WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ

KATEDRA BIOMECHATRONIKI



ROZPRAWA DOKTORSKA

Wspomaganie diagnostyki funkcjonowania narządu ruchu oraz zaburzeń psychomotorycznych na podstawie analizy kinematyki ruchów spontanicznych noworodków

mgr inż. Anna MILLER-BANAŚ

PROMOTOR

prof. dr hab. inż. Robert Michnik

PROMOTOR POMOCNICZY

dr inż. Katarzyna Jochymczyk-Woźniak

ZABRZE 2026

Na początku chciałabym szczególnie podziękować mojemu Promotorowi prof. dr hab. inż. Robertowi Michnikowi, za nieocenioną pomoc, cenne wskazówki oraz wsparcie merytoryczne na każdym etapie realizacji niniejszej rozprawy. Dziękuję za zaufanie, poświęcony czas oraz możliwość rozwoju naukowego.

Chciałabym również podziękować dr inż. Katarzynie Jochymczyk-Woźniak, mojej Promotor Pomocniczej, za wiarę we mnie, motywację i wsparcie, szczególnie w trudnych momentach.

Dziękuję również Wszystkim Pracownikom Katedry Biomechatroniki za życzliwość, pomoc i dobrą atmosferę, które towarzyszyły mi podczas realizacji doktoratu.

Szczególne podziękowania kieruję do Mojej Rodziny za wsparcie, wiarę we mnie i za to, że dzięki Wam mogłam znaleźć się w tym miejscu

.

Największe podziękowania kieruję do Mojego Męża i Syna za Waszą nieustającą wiarę we mnie, wsparcie i obecność na każdym etapie tej drogi. Wasza wiara we mnie była moją siłą, a Wasza obecność przypominała mi, po co było warto iść dalej. Ten sukces jest także Wasz.

Spis treści

Wstęp 9
1. Podstawy teoretyczne i przegląd literatury 13
1.1. Rozwój psychomotoryczny noworodków i niemowląt 13
1.2. Rola spontanicznych ruchów w ocenie neurorozwojowej 14
1.3. Zaburzenia funkcjonowania narządu ruchu i zaburzenia psychomotoryczne noworodków i niemowląt 15
1.3.1. Mózgowe porażenie dziecięce 16
1.3.2. Zaburzenia neurorozwojowe i ich konsekwencje dla rozwoju sensomotorycznego niemowląt 19
1.4. Metody diagnostyki rozwoju ruchowego noworodków i niemowląt 23
1.4.1. Metody kliniczne 23
1.4.2. Metody ilościowe i biomechaniczne 27
1.5. Analiza ruchu w biomechanice noworodków i niemowląt 27
1.5.1. Kinematyka ruchu człowieka 28
1.5.2. Systemy Motion Capture 28
1.5.3. Systemy inercyjne (IMU) 30
1.5.4. Metody przetwarzania obrazu 31
1.6. Możliwości wspomagania diagnostyki neurorozwojowej z wykorzystaniem analizy ruchów spontanicznych 33
1.7. Luka badawcza i uzasadnienie podjęcia tematu 39
2. Cel, teza i zakres pracy 41
2.1. Cel pracy 41
2.2. Teza badawcza 41
2.3. Pytania badawcze 41
2.4. Zakres pracy 42
3. Materiał badawczy i metodyka badań 43
3.1. Charakterystyka zbioru danych MINI-RGBD 43
3.1.1. Charakterystyka materiału badawczego 44
3.1.2. Rejestracja ruchów spontanicznych w zbiorze MINI-RGBD 44
3.1.3. Aspekty etyczne pozyskania danych 45
3.2. Metodyka przeprowadzonych badań 46
3.2.1. Wstępne przetwarzanie danych 46
3.2.2. Wyznaczenie długości segmentów 46

3.2.3. Wyznaczenie kąta nachylenia segmentów względem płaszczyzny XY 47
3.2.4. Rekonstrukcja przestrzenna ruchu 48
3.2.5. Ocena zdolności generalizacyjnej modelu wyznaczania kątów nachylenia segmentów względem płaszczyzny metodą Leave-One-Subject-Out (LOSO)....50
3.2.6. Wyznaczenie końcowej postaci modelu i funkcji korekcyjnej....51
3.2.7. Wyznaczenie kąta zgięcia w stawie kolanowym....51
3.2.8. Ocena zgodności wyników uzyskanych metodą referencyjną, modelową oraz metodą modelową po zastosowaniu funkcji korekcyjnej 53
3.2.9. Ocena symetrii kąta zgięcia w stawie kolanowym 54
3.2.10. Analiza statystyczna....55
4. Analiza wyników....57
4.1. Ocena zgodności wartości kątów względem płaszczyzny pomiędzy pomiarem 3D a modelem przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej....57
4.1.1. Kąt uda względem płaszczyzny....57
4.1.2. Kąt podudzia względem płaszczyzny....59
4.1.3. Kąt zgięcia w stawie kolanowym....62
4.1.4. Analiza statystyczna parametrów oceny zgodności modelu rekonstrukcji64
4.2. Wyniki oceny zdolności generalizacyjnej modelu wyznaczania kątów nachylenia segmentów względem płaszczyzny metodą Leave-One-Subject-Out (LOSO)....64
4.3. Ocena dokładności i zgodności modelu końcowego z pomiarem referencyjnym 3D 74
4.3.2. Analiza statystyczna parametrów oceny zgodności modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej 103
4.4. Badanie użyteczności opracowanej metody do wspomagania diagnostyki noworodków....107
4.4.1. Ocena zgodności wartości zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym wyznaczanych na podstawie modelu i danych referencyjnych 3D 107
4.4.2. Ocena zgodności współczynników symetrii ruchu określonej na podstawie wartości ROM wyznaczonych z modelu i danych referencyjnych 3D 116
4.4.3. Analiza statystyczna współczynnika symetrii zakresu ruchu kąta zgięcia w stawie kolanowym....120
5. Dyskusja....125
6. Wnioski....131
7. Kierunek dalszych badań....133
Bibliografia....135

Spis skrótów i oznaczeń

2D	dwuwymiarowy (*ang. Two-Dimensional*)
3D	trójwymiarowy (*ang. Three-Dimensional*)
AI	sztuczna inteligencja (*ang. Artificial Intelligence*)
ASD	zaburzenia ze spektrum autyzmu (*ang. Autism Spectrum Disorder*)
DCD	rozwojowe zaburzenie koordynacji (*ang. Developmental Coordination Disorder*)
GMA	ocena ruchów globalnych (*ang. General Movement Assessment*)
HINE	badanie neurologiczne niemowląt Hammersmith (*ang. Hammersmith Infant Neurological Examination*)
HPE	estymacja pozy ciała człowieka (*ang. Human Pose Estimation*)
IMU	jednostka pomiaru inercyjnego (*ang. Inertial Measurement Unit*)
LoA	granice zgodności (*ang. Limits of Agreement*)
LOSO	walidacja z wyłączeniem jednego badanego (*ang. Leave-One-Subject-Out*)
MINI-RGBD	wzorcowy zbiór danych motoryki spontanicznej niemowląt (*ang. Moving INfants In RGB-D*)
MMC	bezmarkerowa rejestracja ruchu (*ang. Markerless Motion Capture*)
MoCap	rejestracja ruchu (*ang. Motion Capture*)
RGB-D	obraz RGB z informacją o głębi (*ang. Red-Green-Blue-Depth*)
RMS	pierwiastek ze średniej kwadratów (*ang. Root Mean Square*)
ROM	zakres ruchu (*ang. Range of Motion*)
SCPE	europejski system monitorowania mózgowego porażenia dziecięcego (*ang. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe*)
SMIL	model liniowy wielu niemowląt z deformacją powierzchni (*ang. Skinned Multi-Infant Linear Model*)
SYM_M_korekcja	symetria wyznaczona na podstawie modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (*ang. Symmetry – Corrected Model*)
SYM_M	symetria wyznaczona na podstawie modelu (*ang. Symmetry – Model*)
SYM_RZ	symetria wyznaczona na podstawie wartości referencyjnych (*ang. Symmetry – Reference*)
TAE	całkowity błąd bezwzględny (*ang. Total Amplitude Error*)
XAI	objaśnialna sztuczna inteligencja (*ang. Explainable Artificial Intelligence*)

Wstęp

Według danych Światowej Organizacji Zdrowia każdego roku rodzi się około 134–140 milionów dzieci, z czego znacząca część wymaga specjalistycznej opieki medycznej w okresie noworodkowym [1, 111]. Szacuje się, że od 5% do 10% dzieci doświadcza różnego rodzaju nieprawidłowości rozwojowych, obejmujących zarówno zaburzenia motoryczne, jak i neurologiczne [2].

Kluczowym wyzwaniem współczesnej neonatologii jest wcześniactwo, które stanowi jeden z głównych czynników ryzyka zaburzeń neurorozwojowych. Zgodnie z aktualnymi danymi około 13,4 miliona dzieci rocznie rodzi się przedwcześnie, co stanowi 10% wszystkich urodzeń na świecie [1, 3]. Postęp w zakresie opieki perinatalnej (okołoporodowej) przyczynił się do znaczącego zwiększenia przeżywalności tej grupy pacjentów, co wiąże się ze wzrostem liczby dzieci wymagających długoterminowego monitorowania rozwoju psychomotorycznego [3].

Rozwój psychomotoryczny dziecka stanowi złożony, dynamiczny i wielowymiarowy proces, którego przebieg jest ściśle związany z dojrzewaniem ośrodkowego układu nerwowego oraz integracją funkcji sensorycznych, motorycznych i poznawczych [5, 6]. Proces ten rozpoczyna się już w życiu płodowym i podlega intensywnym przemianom szczególnie w pierwszych miesiącach po urodzeniu, kiedy obserwuje się przejście od aktywności odruchowej do coraz bardziej kontrolowanych form ruchu. W tym okresie spontaniczna aktywność ruchowa dziecka stanowi jedno z najważniejszych źródeł informacji o stanie funkcjonalnym układu nerwowego, jego plastyczności oraz zdolności adaptacyjnych [7]. Ten wczesny okres rozwoju jest szczególnie wrażliwy na oddziaływanie czynników ryzyka, zarówno prenatalnych, jak i okołoporodowych, które mogą przyczyniać się do wystąpienia zaburzeń neurorozwojowych [8]. Z tego względu kluczowe znaczenie ma wczesna identyfikacja nieprawidłowości w rozwoju motorycznym, która umożliwia szybkie wprowadzenie odpowiednich działań terapeutycznych. Liczne badania wskazują, że rozpoczęcie terapii w pierwszym roku życia dziecka zwiększa jej efektywność oraz sprzyja poprawie rokowania funkcjonalnego [2, 9].

Jednym z najczęściej diagnozowanych zaburzeń neurorozwojowych jest mózgowe porażenie dziecięce, którego częstość występowania szacuje się na około 2–3 przypadki na 1000 żywych urodzeń. W populacji dzieci urodzonych przedwcześnie wskaźnik ten jest znacznie większy, co dodatkowo podkreśla istotność wczesnej diagnostyki [10, 2]. Oprócz ciężkich zaburzeń coraz większą uwagę zwraca się na łagodne zaburzenia rozwoju psychomotorycznego. Mogą one nie być jednoznacznie rozpoznane we wczesnym okresie życia, jednak wpływają na dalsze funkcjonowanie dziecka [11, 12].

Szczególne znaczenie w diagnostyce neurorozwojowej niemowląt ma analiza spontanicznych ruchów ciała, określanych jako globalne wzorce ruchowe (general movements, GMs). Ruchy te pojawiają się już w życiu płodowym i charakteryzują się dużą zmiennością, płynnością oraz złożonością, obejmując całe ciało dziecka [13, 14]. Są one generowane przez ośrodkowe wzorce ruchowe i nie wymagają świadomej kontroli, dzięki czemu stanowią czuły wskaźnik integralności struktur mózgowych [14, 7].

Metoda oceny ruchów globalnych opracowana przez Prechtla i współpracowników uznawana jest obecnie za jedno z najbardziej wartościowych narzędzi wczesnej diagnostyki zaburzeń neurologicznych [15]. Skuteczność metody w przewidywaniu mózgowego porażenia dziecięcego została potwierdzona w licznych badaniach, osiągając bardzo wysokie wartości czułości i swoistości [16, 17]. W przebiegu prawidłowego rozwoju wyróżnia się charakterystyczne etapy aktywności spontanicznej, takie jak ruchy wijące (writhing movements), obserwowane w pierwszych tygodniach życia, oraz ruchy drobnookrężne (fidgety movements), pojawiające się około 3–5 miesiąca życia [7].

Prawidłowe ruchy spontaniczne cechują się płynnością, zmiennością oraz złożonością wzorców ruchowych. W przypadku zaburzeń neurorozwojowych obserwuje się natomiast ich uproszczenie, sztywność, brak zmienności lub obecność wzorców patologicznych [7, 18]. Ocena tych cech stanowi podstawę diagnostyki klinicznej, która wymaga jednak dużego doświadczenia i wiedzy specjalistycznej. Pomimo wysokiej wartości diagnostycznej, klasyczna ocena ruchów globalnych ma charakter jakościowy i opiera się w dużej mierze na subiektywnej interpretacji obserwatora. W literaturze zwraca się uwagę na ograniczenia tego podejścia, związane z trudnościami w zapewnieniu powtarzalności wyników oraz ich ilościowej interpretacji. W konsekwencji obserwuje się rosnące zainteresowanie metodami ilościowymi, które umożliwiają obiektywną analizę parametrów ruchu [19, 20].

Biomechanika ruchu człowieka dostarcza narzędzi pozwalających na ilościowy opis ruchu poprzez analizę takich parametrów jak trajektorie, prędkości, przyspieszenia oraz kąty stawowe. Podejście to opiera się na modelowaniu układu ruchu jako układu segmentów połączonych stawami, co umożliwia analizę kinematyki oraz dynamiki ruchu [21].

W kontekście analizy ruchu niemowląt szczególne znaczenie ma ocena zmienności oraz płynności ruchu, które uznawane są za kluczowe wskaźniki prawidłowego rozwoju motorycznego [6]. Istotnym aspektem analizy ruchu w kontekście diagnostyki neurorozwojowej jest również zagadnienie zmienności ruchu, które w ostatnich latach zyskuje coraz większe znaczenie w badaniach biomechanicznych i neurofizjologicznych [6]. Zmienność ruchowa nie jest traktowana jako cecha niepożądana, lecz jako znaczący element prawidłowego funkcjonowania układu nerwowego, świadczący o jego zdolności adaptacyjnej oraz elastyczności w generowaniu wzorców ruchowych [6, 22]. W przypadku niemowląt prawidłowa aktywność spontaniczna charakteryzuje się dużą różnorodnością oraz brakiem powtarzalności, co stanowi wyraz dojrzewania ośrodkowych mechanizmów kontroli ruchu [7, 23].

W badaniach nad rozwojem motorycznym podkreśla się również znaczenie koordynacji międzysegmentalnej oraz współdziałania różnych części ciała podczas wykonywania ruchów spontanicznych. W odróżnieniu od ruchów kontrolowanych, które pojawiają się w późniejszych etapach rozwoju, aktywność spontaniczna niemowląt angażuje jednocześnie wiele segmentów ciała, tworząc złożone, wielowymiarowe wzorce ruchowe [5, 24]. Analiza tych zależności wymaga zastosowania narzędzi umożliwiających ocenę ruchu w ujęciu przestrzennym, co stanowi kluczowe wyzwanie w przypadku metod opartych na danych dwuwymiarowych [21].

Kolejnym znaczącym zagadnieniem jest symetria ruchu, która w warunkach prawidłowych charakteryzuje się względną równowagą aktywności pomiędzy prawą i lewą stroną ciała. Zaburzenia symetrii mogą stanowić jeden z wczesnych wskaźników nieprawidłowego rozwoju układu nerwowego, szczególnie w kontekście jednostronnych uszkodzeń mózgu. W literaturze wskazuje się, że analiza asymetrii ruchu, w tym różnic w długości trajektorii, zakresie ruchu czy dynamice, może dostarczać istotnych informacji diagnostycznych [15, 18]. W tym kontekście szczególnego znaczenia nabierają metody umożliwiające ilościową ocenę tych parametrów [11].

Rozwój metod analizy danych przyczynia się do coraz częstszego podejmowania prób automatyzacji oceny ruchu niemowląt z wykorzystaniem algorytmów uczenia maszynowego oraz metod sztucznej inteligencji. Podejścia te umożliwiają analizę dużych zbiorów danych oraz identyfikację drobnych wzorców ruchowych, które mogą być trudne do uchwycenia w ocenie jakościowej [19, 25]. Jednocześnie ich skuteczność w dużej mierze zależy od jakości danych wejściowych oraz dokładności odwzorowania rzeczywistego ruchu [26]. W tym kontekście szczególnie istotna staje się kwestia reprezentacji ruchu oraz wyboru odpowiedniej metody jego opisu. Podejścia oparte na danych dwuwymiarowych, trójwymiarowych oraz modelach rekonstrukcji przestrzennej mogą prowadzić do uzyskania odmiennych wartości wielkości kinematycznych, nawet w przypadku analizy tego samego ruchu [27, 28]. Wynika to z ograniczeń geometrycznych, uproszczeń modelowych oraz sposobu przetwarzania danych.

