz D, Skrzek A, Assessing postural asymmetry with a podoscope in infants with Central Coordination Disturbance, *Research in developmental disabilities*, 2013; 34(5): 1832-1842.
79. Rahmati H, Aamo OM, Stavadahl O, Dragon R, Adde L, Video-based early cerebral palsy prediction using motion segmentation, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2014: 3779-3783
80. Reich S, Zhang D, Kulvicius T, Bölte S, Nielsen-Saines K, Pokorny FB, Peharz R, Poustka L, Wörgötter F, Einspieler C, Marschik PB, Novel AI driven approach to classify infant motor functions, *Sci Rep*, 2021; 11(1): 1-13
81. Raine S, The current theoretical assumptions of the Bobath concept as determined by the members of BBTA, *Physiother Theory Pract*, 2007; 23: 137-152
82. Romeo DMM, Guzzetta A, Scoto M, Cioni M, Patusi P, Mazzone D, Romeo MG, Early neurologic assessment in preterm-infants: integration of traditional neurologic examination and observation of general movements, *Eur J Paediatr Neurol*, 2008; 12(3): 183-189
83. Sakkos D, Mccay KD, Marcroft C, Embleton ND, Chattopadhyay S, Ho ES, Identification of Abnormal Movements in Infants: A Deep Neural Network for Body Part-Based Prediction of Cerebral Palsy, *IEEE Access*, 2021; 9: 94281-94292
84. Salavati S, Einspieler C, Vagelli G, Zhang D, Pansy J, Burgerhof JG, Marschik PB, Bos AF, The association between the early motor repertoire and language development in term children born after normal pregnancy, *Early Hum Dev*, 2017; 111: 30-35
85. Savitzky A, Golay MJ, Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures, *Analytical chemistry*, 1964; 36(8): 1627-1639
86. Shin HI, Shin HI, Bang MS, Kim DK, Shin SH, Kim EK, Kim YJ, Lee ES, Park SG, Lee WH, Deep Learning-Based Quantitative Analyses of Spontaneous Movements and Their Association With Early Neurological Development in Preterm Infants, 2021, <https://assets.researchsquare.com/files/rs-929451/v1/97ed4dcb-1e1f-4fac-ae39-aca564f5e24d.pdf?c=1633107624> [Dostęp: 14.01.2022]
87. Silva N, Zhang D, Kulvicius T, Gail A, Barreiros C, Lindstaedt S, Kraft M, Bolte S, Poustka L, Nielsen-Sainesl K, Worg F, Einspieler C, Marschik, PB, The future of General Movement Assessment: The role of computer vision and machine learning—A scoping review, *Res Dev Disabil*, 2021; 110: 103854

88. Sokołów M, Adde L, Klimont L, Pilarska E, Einspieler C, Early intervention and its short-term effect on the temporal organization of fidgety movements, *Early Hum Dev*, 2020; 151-105197
89. Støen R, Boswell L, De Regnier RA, Fjørtoft T, Gaebler-Spira D, Ihlen E, Labori C, Loennecken M, Msall M, Möinichen UI, Peyton C, Russow A, Schreiber MD, Silberg IE, Songstad NT, Vågen R, Øberg GK, Adde L, The predictive accuracy of the general movement assessment for cerebral palsy: a prospective, observational study of high-risk infants in a clinical follow-up setting, *J Clin Med*, 2019; 8(11): 1790
90. Støen R, Songstad NT, Silberg IE, Fjørtoft T, Jensenius AR, Adde L, Computer-based video analysis identifies infants with absence of fidgety movements on behalf of the CIMA Norway Study Group, *Pediatr Res*, 2017; 82(4): 665-670
91. Stahl A, Schellewald C, Stavadahl Ø, Morten Aamo O, Adde L, and Kirkerød H, An Optical Flow-Based Method to Predict Infantile Cerebral Palsy, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2012; 20(4): 605-614
92. Stücker R, Die mit Plagiozephalus assoziierte Säuglingsasymmetrie, *Z Orthop Unfall*, 2009; 147(04), 503-512
93. Tsuji T, Nakashima S, Hayashi H, Soh Z, Furui A, Shibanoki T, Shima K, Shimatani K, Markerless measurement and evaluation of general movements in infants, *Sci Rep*, 2020; 10 (1): 1–13
94. Van Der Heide JC, Paolicelli PB, Boldrini A, Cioni G, Kinematic and qualitative analysis of lower-extremity movements in preterm infants with brain lesions, *Phys Ther*, 1999;79(6): 546–557
95. Vicon, Vicon Motion Systems Ltd. 2020, <http://www.vicon.com> [Dostęp: 14.01.2022].
96. Wang, HH, Hwang YS, Ho CH, Lai MC, Chen YC, Tsai WH, Prevalence and Initial Diagnosis of Cerebral Palsy in Preterm and Term-Born Children in Taiwan: A Nationwide, Population-Based Cohort Study, *Int J Environ Res*, 2021; 18(17): 8984
97. Yang CC, Hsu YL, A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring, *Sensors*, 2010; 10: 7772–7788
98. Zang FF, Yang H, Han Q, Cao JY, Tomantschger I, Kriebler M, Shi W, Luo DD, Zhu M, Einspieler C, Very low birth weight infants in China: the predictive value of the motor repertoire at 3 to 5 months for the motor performance at 12 months, *Early Hum Dev*, 2016; 100, 27-32