Z punktu widzenia zastosowań diagnostycznych kluczowe jest zatem określenie, w jakim stopniu wyniki uzyskiwane różnymi metodami są ze sobą zgodne oraz czy mogą być stosowane zamiennie. Niewłaściwa interpretacja parametrów ruchu, wynikająca z ograniczeń zastosowanej metody, może prowadzić do błędnych wniosków klinicznych. W szczególności dotyczy to sytuacji, w których uproszczone modele dwuwymiarowe wykorzystywane są do opisu zjawisk o charakterze przestrzennym [29]. W związku z tym istotnym kierunkiem badań jest nie tylko rozwój nowych metod analizy ruchu, ale również ich walidacja oraz porównanie z metodami referencyjnymi. Analiza zgodności pomiędzy różnymi podejściami pozwala na określenie ich ograniczeń oraz zakresu zastosowań, co ma kluczowe znaczenie w kontekście wykorzystania tych metod w praktyce klinicznej [30, 29].

W praktyce badawczej i klinicznej stosowane są zaawansowane systemy pomiarowe, takie jak optyczne systemy Motion Capture czy systemy inercyjne (IMU), które umożliwiają dokładne wyznaczanie wielkości kinematycznych ruchu w przestrzeni trójwymiarowej. Pomimo wysokiej precyzji, systemy te mają jednak istotne ograniczenia, obejmujące wysokie koszty, złożoność techniczną oraz konieczność prowadzenia badań w kontrolowanych warunkach laboratoryjnych [31, 28]. W przypadku noworodków i niemowląt dodatkowym problemem jest inwazyjność procedury oraz trudności związane z przygotowaniem badanego. Alternatywę dla tych rozwiązań stanowią metody oparte na analizie nagrań wideo, które umożliwiają ocenę ruchu w sposób nieinwazyjny, dostępny i możliwy do zastosowania w warunkach klinicznych. W ostatnich latach rozwój metod przetwarzania obrazu oraz technik estymacji pozy ciała umożliwił automatyczne

wyznaczanie położenia punktów anatomicznych na podstawie nagrań 2D [27, 32, 26]. Podejścia te pozwalają na analizę wielkości kinematycznych bez konieczności stosowania specjalistycznych systemów pomiarowych.

Jednakże podstawowym ograniczeniem analizy opartej na danych dwuwymiarowych jest utrata informacji o składowej przestrzennej ruchu. Projekcja ruchu trójwymiarowego na płaszczyznę obrazu prowadzi do zniekształceń geometrycznych, które mogą wpływać na dokładność wyznaczanych parametrów. W szczególności dotyczy to analizy kątów stawowych oraz trajektorii ruchu, które w ujęciu 2D mogą nie odzwierciedlać rzeczywistej geometrii ruchu. W odpowiedzi na te ograniczenia rozwijane są podejścia wykorzystujące modele matematyczne i biomechaniczne, umożliwiające estymację brakującej składowej przestrzennej na podstawie dostępnych danych 2D [27, 28, 29]. Podejście to zakłada wykorzystanie zależności geometrycznych pomiędzy segmentami ciała oraz wielkości kinematycznych w celu rekonstrukcji ruchu w przestrzeni trójwymiarowej.

Istotnym zagadnieniem badawczym pozostaje jednak ocena, w jakim stopniu różne metody analizy ruchu oparte na danych 2D, modelach rekonstrukcji przestrzennej oraz referencyjnych danych 3D dostarczają porównywalnych informacji o charakterze ruchu. Szczególnie ważne jest określenie, czy uzyskiwane parametry mogą być stosowane zamiennie, czy też opisują odmienne aspekty kinematyki ruchu.

Rozważania te stanowią bezpośrednie uzasadnienie dla podejmowanej w niniejszej pracy problematyki badawczej, której celem jest opracowanie metody umożliwiającej ilościową ocenę spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt z wykorzystaniem modeli rekonstrukcji przestrzennej, wyznaczenie wskaźników opisujących rozwój ruchowy niemowląt oraz ocenę możliwości ich wykorzystania do wspomagania wczesnej diagnostyki zaburzeń neurorozwojowych.

Niniejsza praca podejmuje problem wspomagania diagnostyki funkcjonowania narządu ruchu oraz zaburzeń psychomotorycznych na podstawie analizy kinematyki spontanicznych ruchów noworodków. W pracy zaproponowano metodę umożliwiającą estymację parametrów ruchu na podstawie nagrań wideo z wykorzystaniem modelu rekonstrukcji przestrzennej. Szczególną uwagę poświęcono analizie zgodności pomiędzy parametrami uzyskanymi różnymi metodami oraz ocenie możliwości ich zamiennego stosowania w kontekście diagnostycznym.

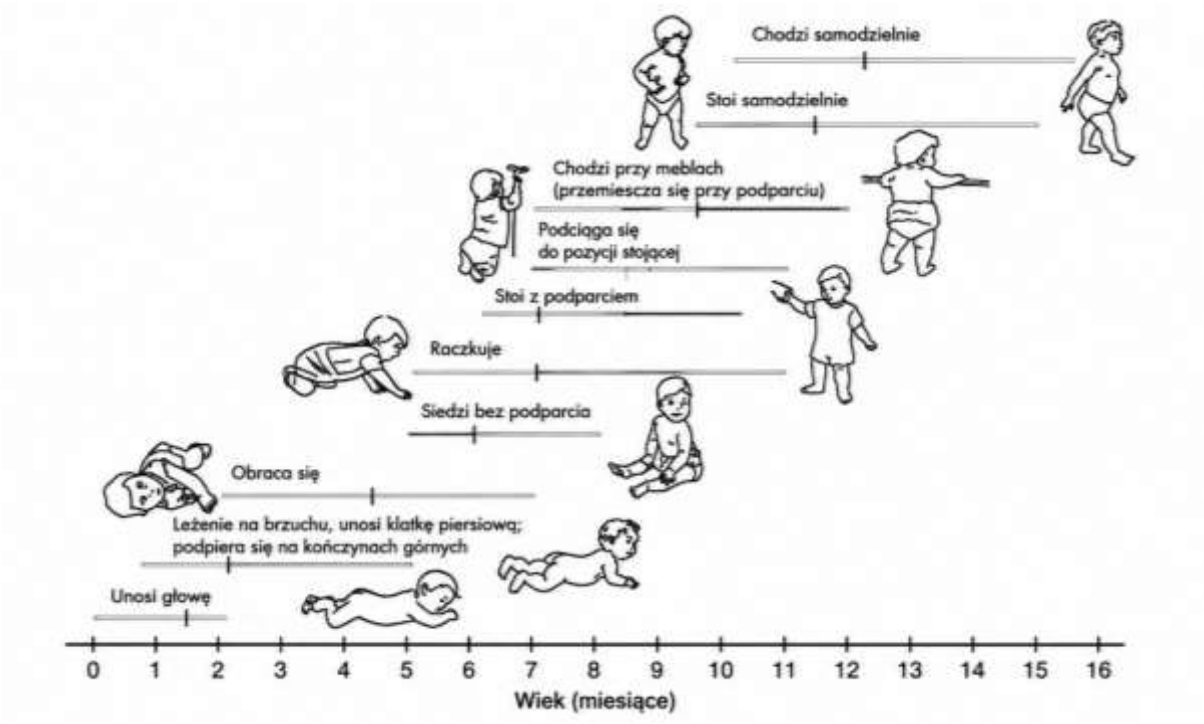
Uzyskane wyniki pozwalają na pogłębioną analizę zależności pomiędzy różnymi reprezentacjami ruchu oraz wskazują na ograniczenia wynikające z ich interpretacji. Wnioski płynące z przeprowadzonych badań mogą stanowić podstawę do dalszego rozwoju narzędzi wspomagających wczesną diagnostykę neurorozwojową oraz przyczynić się do lepszego zrozumienia mechanizmów kształtowania się motoryki spontanicznej w pierwszych miesiącach życia dziecka.

1. Podstawy teoretyczne i przegląd literatury

1.1.Rozwój psychomotoryczny noworodków i niemowląt

Rozwój psychomotoryczny w pierwszych miesiącach życia dziecka stanowi istotny etap jego dojrzewania funkcjonalnego, w którym zachodzą intensywne zmiany w zakresie organizacji i integracji ośrodkowego układu nerwowego. W świetle przedstawionych wyzwań związanych z wczesną diagnostyką neurorozwojową szczególnego znaczenia nabiera analiza tego procesu w okresie noworodkowym i niemowlęcym.

Początki aktywności motorycznej sięgają okresu prenatalnego. Już około 9–12 tygodnia wieku postmenstrualnego obserwuje się pojawienie pierwszych zorganizowanych wzorców ruchowych o charakterze endogennym, wynikających z aktywności centralnych generatorów wzorców ruchowych [14, 7]. Wzorce te stanowią podstawę dalszego rozwoju motorycznego i ulegają stopniowemu przekształceniu wraz z dojrzewaniem struktur neuronalnych. W pierwszych miesiącach życia spontaniczna aktywność ruchowa podlega wyraźnym zmianom jakościowym. Przemiany te obrazują proces przebudowy systemów kontroli motorycznej, związany z dojrzewaniem układu nerwowego [7, 33].



Rysunek 1 Przykładowe kamienie milowe rozwoju posturalnego i motorycznego w pierwszych miesiącach życia dziecka [100].

Analiza jakości spontanicznej aktywności ruchowej stanowi zatem ważny aspekt oceny rozwoju psychomotorycznego. W prawidłowych warunkach aktywność ta wyróżnia się zmiennością, płynnością oraz złożonością, co świadczy o prawidłowej organizacji funkcjonalnej układu nerwowego [6]. Zmienność ruchowa, definiowana jako naturalna różnorodność wzorców motorycznych, stanowi kluczowy element uczenia się oraz adaptacji do zmieniającego się środowiska [22].

W przypadku zaburzeń neurorozwojowych obserwuje się znaczące odchylenia od tego wzorca. Spontaniczna aktywność ruchowa o nieprawidłowym przebiegu może ulegać uproszczeniu, tracić płynność lub przyjmować formę nadmiernie

zsynchronizowanych sekwencji. W literaturze wyróżnia się charakterystyczne wzorce odbiegające od normy, takie jak ruchy o ograniczonej różnorodności, ruchy zsynchronizowane oraz chaotyczne, które mogą wskazywać na zaburzenia ośrodkowego układu nerwowego. [13, 34]. Kliniczne znaczenie tych obserwacji wynika z ich wysokiej wartości prognostycznej. Wykazano, że utrzymywanie się nieprawidłowych wzorców ruchowych, w szczególności brak ruchów drobnookrężnych oraz obecność ruchów zsynchronizowanych, wiąże się z podwyższonym ryzykiem rozwoju mózgowego porażenia dziecięcego [7, 35]. Analiza zmian jakości ruchów w czasie pozwala ocenić indywidualny rozwój dziecka i poprawia trafność diagnozy [33].

Rozwój psychomotoryczny jest ściśle powiązany z innymi obszarami funkcjonowania dziecka. Nieprawidłowości w zakresie spontanicznej aktywności ruchowej mogą stanowić wczesny wskaźnik zaburzeń nie tylko w sferze motorycznej, ale również poznawczej i językowej, co podkreśla ich znaczenie w kompleksowej ocenie rozwoju [36]. Analiza zachowania i spontanicznej aktywności ruchowej noworodka stanowi istotny element oceny jego stanu neurologicznego oraz podstawę planowania postępowania terapeutycznego [37, 38].

Rozwój psychomotoryczny noworodków i niemowląt jest procesem dynamicznym, w którym jakość spontanicznej aktywności ruchowej stanowi jeden z kluczowych wskaźników dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego. Jej systematyczna analiza umożliwia wczesną identyfikację zaburzeń neurorozwojowych oraz stanowi podstawę podejmowania działań terapeutycznych.

1.2.Rola spontanicznych ruchów w ocenie neurorozwojowej

Spontaniczna aktywność ruchowa niemowląt stanowi jedno z najważniejszych źródeł informacji o funkcjonowaniu ośrodkowego układu nerwowego we wczesnym okresie życia. Ruchy te, określane jako endogenne, powstają niezależnie od bodźców zewnętrznych i stanowią bezpośredni wskaźnik aktywności struktur neuronalnych odpowiedzialnych za kontrolę ruchu. [134]. W odróżnieniu od reakcji odruchowych spontaniczne wzorce ruchowe wykazują większą wrażliwość na zaburzenia funkcjonowania układu nerwowego, co czyni je szczególnie przydatnymi w diagnostyce neurorozwojowej [14, 7, 39].

W praktyce klinicznej największe znaczenie przypisuje się analizie globalnych wzorców ruchowych (general movements, GMs), których jakość stanowi czuły wskaźnik rozwoju neurologicznego dziecka. Ocena ta opiera się przede wszystkim na analizie cech ruchu, takich jak zmienność, płynność oraz złożoność, które odzwierciedlają stopień dojrzałości funkcjonalnej układu nerwowego [6]. Nieprawidłowości w spontanicznej aktywności ruchowej pojawiają się bardzo wcześnie, często jeszcze przed wystąpieniem jednoznacznych objawów klinicznych. W związku z tym analiza ruchów globalnych umożliwia identyfikację dzieci z grupy ryzyka zaburzeń neurorozwojowych na etapie, w którym interwencja terapeutyczna cechuje się najwyższą skutecznością. [13, 40]. Wysoka wartość prognostyczna tej metody została potwierdzona w licznych badaniach, w tym w przeglądach systematycznych, które wskazują na bardzo wysoką czułość oceny ruchów spontanicznych w przewidywaniu mózgowego porażenia dziecięcego [16].

Szczególnie istotna jest ocena ruchów w okresie ich największej dojrzałości, kiedy brak prawidłowych wzorców lub obecność ruchów patologicznych stanowi silny wyznacznik zaburzeń neurologicznych [43].

Współczesne doniesienia naukowe wskazują ponadto, że znaczenie spontanicznej aktywności ruchowej nie ogranicza się wyłącznie do oceny funkcji motorycznych. Jej jakość może stanowić również wczesny wskaźnik zaburzeń poznawczych, co podkreśla jej rolę w kompleksowej ocenie rozwoju dziecka [41]. Z klinicznego punktu widzenia istotną zaletą analizy spontanicznych ruchów jest jej nieinwazyjny charakter oraz możliwość przeprowadzenia oceny w warunkach naturalnych, bez konieczności stosowania specjalistycznej aparatury. Klasyczna ocena ruchów globalnych ma charakter jakościowy i opiera się na doświadczeniu obserwatora, co może wpływać na powtarzalność i obiektywność wyników [19, 20].

Ograniczenia te stanowią podstawę do rozwoju metod ilościowych, które umożliwiają obiektywną analizę wielkości kinematycznych ruchu. W ostatnich latach obserwuje się dynamiczny rozwój podejść wykorzystujących techniki przetwarzania obrazu oraz algorytmy uczenia maszynowego, które pozwalają na automatyczną analizę spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt [19, 30]. Analiza ta umożliwia identyfikację zaburzeń na bardzo wczesnym etapie życia, a jednocześnie wskazuje na potrzebę dalszego rozwoju obiektywnych metod wspomagających proces diagnostyczny.

1.3. Zaburzenia funkcjonowania narządu ruchu i zaburzenia psychomotoryczne noworodków i niemowląt

Zaburzenia funkcjonowania narządu ruchu u dzieci stanowią problem kliniczny, ściśle powiązany z nieprawidłowym rozwojem i funkcjonowaniem ośrodkowego układu nerwowego. Jak wskazano w poprzednim rozdziale, spontaniczna aktywność ruchowa odzwierciedla stan organizacji neuronalnej, dlatego jej zaburzenia stanowią jeden z najwcześniejszych objawów nieprawidłowości neurorozwojowych [14, 7].

Rozwój dziecka ma charakter wielowymiarowy i obejmuje zintegrowane procesy rozwoju ruchowego, poznawczego, emocjonalnego, społecznego oraz komunikacyjnego. Zaburzenia w obrębie jednego z nich, szczególnie w zakresie motoryki, mogą prowadzić do wtórnych trudności w pozostałych obszarach funkcjonowania [5, 6]. W praktyce klinicznej oznacza to, że dysfunkcje ruchowe rzadko występują jako odrębne, a ich konsekwencje mają charakter ogólnorozwojowy. Zaburzenia narządu ruchu mogą wynikać zarówno z uszkodzeń struktur ośrodkowego układu nerwowego, jak i z nieprawidłowości w zakresie kontroli i koordynacji ruchu. W ujęciu neurofizjologicznym ruch człowieka jest efektem współdziałania wielu elementów układu ruchowego, tworzących tzw. synergie ruchowe, których zaburzenie prowadzi do obniżenia stabilności i precyzji ruchu oraz ograniczenia zdolności adaptacyjnych organizmu [21, 44].

Do najczęściej obserwowanych objawów zaburzeń motorycznych u dzieci należą nieprawidłowe napięcie mięśniowe, zaburzenia koordynacji, trudności w utrzymaniu równowagi oraz opóźnienie osiągania kamieni milowych rozwoju ruchowego. Objawy te mogą mieć różne nasilenie i dynamikę, a ich charakter zależy od czasu oraz lokalizacji uszkodzenia układu nerwowego [2]. Szczególną grupę zaburzeń stanowią zaburzenia

psychomotoryczne, definiowane jako nieprawidłowości w integracji procesów psychicznych i ruchowych. W ich przebiegu obserwuje się nie tylko trudności w wykonywaniu ruchów, ale również zaburzenia planowania, kontroli oraz organizacji aktywności motorycznej. Wynika to z faktu, że rozwój motoryczny jest ściśle powiązany z dojrzewaniem funkcji poznawczych i percepcyjnych [24, 5].

Istotne w zaburzeniach neurorozwojowych jest ich wczesne rozpoznanie. Objawy, szczególnie w zakresie jakości ruchu, mogą być obecne już w pierwszych miesiącach życia dziecka. Badania wskazują, że nieprawidłowości w spontanicznej aktywności ruchowej, takie jak brak zmienności czy stereotypowość ruchów, stanowią istotny wskaźnik ryzyka zaburzeń neurologicznych [13, 40]. Wczesna identyfikacja zaburzeń ma kluczowe znaczenie dla rokowania i planowania terapii. Aktualne podejścia podkreślają konieczność szybkiego wdrażania wielospecjalistycznej interwencji, która pozwala wykorzystać wysoką plastyczność mózgu we wczesnym okresie życia i ograniczyć wtórne konsekwencje zaburzeń [2, 9].

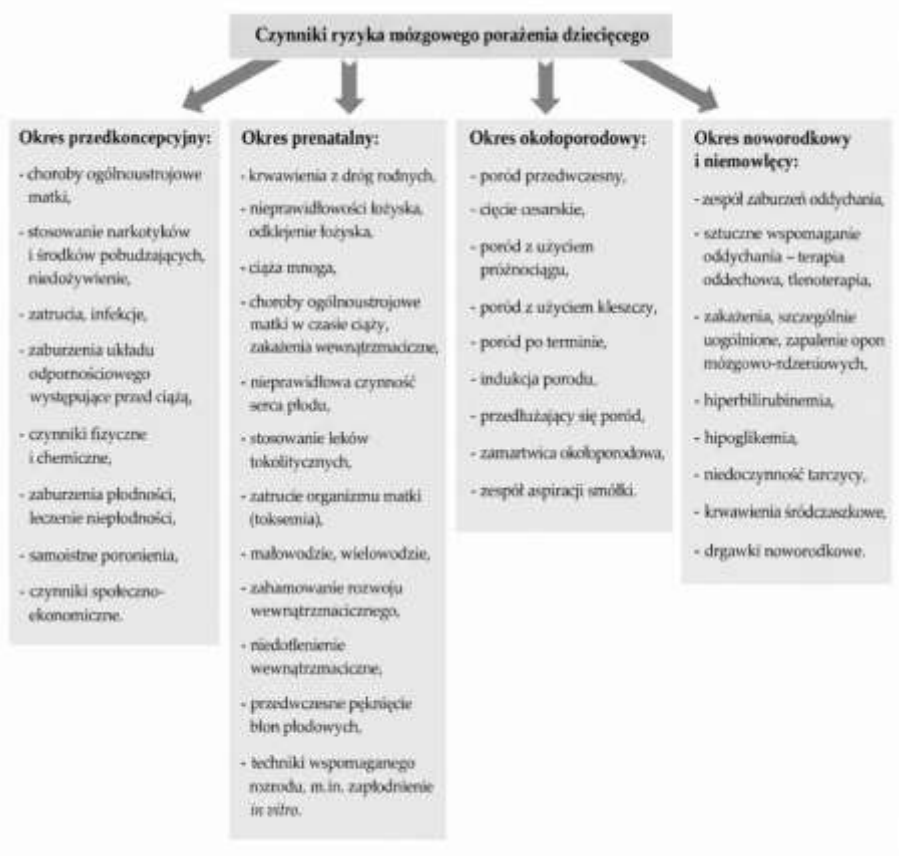
1.3.1. Mózgowe porażenie dziecięce

Mózgowe porażenie dziecięce (MPD, *cerebral palsy*, CP) jest najczęstszą przyczyną trwałej niepełnosprawności ruchowej u dzieci oraz jednym z najczęściej występujących zaburzeń neurorozwojowych [10, 2]. Obejmuje grupę trwałych zaburzeń rozwoju ruchu i postawy, wynikających z niepostępującego uszkodzenia rozwijającego się mózgu, do którego może dojść w okresie płodowym, okołoporodowym lub we wczesnym okresie życia [45]. Konsekwencją są przede wszystkim trudności w zakresie kontroli ruchu, utrzymania postawy oraz wykonywania czynności funkcjonalnych, które mogą ograniczać aktywność i uczestnictwo dziecka w życiu codziennym [45]. Chociaż samo uszkodzenie ośrodkowego układu nerwowego nie ma charakteru postępującego, jego następstwa kliniczne mogą zmieniać się wraz z rozwojem dziecka, dojrzewaniem struktur mózgowych oraz pojawianiem się wtórnych zmian w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego [2, 45].

Współczesne podejście do MPD wykracza poza postrzeganie tego zaburzenia wyłącznie przez pryzmat nieprawidłowości motorycznych. MPD traktowane jest obecnie jako złożone zaburzenie neurorozwojowe, którego konsekwencje mogą obejmować wiele wzajemnie powiązanych obszarów funkcjonowania dziecka [45, 2]. Oprócz zaburzeń ruchu i postawy mogą współwystępować trudności w zakresie funkcji poznawczych, percepcji, komunikacji, zachowania i funkcji sensorycznych, a także padaczka oraz wtórne deformacje układu mięśniowo-szkieletowego [45]. Częstość i nasilenie poszczególnych objawów są zróżnicowane i zależą między innymi od lokalizacji oraz rozległości uszkodzenia rozwijającego się mózgu, wieku ciążowego w chwili zadziałania czynnika uszkadzającego oraz indywidualnego przebiegu dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego [8, 48]. Z tego względu ocena dziecka z MPD powinna uwzględniać nie tylko jego funkcje ruchowe, lecz także rozwój poznawczy, sensoryczny, emocjonalny, społeczny i komunikacyjny [2, 46]. Kompleksowe podejście do MPD znajduje również odzwierciedlenie w postępowaniu terapeutycznym, które powinno obejmować działania

ukierunkowane zarówno na poprawę funkcji ruchowych, jak i wspieranie dziecka w pozostałych obszarach aktywności i uczestnictwa [50, 47].

Mózgowe porażenie dziecięce występuje we wszystkich populacjach świata, jednak jego częstość oraz charakterystyka epidemiologiczna różnią się w zależności między innymi od poziomu rozwoju systemu ochrony zdrowia, jakości opieki okołoporodowej oraz przeżywalności noworodków urodzonych przedwcześnie [10, 51]. Metaanaliza przeprowadzona przez Oskoui i wsp. (2013) wykazała, że średnia częstość występowania MPD wynosi około 2,1 przypadku na 1000 żywych urodzeń, przy czym pomiędzy poszczególnymi regionami świata obserwuje się istotne różnice [52, 53]. Dane pochodzące z europejskiego programu *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe* (SCPE) wskazują, że w wielu krajach rozwiniętych obserwuje się stopniowe zmniejszanie częstości występowania MPD, szczególnie w populacji dzieci urodzonych przedwcześnie [52, 53]. Zjawisko to wiązane jest przede wszystkim z rozwojem intensywnej terapii noworodka, poprawą opieki okołoporodowej oraz wdrażaniem strategii neuroprotekcyjnych [51]. Jednocześnie zwiększenie przeżywalności noworodków urodzonych z bardzo małą i skrajnie małą masą urodzeniową wpłynęło na zmianę profilu populacji dzieci wymagających długoterminowej opieki neurologicznej i rehabilitacyjnej [51]. Współczesnym wyzwaniem pozostaje zatem nie tylko ograniczanie częstości występowania MPD, ale również możliwie wczesne identyfikowanie dzieci zagrożonych rozwojem zaburzeń neurorozwojowych i podejmowanie odpowiednich interwencji w okresie największej plastyczności rozwijającego się mózgu [2, 47].



Rysunek 2 Czynniki ryzyka mózgowego porażenia dziecięcego [46].

Możliwość rozpoznawania dzieci zagrożonych rozwojem MPD już w pierwszych miesiącach życia wynika z coraz lepszego poznania procesów dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego oraz mechanizmów związanych z jego uszkodzeniem we wczesnym okresie ontogenezy [54, 2]. W przeciwieństwie do uszkodzeń mózgu występujących u osób dorosłych, których konsekwencją jest przede wszystkim utrata wcześniej nabytych funkcji, uszkodzenie rozwijającego się mózgu może zaburzać proces ich prawidłowego kształtowania [54]. W efekcie jego następstwa nie ograniczają się do pojedynczego deficytu funkcjonalnego, lecz mogą wpływać na organizację i dojrzewanie sieci neuronalnych odpowiedzialnych za kontrolę funkcji motorycznych, poznawczych, sensorycznych i behawioralnych [8, 48].

Szczególne znaczenie w tym kontekście ma wysoka dynamika rozwoju ośrodkowego układu nerwowego w okresie prenatalnym oraz we wczesnym okresie życia. W pierwszych miesiącach po urodzeniu zachodzą intensywne procesy organizacji połączeń neuronalnych, dojrzewania struktur uczestniczących w kontroli ruchu oraz integracji informacji sensorycznych [55, 54]. Zakłócenie tych procesów może prowadzić do nieprawidłowej organizacji funkcjonalnej mózgu, a pierwsze oznaki zaburzeń mogą pojawić się jeszcze przed ukształtowaniem pełnego obrazu klinicznego MPD [2, 47]. Wczesna identyfikacja nieprawidłowości jest zatem szczególnie istotna, ponieważ umożliwia podjęcie działań terapeutycznych w okresie, w którym układ nerwowy charakteryzuje się największą zdolnością do reorganizacji [54, 58].

Coraz więcej badań wskazuje, że wczesne zaburzenia neurorozwojowe mogą być widoczne w organizacji spontanicznej aktywności ruchowej niemowlęcia, zanim pojawią się bardziej utrwalone nieprawidłowości napięcia mięśniowego czy wyraźne opóźnienia rozwoju motorycznego [56, 57]. Spontaniczne ruchy odzwierciedlają funkcjonalną organizację rozwijającego się ośrodkowego układu nerwowego, ponieważ ich charakter, zmienność i płynność zależą od prawidłowego dojrzewania oraz współdziałania wielu struktur odpowiedzialnych za planowanie i kontrolę ruchu [40, 54]. Nieprawidłowości obserwowane w spontanicznej aktywności ruchowej mogą zatem stanowić wczesną manifestację zaburzeń procesu dojrzewania struktur i połączeń neuronalnych [40, 54]. Z tego względu analiza spontanicznych ruchów jest uznawana za wartościowe narzędzie oceny rozwoju neurologicznego niemowląt i może dostarczać informacji o funkcjonowaniu ośrodkowego układu nerwowego już we wczesnym okresie życia [40].

Znaczenie wczesnej oceny spontanicznej aktywności ruchowej wiąże się z rozwojem metod umożliwiających identyfikację dzieci znajdujących się w grupie ryzyka jeszcze przed wystąpieniem pełnoobjawowego obrazu klinicznego MPD. Współczesna diagnostyka koncentruje się na poszukiwaniu wczesnych markerów nieprawidłowego rozwoju neurologicznego oraz na możliwie szybkim wdrażaniu interwencji, zanim dojdzie do utrwalenia nieprawidłowych wzorców ruchowych [2, 47]. Jednym z najlepiej udokumentowanych wskaźników wczesnego rozwoju neurologicznego jest ocena spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt, której charakter może odzwierciedlać stopień dojrzewania i funkcjonalnej integracji ośrodkowego układu nerwowego [56, 54, 40, 47]. Ocena ta ma szczególne znaczenie w pierwszych miesiącach życia, kiedy obserwowane zachowania ruchowe mogą dostarczać informacji o procesach

neurorozwojowych poprzedzających pojawienie się bardziej jednoznacznych objawów klinicznych.

1.3.2. Zaburzenia neurorozwojowe i ich konsekwencje dla rozwoju sensomotorycznego niemowląt

Prawidłowe funkcjonowanie człowieka od najwcześniejszych etapów życia zależy od harmonijnej współpracy układów odpowiedzialnych za odbiór bodźców sensorycznych, ich przetwarzanie oraz generowanie adekwatnej odpowiedzi ruchowej. Rozwój sensomotoryczny nie stanowi zatem prostego procesu nabywania kolejnych umiejętności motorycznych, lecz jest efektem nieustannej integracji informacji pochodzących z receptorów wzrokowych, przedsionkowych, proprioceptywnych i dotykowych z aktywnością struktur ośrodkowego układu nerwowego odpowiedzialnych za planowanie i kontrolę ruchu [59, 54]. Dzięki temu dziecko stopniowo uczy się kontrolować własne ciało, dostosowywać wykonywane ruchy do zmieniających się warunków otoczenia oraz rozwijać coraz bardziej złożone umiejętności motoryczne.

Współczesne koncepcje neurorozwoju podkreślają, że rozwój ruchowy ma charakter dynamiczny i wynika z ciągłej interakcji pomiędzy dojrzewaniem układu nerwowego, właściwościami biomechanicznymi organizmu oraz doświadczeniami zdobywanymi podczas spontanicznej aktywności dziecka [24, 60]. Każdy nowy wzorzec ruchowy powstaje w wyniku wielokrotnego powtarzania prób, podczas których układ nerwowy nieustannie analizuje informacje zwrotne napływające z receptorów czucia powierzchownego, głębokiego oraz narządu przedsionkowego. Proces ten umożliwia stopniowe doskonalenie kontroli postawy, koordynacji oraz precyzji ruchów, stanowiąc podstawę prawidłowego rozwoju funkcjonalnego dziecka [54].

Zaburzenia sensomotoryczne pojawiają się w sytuacji, gdy którykolwiek z elementów tego złożonego systemu funkcjonuje nieprawidłowo. Mogą one wynikać zarówno z uszkodzenia rozwijającego się ośrodkowego układu nerwowego, jak i z nieprawidłowej organizacji procesów odpowiedzialnych za integrację informacji sensorycznych z odpowiedzią motoryczną [61, 59]. W konsekwencji dziecko może doświadczać trudności nie tylko z wykonywaniem określonych czynności ruchowych, ale również z planowaniem ruchu, dostosowywaniem jego parametrów do wymagań otoczenia oraz utrzymywaniem stabilnej kontroli posturalnej. W praktyce klinicznej zaburzenia te charakteryzują się ograniczoną płynnością ruchów, obniżoną koordynacją, nieefektywnymi strategiami równoważnymi oraz trudnościami w wykonywaniu złożonych czynności wymagających współpracy wielu segmentów ciała [54, 44].

Szczególne znaczenie w rozwoju sensomotorycznym przypisuje się procesom integracji sensorycznej, które umożliwiają prawidłowe wykorzystanie informacji napływających z różnych układów zmysłowych podczas planowania i wykonywania ruchu. Informacje wzrokowe pozwalają na ocenę położenia ciała względem otoczenia, układ przedsionkowy dostarcza danych dotyczących orientacji przestrzennej oraz przyspieszeń, natomiast propriocepcja umożliwia precyzyjną ocenę położenia poszczególnych segmentów ciała bez konieczności ich obserwacji [59]. Dopiero prawidłowa integracja tych informacji pozwala na wykonywanie ruchów płynnych, ekonomicznych i odpowiednio

dostosowanych do zmieniających się warunków środowiskowych. Zaburzenia tego procesu prowadzą natomiast do powstawania nieefektywnych strategii motorycznych oraz ograniczenia możliwości adaptacyjnych rozwijającego się organizmu [62, 61].

Nieprawidłowości sensomotoryczne wywierają wpływ znacznie wykraczający poza samą sferę motoryczną. Ograniczona możliwość eksploracji otoczenia wpływa na liczbę i jakość doświadczeń zdobywanych przez dziecko, co może zaburzać rozwój procesów poznawczych, komunikacyjnych oraz społeczno-emocjonalnych [60, 58].

W pierwszych latach życia aktywność ruchowa stanowi bowiem podstawowy mechanizm poznawania otaczającego świata. Każda zmiana pozycji ciała, manipulacja przedmiotami czy samodzielne przemieszczanie się dostarcza nowych bodźców sensorycznych, które stymulują dojrzewanie sieci neuronalnych odpowiedzialnych za uczenie się oraz rozwój wyższych funkcji poznawczych. Zaburzenia sensomotoryczne mogą zatem pośrednio wpływać na rozwój wielu obszarów funkcjonowania dziecka, nawet jeśli ich pierwsze objawy dotyczą wyłącznie jakości wykonywanych ruchów [54, 55]. Coraz częściej podkreśla się również, że zaburzenia neurorozwojowe mają charakter wielowymiarowy i rzadko ograniczają się do pojedynczej funkcji. Trudności motoryczne współwystępują z zaburzeniami uwagi, funkcji wykonawczych, komunikacji oraz przetwarzania sensorycznego, tworząc złożony obraz kliniczny wymagający kompleksowej diagnostyki i interdyscyplinarnego postępowania terapeutycznego [2, 63]. Z tego względu współczesna ocena dziecka nie powinna koncentrować się wyłącznie na osiąganiu kolejnych kamieni milowych rozwoju, lecz uwzględniać jakość funkcjonowania sensomotorycznego, sposób organizacji ruchu oraz zdolność adaptacji do zmieniających się wymagań środowiska. Takie podejście umożliwia pełniejszą ocenę przebiegu rozwoju oraz stanowi podstawę planowania indywidualnie dostosowanych działań diagnostycznych i terapeutycznych.

Prawidłowe funkcjonowanie układu sensomotorycznego wymaga nie tylko sprawnego odbioru bodźców sensorycznych, ale również ich ciągłej integracji z procesami planowania i wykonania ruchu. Każda aktywność motoryczna jest wynikiem współdziałania mechanizmów odpowiedzialnych za utrzymanie kontroli posturalnej, dobór odpowiedniego programu ruchowego oraz bieżącą korekcję wykonywanego ruchu na podstawie informacji napływających z otoczenia i własnego ciała [59, 44]. Oznacza to, że nawet pozornie proste czynności, takie jak sięganie po przedmiot, obracanie się czy utrzymywanie pozycji siedzącej, wymagają jednoczesnej aktywacji wielu struktur ośrodkowego układu nerwowego oraz ich wzajemnej synchronizacji. Jednym z podstawowych elementów prawidłowego rozwoju sensomotorycznego jest kontrola posturalna, definiowana jako zdolność do utrzymania stabilności ciała przy jednoczesnym wykonywaniu zamierzonych ruchów [59]. Jej rozwój rozpoczyna się już w pierwszych tygodniach życia i przebiega równolegle z dojrzewaniem układów odpowiedzialnych za kontrolę napięcia mięśniowego, równowagi oraz orientacji przestrzennej [54]. Prawidłowa kontrola posturalna umożliwia dziecku stopniowe osiąganie kolejnych umiejętności motorycznych, takich jak unoszenie głowy, obracanie się, siadanie, raczkowanie czy chód. Zaburzenia tego procesu prowadzą natomiast do stosowania kompensacyjnych strategii ruchowych, które z jednej strony umożliwiają wykonanie

zadania, z drugiej jednak ograniczają efektywność ruchu i utrudniają dalszy rozwój funkcjonalny [54, 44].

Istotnym elementem organizacji ruchu jest również planowanie motoryczne (motor planning), rozumiane jako zdolność do opracowania i realizacji odpowiedniej sekwencji ruchów prowadzących do osiągnięcia zamierzonego celu [64]. Proces ten wymaga integracji informacji sensorycznych z wcześniejszymi doświadczeniami ruchowymi oraz przewidywania konsekwencji planowanego działania. U dzieci z zaburzeniami neurorozwojowymi mechanizmy planowania ruchu są często mniej efektywne, czego konsekwencją jest wykonywanie ruchów wolniejszych, mniej precyzyjnych oraz wymagających większego zaangażowania procesów kontrolnych [65, 54, 59].

Współczesne modele kontroli ruchu podkreślają znaczenie dwóch uzupełniających się mechanizmów regulacyjnych: sprzężenia zwrotnego (feedback) oraz sterowania wyprzedzającego (feedforward) [59, 44]. Mechanizm sprzężenia zwrotnego umożliwia bieżącą korekcję ruchu na podstawie informacji napływających z receptorów wzrokowych, przedsionkowych i proprioceptywnych. Z kolei mechanizmy wyprzedzające pozwalają przewidywać skutki planowanego ruchu i odpowiednio przygotować organizm jeszcze przed jego wykonaniem. Dzięki temu możliwe jest wykonywanie ruchów płynnych, ekonomicznych oraz odpowiednio dostosowanych do zmieniających się warunków środowiska. Zaburzenie któregokolwiek z tych mechanizmów prowadzi do pogorszenia koordynacji, zwiększenia zmienności ruchu oraz trudności w utrzymaniu stabilności posturalnej [44, 54].

Nieprawidłowości w zakresie kontroli posturalnej i planowania motorycznego mają bezpośredni wpływ na sposób eksploracji otoczenia przez dziecko. Ograniczona stabilność ciała utrudnia manipulowanie przedmiotami, zmianę pozycji oraz samodzielne przemieszczanie się, co prowadzi do zmniejszenia liczby doświadczeń ruchowych niezbędnych dla prawidłowego dojrzewania układu nerwowego [60]. Powstaje w ten sposób mechanizm wzajemnie nasilających się zależności, w którym zaburzenia sensomotoryczne ograniczają aktywność dziecka, a zmniejszona aktywność dodatkowo utrudnia rozwój funkcji motorycznych, poznawczych i społecznych [58, 54].

W ostatnich latach coraz częściej zwraca się uwagę, że ocena rozwoju sensomotorycznego nie powinna ograniczać się wyłącznie do stwierdzenia obecności lub braku określonych umiejętności ruchowych. Znacznie większą wartość diagnostyczną ma analiza sposobu wykonywania ruchu, jego płynności, zmienności oraz zdolności do adaptacji w odpowiedzi na zmieniające się warunki otoczenia [54, 60]. Takie podejście umożliwia identyfikację subtelnych zaburzeń organizacji ruchu, które mogą poprzedzać pojawienie się bardziej wyraźnych objawów klinicznych i stanowić jeden z pierwszych wskaźników nieprawidłowego przebiegu neurorozwoju. Zaburzenia sensomotoryczne stanowią wspólny element wielu zaburzeń neurorozwojowych, mimo że ich obraz kliniczny oraz stopień nasilenia mogą być bardzo zróżnicowane. Nieprawidłowości w zakresie kontroli posturalnej, koordynacji ruchowej, planowania motorycznego czy integracji bodźców sensorycznych obserwowane są nie tylko u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym, ale również u wcześniaków, dzieci z rozwojowym zaburzeniem koordynacji (Developmental Coordination Disorder – DCD), zaburzeniami ze spektrum

autyzmu (Autism Spectrum Disorder – ASD) oraz licznymi zespołami genetycznymi (np. Zespół Downa, Zespół Retta, Zespół łamliwego chromosomu X, Zespoły mikrodelecji i mikroduplikacji), wrodzonymi wadami rozwojowymi układu nerwowego (np. wady cewy nerwowej, wodogłowie i małogłowie) oraz chorób nerwowo-mięśniowych (np. rdzeniowy zanik mięśni (SMA) [65, 11, 66]. Chociaż mechanizmy patofizjologiczne leżące u podłoża tych zaburzeń są odmienne, ich wspólną cechą pozostaje zaburzenie prawidłowej organizacji ruchu wynikające z nieprawidłowego dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego. Szczególnie interesujące jest to, że pierwsze objawy zaburzeń neurorozwojowych często nie dotyczą pojedynczych umiejętności motorycznych, lecz jakości organizacji całego zachowania ruchowego dziecka. Zmiany te mogą obejmować zmniejszoną płynność ruchów, ograniczoną zmienność wzorców motorycznych, trudności w dostosowywaniu aktywności do zmieniających się warunków otoczenia czy nieefektywne strategie utrzymywania równowagi [54, 60]. W wielu przypadkach nie prowadzą one początkowo do wyraźnego opóźnienia osiągania kamieni milowych rozwoju, przez co pozostają trudne do wykrycia podczas rutynowej oceny klinicznej. Jednocześnie właśnie te subtelne nieprawidłowości mogą stanowić pierwszy sygnał zaburzonego dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego [2, 47].

Współczesne badania wskazują, że rozwój sensomotoryczny należy postrzegać jako proces ciągłej adaptacji organizmu do zmieniających się wymagań środowiska. Prawidłowo rozwijające się niemowlę nie wykonuje identycznych ruchów w każdej sytuacji, lecz wykazuje dużą zmienność strategii motorycznych, umożliwiającą wybór najbardziej efektywnego rozwiązania danego zadania [54, 60]. Zdolność ta określana jest jako adaptacyjność ruchowa i uznawana jest za jeden z najważniejszych wskaźników dojrzałości układu sensomotorycznego. Dzieci z zaburzeniami neurorozwojowymi często prezentują natomiast ruchy bardziej stereotypowe, mniej elastyczne i gorzej dostosowane do zmieniających się warunków otoczenia, co ogranicza ich możliwości funkcjonalne oraz utrudnia zdobywanie nowych doświadczeń ruchowych [65, 44].

Rosnąca świadomość znaczenia jakości ruchu doprowadziła do zmiany podejścia w ocenie rozwoju dziecka. Coraz większą uwagę zwraca się nie tylko na moment osiągania kolejnych etapów rozwoju motorycznego, lecz przede wszystkim na sposób ich realizacji. W praktyce oznacza to odejście od oceny opartej wyłącznie na obecności określonych umiejętności na rzecz analizy jakości ruchu, płynności przejść pomiędzy pozycjami, zdolności do adaptacji oraz efektywności wykorzystywanych strategii motorycznych [54, 59]. Takie podejście pozwala na wcześniejsze wykrywanie nieprawidłowości oraz lepsze zrozumienie mechanizmów leżących u podstaw obserwowanych trudności funkcjonalnych. Wczesna identyfikacja zaburzeń sensomotorycznych ma istotne znaczenie nie tylko z punktu widzenia postawienia właściwego rozpoznania, ale przede wszystkim umożliwia wdrożenie działań terapeutycznych w okresie największej plastyczności rozwijającego się układu nerwowego [58, 47].

1.4.Metody diagnostyki rozwoju ruchowego noworodków i niemowląt

Potrzeba coraz wcześniejszej, bardziej obiektywnej i precyzyjnej oceny rozwoju sensomotorycznego niemowląt przyczyniła się do intensywnego rozwoju metod diagnostycznych wykorzystywanych w neurologii dziecięcej oraz rehabilitacji pediatrycznej. Współczesna diagnostyka opiera się na podejściu wielowymiarowym, łączącym klasyczną ocenę kliniczną z wykorzystaniem wystandaryzowanych narzędzi oraz obiektywnych metod ilościowej analizy ruchu [2, 54]. Takie postępowanie umożliwia kompleksową ocenę funkcjonowania dziecka, obejmującą zarówno analizę jakości spontanicznej aktywności ruchowej i osiągania kolejnych etapów rozwoju motorycznego, jak i ilościową ocenę parametrów opisujących ruch [40, 47]. Dzięki temu możliwe jest dokładniejsze monitorowanie przebiegu neurorozwoju, identyfikacja nieprawidłowości niewidocznych podczas rutynowego badania klinicznego oraz planowanie indywidualnie dostosowanego postępowania terapeutycznego.

W praktyce klinicznej podstawę postępowania diagnostycznego stanowi badanie neurologiczne oraz obserwacja zachowania i aktywności ruchowej niemowlęcia. Ocena obejmuje między innymi analizę napięcia mięśniowego, odruchów pierwotnych, reakcji posturalnych, osiągania kamieni milowych rozwoju oraz jakości wykonywanych ruchów, które odzwierciedlają stopień dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego [2, 54]. Uzupełnieniem tego badania są wystandaryzowane narzędzia diagnostyczne, umożliwiające obiektywną ocenę rozwoju ruchowego oraz monitorowanie jego przebiegu w czasie [40, 67]. Metody ilościowe wykorzystujące biomechanikę, analizę obrazu oraz techniki komputerowe osiągają coraz większą rolę w diagnostyce, umożliwiając obiektywną analizę wielkości kinematycznych, takich jak trajektorie ruchu, prędkość, przyspieszenie czy zakres ruchu [19, 68, 26]. Połączenie metod jakościowych i ilościowych umożliwia bardziej kompleksową ocenę rozwoju ruchowego dziecka, zwiększa obiektywność i powtarzalność procesu diagnostycznego oraz ułatwia identyfikację trudno wykrywalnych nieprawidłowości, mogą być trudne do zauważenia podczas rutynowego badania klinicznego [25].

1.4.1. Metody kliniczne

Metody kliniczne stanowią podstawę diagnostyki rozwoju ruchowego niemowląt i są powszechnie wykorzystywane w codziennej praktyce neurologii dziecięcej, neonatologii oraz rehabilitacji pediatrycznej [2]. Ich zasadniczym celem jest identyfikacja dzieci zagrożonych zaburzeniami neurorozwojowymi, monitorowanie przebiegu rozwoju oraz ocena efektów prowadzonego postępowania terapeutycznego [47]. Zaletą metod klinicznych jest możliwość przeprowadzenia badania już w pierwszych dniach życia dziecka, bez konieczności stosowania specjalistycznej aparatury, co sprawia, że stanowią one podstawowe narzędzie przesiewowej oceny neurologicznej niemowląt [54].

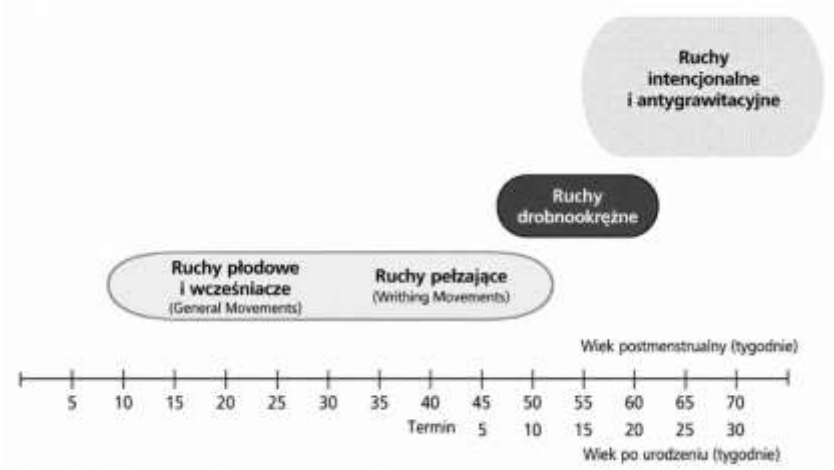
Postępowanie diagnostyczne ma charakter wieloetapowy i obejmuje zarówno szczegółowy wywiad, jak i badanie przedmiotowe dziecka. Istotnym elementem jest zebranie informacji dotyczących przebiegu ciąży, porodu oraz okresu noworodkowego, ze szczególnym uwzględnieniem czynników ryzyka zaburzeń neurorozwojowych, takich

jak wcześniactwo, mała masa urodzeniowa, niedotlenienie okołoporodowe, zakażenia czy uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego [2, 8]. Dane te stanowią podstawę właściwej interpretacji wyników badania klinicznego oraz umożliwiają określenie indywidualnego ryzyka wystąpienia zaburzeń rozwoju. Badanie neurologiczne obejmuje ocenę napięcia mięśniowego, odruchów pierwotnych, reakcji posturalnych, ułożenia ciała oraz spontanicznej aktywności ruchowej dziecka [54, 69]. Oceniane są również kolejne etapy rozwoju motorycznego, jednak współczesna diagnostyka coraz większy nacisk kładzie nie tylko na moment osiągania kamieni milowych rozwoju, ale przede wszystkim na sposób wykonywania ruchów oraz ich organizację [2]. Takie podejście pozwala na bardziej kompleksową ocenę funkcjonowania rozwijającego się układu nerwowego i zwiększa możliwości wczesnego wykrywania nieprawidłowości [47].

Wśród klinicznych metod oceny rozwoju ruchowego szczególne miejsce zajmuje jakościowa ocena spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt. Wynika to z faktu, że zmiany jakości ruchu należą do najwcześniejszych objawów zaburzeń dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego i mogą być obserwowane już w pierwszych tygodniach życia, zanim pojawią się wyraźne opóźnienia w osiąganiu kolejnych etapów rozwoju motorycznego [14, 40]. W przeciwieństwie do oceny opartej wyłącznie na analizie kamieni milowych rozwoju, metody jakościowe umożliwiają identyfikację nieprawidłowej organizacji ruchu na bardzo wczesnym etapie neurorozwoju, co ma istotne znaczenie dla wdrożenia odpowiedniego postępowania diagnostycznego i terapeutycznego [2, 47]. Najbardziej rozpowszechnioną i najlepiej zwalidowaną metodą jakościowej oceny spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt jest metoda General Movements Assessment (GMA), opracowana przez Prechtla i rozwijana przez Einspieler oraz współpracowników [40]. Została ona opracowana z myślą o wczesnej identyfikacji dzieci zagrożonych zaburzeniami neurorozwojowymi i obecnie rekomendowana jest jako jedno z podstawowych narzędzi diagnostycznych u noworodków oraz niemowląt z grup ryzyka, w tym dzieci urodzonych przedwcześnie oraz obciążonych czynnikami ryzyka uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego [2, 47]. Ocena przeprowadzana jest w określonych przedziałach wiekowych i opiera się na analizie krótkiego nagrania spontanicznej aktywności ruchowej dziecka, wykonanego zgodnie z zasadami standaryzacji [40]. Badanie wykonywane jest podczas aktywnego czuwania niemowlęcia, w pozycji leżącej na plecach, przy zapewnieniu swobody ruchów kończyn oraz tułowia i bez ingerencji osoby badającej [40]. Dziecko powinno znajdować się w stanie komfortu, nie wykazywać oznak głodu, senności ani nadmiernego pobudzenia, ponieważ czynniki te mogą wpływać na charakter obserwowanej aktywności ruchowej [40, 57]. Istotnym elementem badania jest również zapewnienie odpowiednich warunków rejestracji obrazu, umożliwiających obserwację całego ciała niemowlęcia przez cały czas trwania nagrania [40].

W przeciwieństwie do wielu metod oceny rozwoju motorycznego GMA nie wymaga wykonywania przez dziecko określonych zadań ani wywoływania reakcji przez badającego. Analizie podlega wyłącznie spontaniczna aktywność ruchowa obserwowana w naturalnych warunkach, co pozwala na ocenę jakości organizacji ruchu bez wpływu dodatkowych bodźców zewnętrznych [14 ,40]. Wiarygodność metody zależy jednak

od odpowiedniego przygotowania badania oraz doświadczenia osoby dokonującej oceny, dlatego interpretacja nagrań powinna być prowadzona przez specjalistów posiadających odpowiednie przeszkolenie i certyfikację w zakresie metody Prechtla [40, 57]. Ocena metodą GMA obejmuje dwa główne okresy rozwoju spontanicznej aktywności ruchowej niemowlęcia, odpowiadające kolejnym etapom dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego. Pierwszy z nich przypada na okres występowania ruchów wijących (writhing movements), obserwowanych od okresu płodowego do około 6.–9. tygodnia życia [14 ,40]. Drugi obejmuje ocenę ruchów drobnookrężnych (fidgety movements), pojawiających się pomiędzy 9. a 20. tygodniem życia. Obecność prawidłowych ruchów drobnookrężnych stanowi jeden z najważniejszych wskaźników prawidłowego dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego i ma szczególne znaczenie w diagnostyce mózgowego porażenia dziecięcego [2, 40].

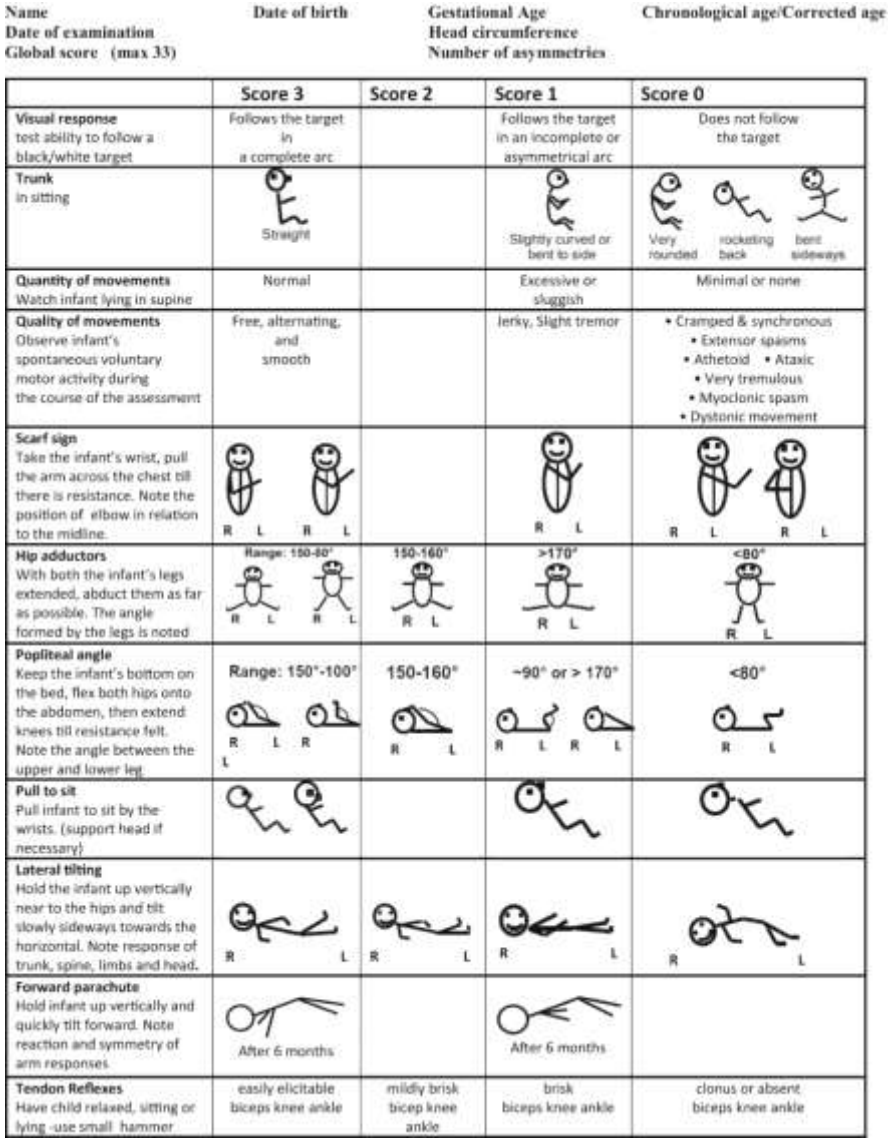


Rysunek 3 Przebieg rozwoju General Movements od okresu płodowego do pojawienia się ruchów intencjonalnych i antygrawitacyjnych [14].

Interpretacja wyników badania opiera się na jakościowej ocenie obserwowanych wzorców ruchowych. W okresie ruchów wijących analizuje się obecność wzorców prawidłowych oraz nieprawidłowych, takich jak ruchy monotonne, o niewielkiej zmienności pod względem amplitudy, prędkości i kierunku (poor repertoire), ruchy sztywne i zsynchronizowane, gdzie kończyny oraz tułów kurczą się i rozluźniają jednocześnie, bez płynności i prawidłowej sekwencji ruchów (cramped-synchronized) oraz ruchy chaotyczne - gwałtowne, o dużej amplitudzie, pozbawione płynności i prawidłowej organizacji (chaotic) [14 ,40]. Szczególnie wysoką wartość prognostyczną przypisuje się utrzymującym się ruchom typu cramped-synchronized, których obecność wiąże się ze zwiększonym ryzykiem rozwoju mózgowego porażenia dziecięcego [2, 40]. W późniejszym okresie ocenie podlega obecność oraz jakość ruchów drobnookrężnych. Ich brak lub nieprawidłowy charakter uznawane są za jedne z najsilniejszych wczesnych markerów zaburzeń neurorozwojowych, zwłaszcza mózgowego porażenia dziecięcego [40, 16].

Liczne badania potwierdziły wysoką wartość diagnostyczną metody GMA we wczesnym wykrywaniu zaburzeń neurorozwojowych, zwłaszcza mózgowego porażenia dziecięcego. Wyniki przeglądów systematycznych wskazują, że jakościowa ocena ruchów drobnookrężnych charakteryzuje się bardzo wysoką trafnością diagnostyczną

w prognozowaniu rozwoju mózgowego porażenia dziecięcego, a raportowane wartości czułości i swoistości w większości badań przekraczają 90% [16]. Z tego względu metoda GMA uznawana jest obecnie za podstawę wczesnej diagnostyki dzieci z grup ryzyka zaburzeń neurorozwojowych [2, 47]. Aktualne międzynarodowe wytyczne rekomendują stosowanie GMA jako jednego z podstawowych narzędzi diagnostycznych u niemowląt z grup ryzyka, podkreślając jednocześnie, że największą skuteczność diagnostyczną uzyskuje się poprzez łączne wykorzystanie jakościowej oceny ruchów spontanicznych, badania neurologicznego z zastosowaniem Hammersmith Infant Neurological Examination (HINE) oraz badań neuroobrazowych, przede wszystkim rezonansu magnetycznego [2, 47]. Badanie HINE stanowi uzupełnienie jakościowej oceny ruchów spontanicznych, umożliwiając kompleksową ocenę funkcji neurologicznych niemowlęcia i zwiększając trafność wczesnej diagnostyki mózgowego porażenia dziecięcego [2, 67]. Takie wielokierunkowe podejście pozwala na zwiększenie trafności diagnostycznej oraz bardziej precyzyjną identyfikację dzieci wymagających wczesnej interwencji terapeutycznej [2].



Name **Date of birth** **Gestational Age** **Chronological age/Corrected age**
Date of examination **Head circumference**
Global score (max 33) **Number of asymmetries**

	Score 3	Score 2	Score 1	Score 0
Visual response test ability to follow a black/white target	Follows the target in a complete arc		Follows the target in an incomplete or asymmetrical arc	Does not follow the target
Trunk in sitting	Straight		Slightly curved or bent to side	Very rounded; rocketing back; bent sideways
Quantity of movements Watch infant lying in supine	Normal		Excessive or sluggish	Minimal or none
Quality of movements Observe infant's spontaneous voluntary motor activity during the course of the assessment	Free, alternating, and smooth		Jerky, Slight tremor	• Cramped & synchronous • Extensor spasms • Athetoid • Ataxic • Very tremulous • Myoclonic spasm • Dystonic movement
Scarf sign Take the infant's wrist, pull the arm across the chest till there is resistance. Note the position of elbow in relation to the midline.	R L R L		R L	R L R L
Hip adductors With both the infant's legs extended, abduct them as far as possible. The angle formed by the legs is noted	Range: 150-80° R L R L	150-160° R L	>170° R L	<80° R L
Popliteal angle Keep the infant's bottom on the bed, flex both hips onto the abdomen, then extend knees till resistance felt. Note the angle between the upper and lower leg	Range: 150°-100° R L R L	150-160° R L	~90° or > 170° R L R L	<80° R L
Pull to sit Pull infant to sit by the wrists. (support head if necessary)				
Lateral tilting Hold the infant up vertically near to the hips and tilt slowly sideways towards the horizontal. Note response of trunk, spine, limbs and head.	R L	R L	R L	R L
Forward parachute Hold infant up vertically and quickly tilt forward. Note reaction and symmetry of arm responses	After 6 months		After 6 months	
Tendon Reflexes Have child relaxed, sitting or lying -use small hammer	easily elicitable biceps knee ankle	mildly brisk bicep knee ankle	brisk biceps knee ankle	clonus or absent biceps knee ankle

Rysunek 4 Skrócona wersja badania Hammersmith Infant Neurological Examination (Brief-HINE) wraz z kryteriami punktacji [101].

Pomimo wysokiej wartości diagnostycznej metody kliniczne, w tym General Movements Assessment, nie są pozbawione ograniczeń. Ocena ma charakter jakościowy i w znacznym stopniu zależy od doświadczenia oraz kwalifikacji osoby przeprowadzającej badanie, dlatego uzyskanie wiarygodnych wyników wymaga odpowiedniego szkolenia i certyfikacji [40]. Ponadto metody kliniczne nie dostarczają ilościowych parametrów opisujących ruch, co ogranicza możliwość obiektywnego monitorowania zmian zachodzących w czasie oraz porównywania wyników pomiędzy ośrodkami badawczymi [54]. Potrzeba zwiększenia obiektywności, powtarzalności oraz możliwości ilościowej analizy ruchu przyczyniła się do rozwoju metod biomechanicznych wykorzystujących nowoczesne techniki pomiarowe i komputerową analizę ruchu [19, 26].

1.4.2. Metody ilościowe i biomechaniczne

Rosnące zainteresowanie obiektywizacją procesu diagnostycznego oraz ograniczenia wynikające z jakościowego charakteru metod klinicznych przyczyniły się do dynamicznego rozwoju metod ilościowych wykorzystywanych w ocenie rozwoju ruchowego niemowląt. W przeciwieństwie do klasycznej oceny klinicznej, opartej przede wszystkim na doświadczeniu specjalisty i jakościowej interpretacji obserwowanych wzorców ruchowych, metody ilościowe umożliwiają obiektywny pomiar wielkości kinematycznych oraz ich analizę z wykorzystaniem narzędzi biomechanicznych i komputerowych [19, 26]. Zastosowanie metod ilościowych pozwala na rejestrację oraz analizę wielu wielkości kinematycznych, takich jak położenie segmentów ciała, przemieszczenia, prędkość, przyspieszenie, zakres ruchu czy trajektorie ruchu kończyn [19] W przeciwieństwie do oceny jakościowej dane te mają charakter liczbowy, dzięki czemu możliwe jest ich obiektywne porównywanie pomiędzy badaniami, monitorowanie zmian zachodzących w czasie oraz ocena efektów prowadzonej terapii [25, 26].

Współczesne metody ilościowej analizy ruchu wykorzystują różnorodne technologie pomiarowe, których dobór zależy od celu badania, wymaganej dokładności pomiaru oraz warunków prowadzenia diagnostyki [19]. Do najczęściej stosowanych rozwiązań należą optyczne systemy analizy ruchu (Motion Capture), systemy wykorzystujące inercyjne jednostki pomiarowe (Inertial Measurement Units – IMU) oraz metody oparte na komputerowym przetwarzaniu obrazu i algorytmach estymacji pozy ciała [26, 28]. Każda z tych technologii charakteryzuje się odmiennymi możliwościami pomiarowymi, dokładnością oraz ograniczeniami.

1.5.Analiza ruchu w biomechanice noworodków i niemowląt

Analiza ruchu stanowi podstawę współczesnych metod biomechanicznych wykorzystywanych do ilościowej oceny ruchu człowieka. Rozwój technologii pomiarowych oraz metod komputerowego przetwarzania danych umożliwił opracowanie narzędzi pozwalających na rejestrację oraz analizę ruchu z coraz większą dokładnością, znajdujących zastosowanie zarówno w badaniach naukowych, jak i praktyce klinicznej [70]. W zależności od celu badania oraz wykorzystywanej technologii analiza ruchu może być realizowana z wykorzystaniem różnych metod i systemów pomiarowych, różniących

się możliwością zastosowania, sposobem pozyskiwania danych oraz zakresem analizowanych parametrów [70, 71].

1.5.1. Kinematyka ruchu człowieka

Kinematyka jest podstawą biomechanicznej analizy ruchu i opisuje zmiany położenia ciała lub jego poszczególnych segmentów w czasie. Umożliwia wyznaczanie parametrów charakteryzujących przebieg ruchu, takich jak przemieszczenie, trajektoria, prędkość czy przyspieszenie, dostarczając informacji o geometrii ruchu oraz wzajemnym przemieszczaniu się segmentów ciała. Stanowi podstawę współczesnych metod wykorzystywanych do rejestracji i analizy ruchu człowieka [72, 73, 28].

W biomechanice ciało człowieka przedstawiane jest najczęściej jako model segmentowy złożony z brył sztywnych połączonych stawami. Takie uproszczenie pozwala na matematyczny opis ruchu oraz analizę wzajemnego przemieszczania się poszczególnych segmentów ciała z wykorzystaniem odpowiednich układów współrzędnych. Dzięki temu możliwe jest wyznaczanie wielkości kinematycznych opisujących ruch zarówno całego ciała, jak i poszczególnych jego części, a także określanie zależności pomiędzy ruchem sąsiadujących segmentów. Model segmentowy stanowi podstawę zarówno klasycznych systemów optycznej analizy ruchu, jak i współczesnych metod wykorzystujących czujniki inercyjne oraz algorytmy komputerowego przetwarzania obrazu [28, 73, 74].

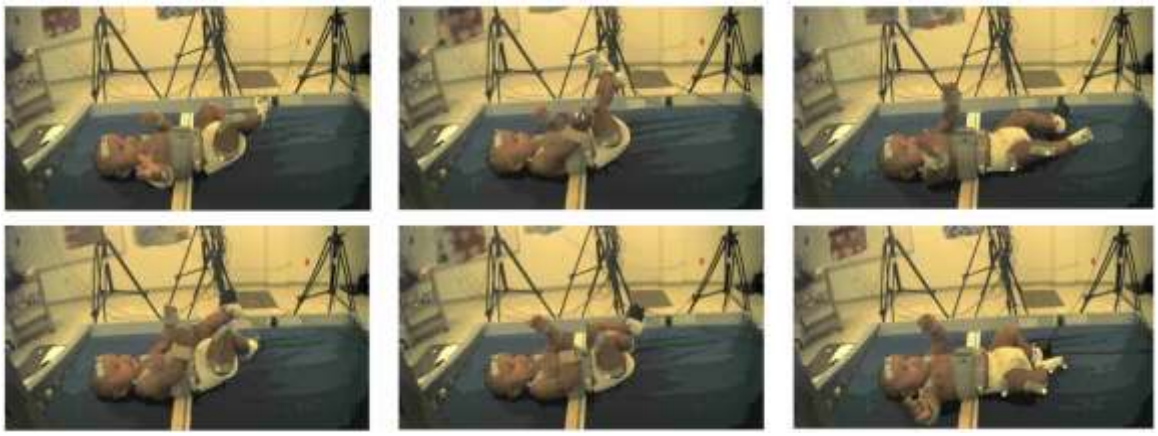
Analiza kinematyczna umożliwia wyznaczanie parametrów opisujących geometrię ruchu, takich jak położenie, przemieszczenie, trajektoria ruchu, prędkość, przyspieszenie oraz zmiany orientacji poszczególnych segmentów ciała. W biomechanice szczególne znaczenie mają również kąty stawowe, zakres ruchu oraz parametry przestrzenno-czasowe, pozwalające na ilościową charakterystykę przebiegu analizowanego ruchu. Parametry te stanowią podstawę oceny funkcjonalnej ruchu oraz są wykorzystywane przez współczesne systemy analizy ruchu niezależnie od zastosowanej technologii pomiarowej [72, 73]. Ze względu na możliwość precyzyjnego opisu geometrii ruchu analiza kinematyczna znajduje szerokie zastosowanie w biomechanice, rehabilitacji oraz badaniach klinicznych. W ostatnich latach jej znaczenie wzrosło wraz z rozwojem technologii umożliwiających automatyczną rejestrację ruchu oraz komputerową analizę danych. Niezależnie od tego, czy dane pozyskiwane są z wykorzystaniem systemów Motion Capture, czujników inercyjnych czy metod przetwarzania obrazu, końcowym efektem analizy jest wyznaczenie wielkości kinematycznych opisujących ruch badanego obiektu, które stanowią podstawę dalszej interpretacji biomechanicznej [28, 71].

1.5.2. Systemy Motion Capture

Systemy Motion Capture (MoCap) należą do najczęściej wykorzystywanych technologii służących do biomechanicznej analizy ruchu człowieka [75, 76]. Ze względu na wysoką dokładność pomiarową oraz możliwość precyzyjnej rekonstrukcji ruchu w trzech wymiarach uznawane są za metodę referencyjną (ang. *gold standard*) w ocenie wielkości kinematycznych i powszechnie wykorzystywane do walidacji nowych technologii analizy ruchu [77, 75]. Systemy te znajdują zastosowanie w biomechanice,

medycynie, rehabilitacji, medycynie sportowej oraz badaniach naukowych, umożliwiając ilościową ocenę ruchu z wysoką rozdzielczością przestrzenną i czasową [75].

Klasyczne systemy Motion Capture wykorzystują zespół zsynchronizowanych kamer optoelektronicznych rejestrujących ruch markerów umieszczonych na powierzchni ciała badanego [77]. Markery mogą mieć charakter pasywny, odbijający promieniowanie podczerwone emitowane przez kamery lub aktywny, emitujący własny sygnał świetlny [76]. Ich rozmieszczenie odbywa się zgodnie z określonym modelem biomechanicznym, obejmującym charakterystyczne punkty anatomiczne, co umożliwia śledzenie ruchu poszczególnych segmentów ciała podczas wykonywania zadania ruchowego [77, 78]. Jednoczesna rejestracja położenia markerów przez co najmniej dwie kamery pozwala na zastosowanie triangulacji i wyznaczenie trójwymiarowych współrzędnych każdego punktu, stanowiących podstawę rekonstrukcji ruchu badanego obiektu [77]. Po rekonstrukcji trójwymiarowego położenia markerów wykonywana jest identyfikacja segmentów ciała oraz obliczane są wielkości kinematyczne opisujące ruch [76]. W zależności od zastosowanego modelu biomechanicznego możliwe jest wyznaczenie trajektorii ruchu markerów, przemieszczeń, prędkości, przyspieszeń, kątów stawowych, zakresów ruchu oraz parametrów przestrzenno-czasowych [75]. Dane te stanowią podstawę ilościowej analizy ruchu i są szeroko wykorzystywane zarówno w badaniach naukowych, jak i w ocenie funkcjonalnej pacjentów oraz walidacji nowych metod pomiarowych [75, 77].



Rysunek 5 Rejestracja spontanicznej aktywności ruchowej noworodka z wykorzystaniem systemu Motion Capture [102].

Wysoka dokładność oraz powtarzalność pomiarów sprawiają, że systemy Motion Capture od wielu lat pozostają punktem odniesienia dla oceny wiarygodności innych technologii analizy ruchu [75]. Wyniki współczesnych badań wskazują, że markerowe systemy optoelektroniczne zapewniają bardzo wysoką precyzję wyznaczania wielkości kinematycznych, dlatego są powszechnie wykorzystywane jako metoda referencyjna podczas oceny dokładności systemów markerless, czujników inercyjnych oraz algorytmów komputerowego przetwarzania obrazu [76, 77, 79].

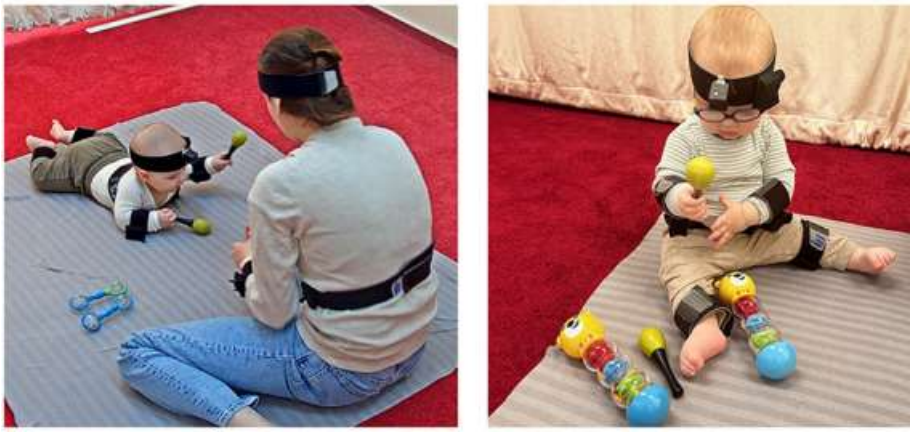
Pomimo licznych zalet systemy Motion Capture nie są jednak pozbawione ograniczeń. Ich wykorzystanie wymaga specjalistycznego laboratorium wyposażonego w zestaw zsynchronizowanych kamer, odpowiedniego oprogramowania

oraz czasochłonnego przygotowania badania, obejmującego rozmieszczenie markerów na ciele badanego i kalibrację całego systemu [75]. Na dokładność uzyskiwanych wyników wpływać mogą również artefakty związane z przemieszczaniem się markerów względem struktur kostnych, wynikające z ruchu tkanek miękkich (soft tissue artefact), chwilowe zasłanianie markerów przez poszczególne segmenty ciała (marker occlusion) oraz błędy wynikające z ich nieprawidłowego rozmieszczenia na ciele badanego [80, 76, 77]. Ograniczenia te mogą prowadzić do pogorszenia jakości rekonstrukcji ruchu oraz wpływać na dokładność wyznaczanych wielkości kinematycznych [80].

Znaczenie wymienionych ograniczeń staje się szczególnie widoczne w badaniach prowadzonych z udziałem noworodków i niemowląt. Niewielkie rozmiary segmentów ciała utrudniają prawidłowe rozmieszczenie markerów, natomiast spontaniczna, wielokierunkowa aktywność ruchowa zwiększa ryzyko ich zasłaniania podczas rejestracji [79]. Dodatkowo obecność markerów na skórze oraz konieczność prowadzenia badania w warunkach laboratoryjnych mogą wpływać na naturalny charakter spontanicznych ruchów dziecka [40]. W konsekwencji klasyczne systemy Motion Capture, mimo bardzo wysokiej dokładności pomiarowej, mają ograniczone możliwości zastosowania w rutynowej diagnostyce neurorozwojowej niemowląt, co stało się jedną z głównych przesłanek rozwoju mniej inwazyjnych technologii analizy ruchu [26, 28]. W ostatnich latach szczególne zainteresowanie wzbudzają systemy wykorzystujące czujniki inercyjne oraz metody oparte na komputerowym przetwarzaniu obrazu, które umożliwiają analizę ruchu przy znacznie mniejszej ingerencji w naturalną aktywność badanego dziecka.

1.5.3. Systemy inercyjne (IMU)

Systemy inercyjne (Inertial Measurement Units – IMU) w przeciwieństwie do optycznych systemów Motion Capture nie wymagają stosowania kamer ani specjalistycznej infrastruktury pomiarowej, dzięki czemu umożliwiają rejestrację ruchu w naturalnym środowisku badanego. W ostatnich latach systemy IMU znalazły szerokie zastosowanie w biomechanice, rehabilitacji, medycynie sportowej oraz monitorowaniu aktywności ruchowej, stanowiąc alternatywę dla klasycznych systemów optoelektronicznych [71, 82].



Rysunek 6 Rejestracja ruchów niemowląt z wykorzystaniem systemów inercyjnych (IMU) [103].

Pojedyncza jednostka inercyjna składa się zazwyczaj z trójosiowego akcelerometru oraz trójosiowego żyroskopu, a w wielu rozwiązaniach również z magnetometru. Akcelerometr umożliwia pomiar przyspieszeń liniowych, żyroskop rejestruje prędkość kątową, natomiast magnetometr dostarcza informacji o orientacji czujnika względem pola magnetycznego Ziemi. Dane pochodzące z poszczególnych sensorów są integrowane z wykorzystaniem odpowiednich algorytmów fuzji danych (*sensor fusion*), co pozwala na określenie orientacji segmentów ciała oraz wyznaczenie wielkości kinematycznych opisujących ruch [83, 84].

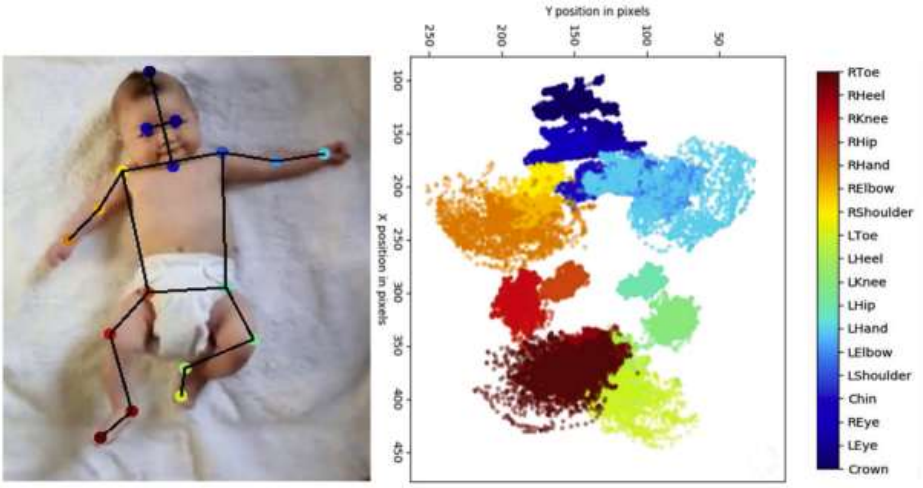
Jedną z największych zalet systemów IMU jest możliwość prowadzenia pomiarów w środowisku codziennego funkcjonowania badanego, bez konieczności korzystania z laboratorium biomechanicznego. Niewielkie rozmiary czujników, ich stosunkowo niska masa oraz możliwość bezprzewodowej transmisji danych sprawiają, że systemy te umożliwiają długotrwałe monitorowanie aktywności ruchowej oraz analizę ruchu podczas wykonywania naturalnych czynności. Z tego względu znajdują zastosowanie między innymi w ocenie chodu, monitorowaniu efektów rehabilitacji oraz analizie aktywności ruchowej w warunkach ambulatoryjnych i domowych [82]. Pomimo licznych zalet systemy inercyjne charakteryzują się również istotnymi ograniczeniami. Wyznaczanie położenia segmentów ciała na podstawie sygnałów z akcelerometrów i żyroskopów wiąże się z narastaniem błędów całkowania (*drift*), które mogą prowadzić do stopniowego pogorszenia dokładności pomiarów podczas długotrwałej rejestracji. Dodatkowo na jakość uzyskiwanych wyników wpływają zakłócenia pola magnetycznego, błędy kalibracji oraz niewielkie przemieszczenia czujników względem powierzchni ciała, mogące powodować rozbieżności pomiędzy rzeczywistym a rejestrowanym ruchem segmentów ciała [82, 84].

Ograniczenia te nabierają szczególnego znaczenia podczas badań noworodków i niemowląt. Prawidłowa rejestracja ruchu wymaga trwałego zamocowania czujników na ciele dziecka, co może wpływać na komfort badania oraz naturalny charakter spontanicznej aktywności ruchowej. Dodatkowym utrudnieniem są niewielkie rozmiary segmentów ciała, duża zmienność wzorców ruchowych oraz trudności z zapewnieniem stabilnego położenia sensorów przez cały okres pomiaru. W konsekwencji, mimo dużego potencjału systemów inercyjnych, ich zastosowanie we wczesnej diagnostyce neurorozwojowej pozostaje ograniczone i wymaga dalszych badań oraz odpowiedniej walidacji a rosnące zainteresowanie technologiami niewymagającymi kontaktu z ciałem badanego przyczyniło się do intensywnego rozwoju metod wykorzystujących komputerowe przetwarzanie obrazu [26, 71, 82].

1.5.4. Metody przetwarzania obrazu

Metody komputerowego przetwarzania obrazu stały się jednym z najdynamiczniej rozwijających się kierunków biomechanicznej analizy ruchu. Rozwój algorytmów komputerowego widzenia oraz wzrost dostępności wysokiej jakości kamer umożliwiły ilościową analizę ruchu człowieka bez konieczności stosowania markerów odblaskowych lub czujników mocowanych do ciała [28, 71]. W przeciwieństwie do klasycznych systemów Motion Capture oraz systemów inercyjnych metody te wykorzystują wyłącznie

informacje zawarte w obrazie lub sekwencji obrazów, dzięki czemu pozwalają na nieinwazyjną rejestrację ruchu w warunkach zbliżonych do naturalnych [26, 71].



Rysunek 7 Przykład estymacji pozy ciała niemowlęcia z automatycznie wyznaczonymi punktami anatomicznymi (keypoints) oraz trajektoriami ich przemieszczania podczas rejestracji wideo. [104]

Podstawą współczesnych metod analizy obrazu jest automatyczna identyfikacja charakterystycznych punktów anatomicznych ciała (keypoints), odpowiadających położeniu głównych stawów oraz segmentów ciała [85]. Proces ten, określany jako estymacja pozy ciała (human pose estimation), umożliwia automatyczne wyznaczenie współrzędnych punktów anatomicznych na podstawie pojedynczych obrazów lub sekwencji wideo, bez konieczności stosowania markerów umieszczanych na ciele badanego [86]. Na podstawie współrzędnych tych punktów możliwe jest odtworzenie modelu szkieletowego badanego oraz wyznaczenie wielkości kinematycznych opisujących ruch, takich jak trajektorie przemieszczeń, prędkość, przyspieszenie, kąty stawowe czy parametry czasowo-przestrzenne [87]. Uzyskany model szkieletowy stanowi uproszczoną reprezentację ciała człowieka, która umożliwia ilościową analizę wzajemnego ruchu poszczególnych segmentów oraz ocenę przebiegu wykonywanej aktywności ruchowej [71]. W zależności od zastosowanej konfiguracji sprzętowej analiza może być prowadzona z wykorzystaniem pojedynczej kamery, wielu zsynchronizowanych kamer lub kamer głębi, umożliwiających rekonstrukcję ruchu w dwóch lub trzech wymiarach [86].

Zaletą metod opartych na analizie obrazu jest możliwość wykorzystania powszechnie dostępnych kamer cyfrowych, co znacząco obniża koszty prowadzenia badań oraz zwiększa dostępność technologii poza wyspecjalizowanymi laboratoriami biomechanicznymi [71, 86, 90]. Brak konieczności mocowania urządzeń pomiarowych do ciała badanego pozwala na rejestrację ruchu bez ingerencji w jego naturalny przebieg [26]. Z tego względu rozwiązania bezmarkerowe znajdują coraz szersze zastosowanie w biomechanice, rehabilitacji oraz analizie ruchu osób z zaburzeniami neurologicznymi, u których zachowanie naturalnych warunków badania ma szczególne znaczenie [71, 86].

Szczególnie duże zainteresowanie wykorzystaniem metod komputerowego przetwarzania obrazu obserwuje się w diagnostyce neurorozwojowej noworodków i niemowląt. Rejestracja spontanicznej aktywności ruchowej z wykorzystaniem standardowych kamer umożliwia analizę zachowania dziecka bez konieczności

umieszczania na jego ciele markerów lub czujników, ograniczając wpływ aparatury pomiarowej na obserwowany wzorzec ruchu [26]. Badania prowadzone w ostatnich latach wskazują, że metody bezmarkerowe mogą być z powodzeniem wykorzystywane do automatycznej analizy spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt oraz wspomagania wczesnej identyfikacji dzieci zagrożonych zaburzeniami neurorozwojowymi [88, 89]. Możliwość prowadzenia badań w warunkach pozalaboratoryjnych zwiększa potencjał wykorzystania tych metod w codziennej praktyce klinicznej oraz stwarza warunki do opracowywania zautomatyzowanych narzędzi wspomagających ocenę rozwoju ruchowego niemowląt. [17, 71].

Pomimo bardzo dynamicznego rozwoju technologie oparte na komputerowym przetwarzaniu obrazu nadal nie są pozbawione ograniczeń. Dokładność wyznaczania wielkości kinematycznych zależy od jakości zarejestrowanego obrazu, warunków oświetleniowych, rozdzielczości nagrania oraz skuteczności algorytmów odpowiedzialnych za identyfikację punktów anatomicznych [87]. Dodatkowym wyzwaniem pozostają zmiany orientacji badanego względem kamery, trudności związane z analizą szybkich i nieregularnych ruchów, charakterystycznych dla spontanicznej aktywności niemowląt oraz chwilowe zasłanianie poszczególnych części ciała [86]. Z tego względu nowe rozwiązania wymagają dalszej walidacji względem referencyjnych systemów Motion Capture przed ich rutynowym zastosowaniem w praktyce klinicznej [90].

Pomimo wskazanych ograniczeń metody komputerowego przetwarzania obrazu należą obecnie do najbardziej perspektywicznych kierunków rozwoju biomechanicznej analizy ruchu. Dynamiczny rozwój technik komputerowego widzenia oraz rosnąca moc obliczeniowa współczesnych systemów umożliwiają coraz dokładniejszą analizę ruchu na podstawie standardowych nagrań wideo [71, 86]. Integracja metod przetwarzania obrazu z algorytmami sztucznej inteligencji pozwala na automatyzację procesu analizy nagrań, wyznaczanie wielkości kinematycznych z wysoką dokładnością oraz identyfikację wzorców ruchowych, które mogą być trudne do uchwycenia podczas tradycyjnej oceny klinicznej [88, 86]. Rozwiązania te otwierają nowe możliwości wspomagania diagnostyki neurorozwojowej poprzez obiektywną ocenę spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt, monitorowanie zmian zachodzących w czasie oraz identyfikację wczesnych markerów zaburzeń rozwoju [26, 88]. W konsekwencji metody komputerowego przetwarzania obrazu stały się podstawą intensywnie rozwijanych systemów wspomagających diagnostykę neurorozwojową, wykorzystujących algorytmy sztucznej inteligencji, uczenia maszynowego oraz estymacji pozy ciała.

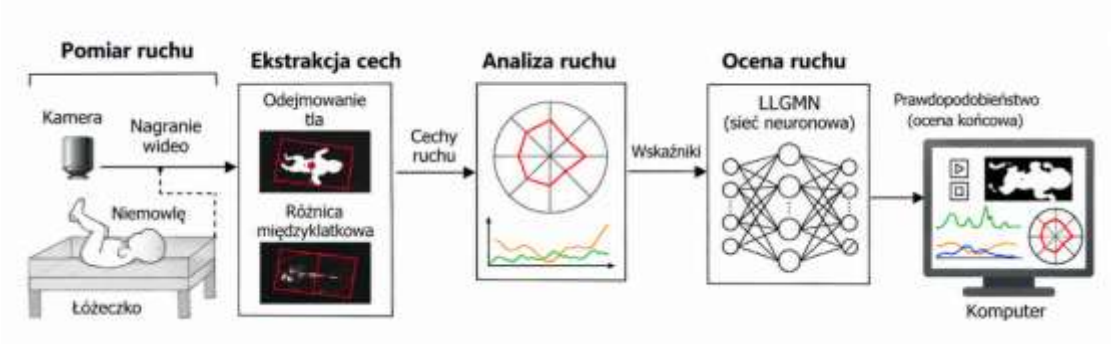
1.6.Możliwości wspomagania diagnostyki neurorozwojowej z wykorzystaniem analizy ruchów spontanicznych

Komputerowe wspomaganie diagnostyki neurorozwojowej stanowi jeden z najbardziej dynamicznie rozwijających się obszarów współczesnej inżynierii biomedycznej oraz medycyny obliczeniowej. Wykorzystanie metod biomechanicznej analizy ruchu w połączeniu z technikami komputerowego przetwarzania obrazu oraz algorytmami sztucznej inteligencji umożliwiło opracowanie systemów wspomagających

obiektywną i ilościową ocenę spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt. W przeciwieństwie do klasycznych metod diagnostycznych, opartych głównie na jakościowej ocenie wykonywanej przez doświadczonego specjalistę, systemy komputerowe umożliwiają jednoczesną analizę dużej liczby parametrów opisujących ruch oraz automatyczną identyfikację zależności pomiędzy nimi. Dzięki temu możliwe jest wykrywanie nieprawidłowości, które mogą pozostawać trudne do zaobserwowania podczas rutynowego badania klinicznego [88, 86, 71].

Rozwój komputerowego wspomagania diagnostyki nie wynika z dążenia do zastąpienia specjalisty w procesie podejmowania decyzji klinicznych, lecz z potrzeby zwiększenia obiektywności, powtarzalności oraz czułości stosowanych metod diagnostycznych. Szczególne znaczenie ma to w diagnostyce neurorozwojowej niemowląt, gdzie ocena spontanicznej aktywności ruchowej opiera się na interpretacji złożonych wzorców ruchowych wymagających dużego doświadczenia klinicznego. Zastosowanie metod komputerowych pozwala na ilościową charakterystykę ruchu oraz dostarcza dodatkowych informacji wspomagających proces diagnostyczny [91, 88].

Kluczowym elementem współczesnych systemów komputerowej analizy ruchu jest estymacja pozy ciała (Human Pose Estimation, HPE), umożliwiająca automatyczne wyznaczanie położenia charakterystycznych punktów anatomicznych na podstawie pojedynczych obrazów lub sekwencji nagrań wideo [86]. W odróżnieniu od klasycznych metod biomechanicznych wykorzystujących markery odblaskowe lub czujniki inercyjne estymacja pozy realizowana jest całkowicie bezkontaktowo, dzięki czemu możliwe jest zachowanie naturalnego przebiegu analizowanego ruchu. Cecha ta ma szczególne znaczenie w diagnostyce noworodków i niemowląt, u których nawet niewielka ingerencja związana z przygotowaniem badania może wpływać na charakter spontanicznej aktywności ruchowej [26]. Podstawę estymacji pozy ciała stanowi automatyczna lokalizacja charakterystycznych punktów anatomicznych (keypoints), odpowiadających położeniu głównych stawów oraz segmentów ciała. Na podstawie ich współrzędnych tworzony jest uproszczony model szkieletowy badanego (skeletal model), stanowiący cyfrową reprezentację jego postawy i ruchu. W zależności od zastosowanej technologii analiza może być prowadzona w dwóch lub trzech wymiarach z wykorzystaniem pojedynczej kamery, zestawu kamer zsynchronizowanych lub kamer głębi. Uzyskany model umożliwia ilościowy opis ruchu poprzez analizę zmian położenia poszczególnych punktów w czasie oraz wyznaczanie wielkości kinematycznych opisujących przebieg wykonywanej aktywności [85]. Dane te stanowią jednocześnie podstawę dalszych etapów komputerowej analizy ruchu, obejmujących ekstrakcję cech oraz automatyczną interpretację uzyskanych parametrów [87].



Rysunek 8 Schemat procesu komputerowej analizy spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt, obejmującego rejestrację obrazu, ekstrakcję cech, analizę ruchu oraz automatyczną ocenę z wykorzystaniem metod sztucznej inteligencji [105].

Estymacja pozy ciała stała się jednym z podstawowych narzędzi wykorzystywanych w komputerowej analizie ruchu człowieka. Dynamiczny rozwój metod głębokiego uczenia umożliwił znaczną poprawę dokładności lokalizacji punktów anatomicznych oraz zwiększenie odporności algorytmów na zmienne warunki rejestracji obrazu, częściowe zasłanianie sylwetki czy zmiany orientacji badanego względem kamery [92]. Dzięki temu możliwe stało się wykorzystanie metod bezmarkerowych nie tylko w badaniach laboratoryjnych, ale również w środowisku klinicznym oraz warunkach zbliżonych do codziennego funkcjonowania pacjenta [86]. W diagnostyce neurorozwojowej estymacja pozy ciała stanowi jednak jedynie pierwszy etap komputerowej analizy ruchu. Samo wyznaczenie położenia punktów anatomicznych nie dostarcza jeszcze informacji diagnostycznej, lecz tworzy podstawę do dalszego przetwarzania danych.

Kolejnym etapem jest ekstrakcja cech (feature extraction), polegająca na przekształceniu współrzędnych punktów anatomicznych w zestaw ilościowych parametrów opisujących organizację spontanicznej aktywności ruchowej [86]. Etap ten ma kluczowe znaczenie dla komputerowego wspomagania diagnostyki, ponieważ jakość wyznaczonych cech w dużym stopniu determinuje skuteczność dalszej analizy oraz klasyfikacji wzorców ruchowych [88]. W zależności od celu badania analizowane mogą być zarówno podstawowe wielkości kinematyczne, jak i bardziej złożone wskaźniki opisujące organizację ruchu. Do najczęściej wyznaczanych należą trajektorie przemieszczania poszczególnych segmentów ciała, prędkość i przyspieszenie ruchu, kąty pomiędzy segmentami ciała, zakres ruchu w stawach, długość ścieżki ruchu oraz parametry czasowo-przestrzenne opisujące częstość i czas trwania wykonywanych aktywności [72, 73]. Parametry te dostarczają informacji o przebiegu ruchu i umożliwiają jego ilościową charakterystykę, niemożliwą do uzyskania wyłącznie na podstawie obserwacji klinicznej [74]. W przypadku spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt coraz większą uwagę zwraca się na analizę cech opisujących organizację ruchu. Obejmują one między innymi płynność wykonywanych ruchów, ich zmienność, regularność, symetrię pomiędzy prawą i lewą stroną ciała oraz stopień koordynacji poszczególnych segmentów. Wskaźniki te uznawane są za szczególnie wartościowe z punktu widzenia diagnostyki neurorozwojowej, ponieważ odzwierciedlają sposób organizacji aktywności motorycznej przez dojrzewający ośrodkowy układ nerwowy, a nie jedynie wielkość wykonywanego

ruchu [19, 98]. W badaniach poświęconych ocenie spontanicznej aktywności niemowląt coraz częściej analizowane są miary zmienności sygnału, entropii, płynności ruchu (jerk), krzywizny trajektorii (trajectory curvature) oraz powtarzalności wzorców motorycznych [17].

Jednym z podstawowych zagadnień pozostaje dobór cech wykorzystywanych przez algorytmy komputerowe. Nadmierna liczba analizowanych zmiennych może prowadzić do zwiększenia złożoności modeli oraz pogorszenia ich zdolności do uogólniania wyników. Z tego względu współczesne systemy wykorzystują metody selekcji cech (feature selection), których celem jest identyfikacja zmiennych dostarczających największej ilości informacji diagnostycznej przy jednoczesnym ograniczeniu liczby analizowanych danych [93, 94]. Pozwala to nie tylko zwiększyć skuteczność klasyfikacji, lecz również ułatwia interpretację uzyskanych wyników z punktu widzenia klinicznego. Skuteczność komputerowego wspomagania diagnostyki zależy zatem nie tylko od zastosowanego algorytmu klasyfikacyjnego, ale przede wszystkim od jakości informacji przekazywanych na jego wejście. Nawet najbardziej zaawansowane modele sztucznej inteligencji nie są w stanie wiarygodnie identyfikować wzorców ruchowych, jeżeli analizowane cechy nie odzwierciedlają rzeczywistych właściwości spontanicznej aktywności [88]. Z tego względu dobór parametrów biomechanicznych stanowi jeden z kluczowych etapów projektowania systemów wspomagających diagnostykę neurorozjową i pozostaje przedmiotem intensywnych badań [86].

Rosnąca dostępność metod bezarkerowych oraz dynamiczny rozwój algorytmów sztucznej inteligencji przyczyniły się do intensywnego rozwoju badań nad automatyczną analizą ruchów spontanicznych niemowląt. Celem prowadzonych prac stało się opracowanie narzędzi umożliwiających obiektywną identyfikację dzieci zagrożonych zaburzeniami neurorozwojowymi na podstawie analizy nagrań wideo, bez konieczności stosowania specjalistycznej aparatury pomiarowej [26, 86]. W przeciwieństwie do klasycznej oceny klinicznej rozwiązania te wykorzystują ilościową analizę ruchu oraz algorytmy sztucznej inteligencji do automatycznego rozpoznawania wzorców charakterystycznych dla prawidłowego lub nieprawidłowego rozwoju motorycznego [88].

Analiza zmienności ruchu w obrazie, rozwijana przez Adde i współpracowników [97], stanowiła jeden z pionierskich kierunków badań nad komputerową oceną ruchów spontanicznych niemowląt. Badacze wykazali, że ilościowa analiza zmian obrazu pomiędzy kolejnymi klatkami nagrania pozwala na obiektywną ocenę spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt oraz identyfikację dzieci obciążonych zwiększonym ryzykiem rozwoju mózgowego porażenia dziecięcego [97]. Wyniki tych badań potwierdziły możliwość wykorzystania prostych metod komputerowej analizy obrazu jako uzupełnienia klasycznej oceny klinicznej, jednocześnie wskazując na potrzebę dalszego rozwoju bardziej zaawansowanych metod analizy ruchu [98].

W kolejnych badaniach komputerowa analiza ruchów spontanicznych niemowląt koncentrowała się przede wszystkim na wyznaczaniu podstawowych wielkości kinematycznych opisujących aktywność kończyn i tułowia. Analizowano między innymi amplitudę ruchów, długość trajektorii, prędkość przemieszczania kończyn oraz częstość wykonywania poszczególnych sekwencji ruchowych [17]. Uzyskane wyniki wykazały,

że ilościowy opis ruchu pozwala uchwycić różnice pomiędzy dziećmi rozwijającymi się prawidłowo a niemowlętami z grup ryzyka zaburzeń neurorozwojowych, potwierdzając zasadność wykorzystania metod biomechanicznych jako narzędzia wspomagającego diagnostykę [19].

Kontynuację prac nad ilościową analizą ruchów spontanicznych niemowląt stanowiły badania prowadzone przez Ihlena i współpracowników [19]. Zaproponowano w nich wykorzystanie metod analizy sygnałów oraz narzędzi matematycznych do oceny złożoności spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt [19]. Wykazano, że wskaźniki opisujące zmienność, regularność oraz złożoność ruchu mogą stanowić cenne uzupełnienie jakościowej oceny General Movements Assessment, zwiększając obiektywność procesu diagnostycznego. Badania te zwróciły uwagę na znaczenie ilościowej charakterystyki organizacji ruchu, a nie jedynie analizy jego amplitudy lub częstości występowania.

Rozwój metod komputerowego widzenia umożliwił następnie odejście od analizy pojedynczych parametrów na rzecz bardziej kompleksowej oceny spontanicznej aktywności ruchowej. Coraz częściej wykorzystywano modele szkieletowe uzyskiwane metodami estymacji pozy ciała, pozwalające na jednoczesną analizę wzajemnych zależności pomiędzy poszczególnymi segmentami ciała. Dzięki temu możliwe stało się uwzględnienie nie tylko wielkości wykonywanych ruchów, lecz również ich płynności, zmienności, rytmiczności, koordynacji i symetrii, które odgrywają istotną rolę w ocenie dojrzewania ośrodkowego układu nerwowego [26, 86].

Dalszy rozwój metod komputerowej analizy ruchu obejmował wykorzystanie algorytmów uczenia maszynowego do automatycznej klasyfikacji wzorców ruchowych. W takich rozwiązaniach parametry biomechaniczne wyznaczone na podstawie nagrań wideo stanowią dane wejściowe modeli klasyfikacyjnych, których zadaniem jest rozpoznanie zależności pomiędzy analizowanymi cechami oraz przypisanie badanego dziecka do odpowiedniej grupy diagnostycznej. W zależności od zastosowanego podejścia modele mogą wspomagać rozpoznawanie nieprawidłowych ruchów spontanicznych, ocenę ryzyka wystąpienia mózgowego porażenia dziecięcego oraz wspierać jakościową ocenę wykonywaną metodą General Movements Assessment [88, 98]. Rozwój tego typu rozwiązań stworzył podstawy do budowy coraz bardziej zaawansowanych systemów komputerowego wspomagania diagnostyki neurorozwojowej [88].

Kolejnym etapem rozwoju jest zastosowanie modeli głębokiego uczenia do bezpośredniej analizy sekwencji obrazów lub modeli szkieletowych. W przeciwieństwie do klasycznych metod uczenia maszynowego, wymagających wcześniejszego wyznaczenia parametrów opisujących ruch, sieci głębokiego uczenia mogą samodzielnie identyfikować najistotniejsze cechy analizowanych danych. Pozwala to na wykrywanie złożonych zależności pomiędzy elementami ruchu, których opisanie z wykorzystaniem pojedynczych parametrów biomechanicznych byłoby znacznie trudniejsze [88, 95].

Pomimo dynamicznego rozwoju tej dziedziny większość opublikowanych badań ma nadal charakter pilotażowy i obejmuje stosunkowo niewielkie grupy badanych. Znaczna część modeli opracowywana jest na podstawie danych pochodzących z pojedynczych ośrodków klinicznych, co ogranicza możliwość ich uogólnienia na populację ogólną. Dodatkowym wyzwaniem pozostaje brak standaryzacji zarówno

sposobu rejestracji nagrań, jak i parametrów wykorzystywanych do opisu spontanicznej aktywności ruchowej. W konsekwencji porównywanie wyników uzyskiwanych przez poszczególne zespoły badawcze nadal pozostaje utrudnione [71, 88].

Jednym z najważniejszych wyzwań pozostaje ograniczona liczebność dostępnych zbiorów danych. W przeciwieństwie do wielu zastosowań komputerowego widzenia, w których modele trenowane są na setkach tysięcy obrazów, badania dotyczące spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt obejmują najczęściej od kilkudziesięciu do kilkuset nagrań. Dodatkowo pozyskanie materiału badawczego wymaga uzyskania zgód etycznych, standaryzacji warunków rejestracji oraz przeprowadzenia specjalistycznej oceny klinicznej każdego nagrania, co znacząco ogranicza możliwość tworzenia dużych baz danych [26]. Niewielka liczebność zbiorów uczących zwiększa ryzyko przeuczenia modeli (overfitting) oraz utrudnia ich walidację na niezależnych populacjach pacjentów [88].

Kolejnym problemem jest znaczna różnorodność stosowanych metod badawczych. Poszczególne zespoły wykorzystują odmienne protokoły rejestracji nagrań, różniące się między innymi długością materiału wideo, wiekiem badanych dzieci, pozycją ciała podczas badania, rodzajem wykorzystywanych kamer czy sposobem przygotowania nagrania do analizy. Brak jednolitych standardów powoduje, że bezpośrednie porównywanie wyników uzyskiwanych przez różnych autorów jest utrudnione, a możliwość przenoszenia opracowanych modeli pomiędzy ośrodkami pozostaje ograniczona [71].

Wyzwaniem pozostaje również dobór parametrów wykorzystywanych do opisu spontanicznej aktywności ruchowej. Część autorów koncentruje się na klasycznych wielkościach kinematycznych, takich jak trajektorie ruchu, prędkość czy zakres ruchu, podczas gdy inni wykorzystują bardziej złożone wskaźniki opisujące organizację ruchu, obejmujące miary płynności, zmienności, koordynacji lub złożoności sygnału [19]. Brak jednoznacznie określonych parametrów o największej wartości diagnostycznej sprawia, że opracowywane modele wykorzystują różne zestawy cech, co utrudnia ich bezpośrednie porównywanie oraz ocenę skuteczności [88].

Odrębnym zagadnieniem jest interpretowalność modeli sztucznej inteligencji. Współczesne algorytmy głębokiego uczenia osiągają bardzo wysoką skuteczność klasyfikacji, jednak sposób podejmowania przez nie decyzji pozostaje często trudny do jednoznacznego wyjaśnienia. W zastosowaniach medycznych ma to szczególne znaczenie, ponieważ wynik analizy powinien być nie tylko dokładny, ale również możliwy do interpretacji przez lekarza lub fizjoterapeutę [91]. Z tego względu coraz większą uwagę poświęca się rozwojowi metod Explainable Artificial Intelligence (XAI), których celem jest zwiększenie przejrzystości działania modeli oraz wskazanie cech ruchu mających największy wpływ na podejmowaną decyzję diagnostyczną [88, 96].

Pomimo wymienionych ograniczeń wyniki opublikowanych badań wskazują jednoznacznie, że komputerowa analiza spontanicznej aktywności ruchowej posiada duży potencjał kliniczny. Większość autorów podkreśla możliwość wykorzystania opracowywanych narzędzi jako elementu wspomagającego wczesną diagnostykę dzieci z grup ryzyka, szczególnie w sytuacjach ograniczonego dostępu do specjalistów

posiadających doświadczenie w ocenie metodą General Movements Assessment [40]. Rozwiązania oparte na analizie obrazu mogą również ułatwić monitorowanie rozwoju ruchowego w czasie oraz ocenę skuteczności prowadzonej terapii, dostarczając obiektywnych parametrów ilościowych uzupełniających klasyczne badanie kliniczne [2, 88].

1.7.Luka badawcza i uzasadnienie podjęcia tematu

Pomimo dynamicznego rozwoju metod wspomagających analizę spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt oraz coraz szerszego wykorzystania technik komputerowego widzenia, biomechaniki i sztucznej inteligencji we wczesnej diagnostyce neurorozwojowej, ich pełne wykorzystanie w praktyce klinicznej nadal pozostaje ograniczone. Chociaż metody ilościowej analizy ruchu umożliwiły obiektywną ocenę parametrów opisujących spontaniczną aktywność ruchową niemowląt, pojawiły się nowe wyzwania związane z interpretacją uzyskiwanych wyników oraz ich zgodnością pomiędzy różnymi metodami analizy.

W ostatnich latach opracowano wiele rozwiązań umożliwiających ilościową analizę ruchu. Wśród nich znajdują się klasyczne metody wykorzystujące analizę obrazu 2D, referencyjne systemy trójwymiarowej analizy ruchu, jak i rozwijane obecnie modele rekonstrukcji przestrzennej bazujące na pojedynczych nagraniach wideo. Każda z tych metod znajduje zastosowanie w badaniach nad spontaniczną aktywnością ruchową niemowląt, jednak charakteryzuje się odmiennymi możliwościami i ograniczeniami. Część z nich zapewnia bardzo wysoką dokładność pomiaru, jednak wymaga zastosowania specjalistycznej i kosztownej aparatury oraz prowadzenia badań w warunkach laboratoryjnych. Inne umożliwiają analizę ruchu z wykorzystaniem prostszych systemów rejestracji obrazu, wykorzystując algorytmy estymacji pozy i rekonstrukcji modelu ciała na podstawie zarejestrowanych danych. Jednocześnie rozwijane są algorytmy automatycznej analizy ruchu oraz klasyfikacji dzieci z grup ryzyka zaburzeń neurorozwojowych. W rezultacie liczba dostępnych narzędzi stale rośnie, podczas gdy wiedza dotycząca wzajemnych zależności pomiędzy wynikami uzyskiwanymi z ich wykorzystaniem rozwija się znacznie wolniej.

Choć literatura dostarcza licznych informacji dotyczących skuteczności poszczególnych metod, dokładności rekonstrukcji położenia punktów anatomicznych czy jakości działania algorytmów estymacji pozy ciała, zdecydowanie rzadziej analizowane są same parametry biomechaniczne, które stanowią podstawę ilościowej oceny ruchów spontanicznych. Nadal pozostaje pytanie, w jakim stopniu wartości wielkości kinematycznych uzyskanych z analizy 2D i 3D są ze sobą porównywalne oraz na ile obserwowane różnice wynikają z rzeczywistego charakteru ruchu, a na ile ze sposobu jego rejestracji i analizy. Problem ten ma szczególne znaczenie, jeżeli parametry biomechaniczne mają stanowić obiektywne wskaźniki wspomagające diagnostykę zaburzeń neurorozwojowych. Jeżeli bowiem wybór modelu ruchu wpływa na wartości analizowanych parametrów, może to prowadzić do odmiennych wyników ich interpretacji oraz ograniczać możliwość porównywania badań wykorzystujących różne metody pomiarowe. Dotychczasowe publikacje najczęściej koncentrują się na ocenie pojedynczych

rozwiązań lub porównaniu dwóch metod analizy. Wciąż brakuje jednak badań pozwalających określić, które parametry zachowują zgodność pomiędzy modelami 2D i 3D. Nie wiadomo również, które parametry są najbardziej podatne na utratę informacji przestrzennej lub błędy wynikające z procesu rekonstrukcji.

Szczególnego znaczenia nabiera to w odniesieniu do modeli rekonstrukcji przestrzennej opartych na pojedynczym nagraniu wideo. Rozwiązania tego typu mogą znacząco zwiększyć dostępność ilościowej analizy ruchu niemowląt, eliminując konieczność stosowania kosztownej aparatury wykorzystywanej w profesjonalnych laboratoriach analizy ruchu. Zastosowanie jednej kamery pozwala uprościć procedurę badania i stwarza możliwość wykorzystania takich metod również poza wyspecjalizowanymi ośrodkami badawczymi. Jednocześnie samo opracowanie modelu rekonstrukcji przestrzennej nie stanowi wystarczającej podstawy do jego wykorzystania w praktyce klinicznej. Niezbędne jest wykazanie, że parametry biomechaniczne wyznaczane z wykorzystaniem takiego modelu zachowują odpowiednią zgodność z parametrami uzyskiwanymi z referencyjnych danych trójwymiarowych oraz że różnice wynikające z zastosowanej reprezentacji ruchu nie wpływają na możliwość ich wykorzystania w ilościowej ocenie spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt.

Przeprowadzony przegląd literatury wskazuje, że nadal brakuje badań obejmujących jednoczesną ocenę zgodności parametrów biomechanicznych uzyskiwanych z analizy dwuwymiarowej, modeli rekonstrukcji przestrzennej oraz referencyjnych danych trójwymiarowych. Brakuje również jednoznacznych wskazań, które spośród najczęściej wykorzystywanych wielkości kinematycznych zachowują swoją wartość diagnostyczną niezależnie od sposobu reprezentacji ruchu, a które wymagają zachowania pełnej informacji przestrzennej. Ogranicza to możliwość świadomego wyboru metod analizy ruchu oraz utrudnia rozwój prostych, dostępnych narzędzi wspomagających diagnostykę zaburzeń neurorozwojowych.

Niniejsza rozprawa stanowi próbę rozwiązania przedstawionego problemu. W jej ramach opracowano model rekonstrukcji przestrzennej oparty na dwuwymiarowych danych kinematycznych spontanicznych ruchów niemowląt, uzyskanych z nagrań rejestrowanych za pomocą pojedynczej kamery wideo. Następnie przeprowadzono kompleksową walidację opracowanego rozwiązania poprzez porównanie parametrów biomechanicznych uzyskanych z trzech sposobów reprezentacji tego samego ruchu: analizy dwuwymiarowej, modelu rekonstrukcji przestrzennej oraz referencyjnych danych trójwymiarowych. Takie podejście pozwoliło nie tylko ocenić poprawność działania opracowanego modelu, lecz przede wszystkim określić wpływ sposobu reprezentacji ruchu na wartości parametrów biomechanicznych wykorzystywanych do ilościowej oceny spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt. Uzyskane wyniki stanowią podstawę do oceny możliwości wykorzystania modeli rekonstrukcji przestrzennej jako narzędzi wspomagających wczesną diagnostykę zaburzeń neurorozwojowych oraz pozwalają wskazać parametry charakteryzujące się największą zgodnością pomiędzy analizowanymi metodami.

2. Cel, teza i zakres pracy

2.1.Cel pracy

Celem głównym pracy było opracowanie i walidacja metody ilościowej oceny spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt, wykorzystującej modele rekonstrukcji przestrzennej do wyznaczania wielkości kinematycznych w przestrzeni trójwymiarowej na podstawie danych kinematycznych 2D uzyskanych z obrazu rejestrowanego pojedynczą kamerą wideo.

Cele szczegółowe:

1. Opracowanie i walidacja modeli rekonstrukcji przestrzennej umożliwiających wyznaczanie wielkości kinematycznych na podstawie danych 2D.
2. Ocena możliwości wykorzystania wyznaczonych wielkości kinematycznych do analizy symetrii spontanicznych ruchów kończyn dolnych.

Realizacja celu wymagała opracowania metodyki wyznaczania przestrzennych położeń charakterystycznych punktów antropometrycznych oraz algorytmów do wyznaczania wielkości kinematycznych. Ważnym etapem badań była weryfikacja zaproponowanych rozwiązań poprzez porównanie wyników uzyskanych z wykorzystaniem modeli rekonstrukcji przestrzennej z wynikami otrzymanymi metodami referencyjnymi. Pozwoliło to określić dokładność opracowanej metody oraz ocenić możliwość jej wykorzystania we wspomaganiu wczesnej diagnostyki zaburzeń neurorozwojowych.

2.2.Teza badawcza

Modele rekonstrukcji przestrzennej umożliwiają wyznaczanie wielkości kinematycznych 3D na podstawie danych kinematycznych 2D uzyskiwanych z obrazu rejestrowanego pojedynczą kamerą wideo, z dokładnością pozwalającą na ich wykorzystanie do ilościowej analizy spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt, w tym oceny symetrii ruchów kończyn dolnych.

2.3. Pytania badawcze

W celu weryfikacji przyjętej tezy badawczej sformułowano następujące pytania badawcze:

1. Czy modele rekonstrukcji przestrzennej, opracowane na podstawie danych kinematycznych 2D uzyskanych z nagrań zarejestrowanych za pomocą pojedynczej kamery, umożliwiają wiarygodne wyznaczenie przestrzennych wielkości kinematycznych?
2. Czy opracowane algorytmy umożliwiają wyznaczanie wielkości kinematycznych z dokładnością porównywalną do metod referencyjnych?
3. Które z wyznaczonych wielkości kinematycznych charakteryzują się najwyższą zgodnością pomiędzy modelami rekonstrukcji przestrzennej a metodami referencyjnymi?

4. Czy wykorzystanie modeli rekonstrukcji przestrzennej może stanowić podstawę do opracowania narzędzia wspomagającego ocenę rozwoju ruchowego oraz proces wczesnej diagnostyki zaburzeń neurorozwojowych?

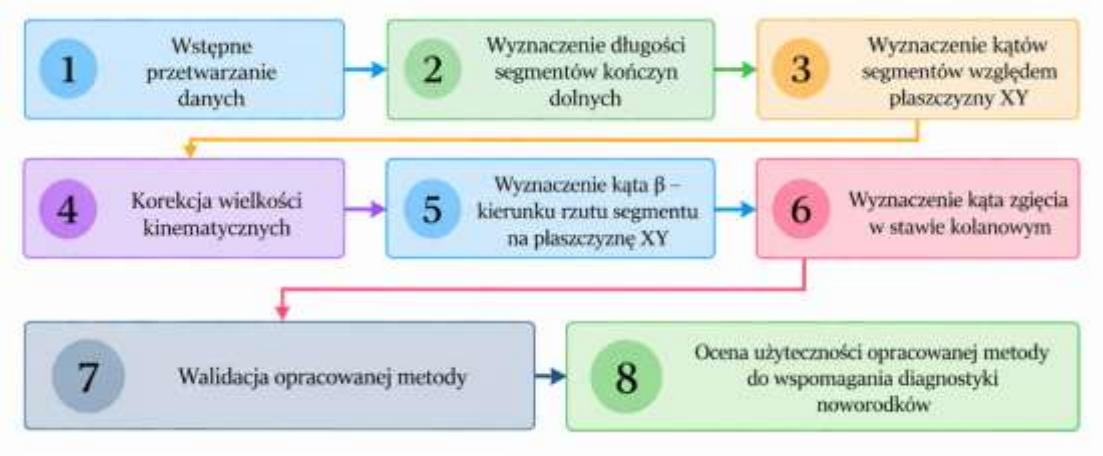
2.4. Zakres pracy

Zakres pracy obejmował realizację następujących zadań badawczych:

- analizę literatury dotyczącej rozwoju ruchowego niemowląt, metod oceny spontanicznej aktywności ruchowej oraz współczesnych metod analizy ruchu wykorzystywanych we wspomaganiu diagnostyki zaburzeń neurorozwojowych;
- opracowanie metody wyznaczania przestrzennych położeń charakterystycznych punktów antropometrycznych na ciele niemowląt z wykorzystaniem modeli rekonstrukcji przestrzennej opracowanych na podstawie danych kinematycznych 2D uzyskanych z obrazu rejestrowanego za pomocą pojedynczej kamery wideo;
- opracowanie algorytmów umożliwiających wyznaczanie wielkości kinematycznych opisujących spontaniczną aktywność ruchową niemowląt z wykorzystaniem modeli rekonstrukcji przestrzennej;
- implementację opracowanych algorytmów w środowisku MATLAB;
- weryfikację opracowanej metody z wykorzystaniem danych pochodzących z referencyjnych baz pomiarowych oraz materiału wideo zarejestrowanego za pomocą pojedynczej kamery;
- analizę zgodności wielkości kinematycznych uzyskanych z wykorzystaniem modeli rekonstrukcji przestrzennej z wynikami otrzymanymi metodami referencyjnymi;
- ocenę możliwości wykorzystania opracowanej metody jako narzędzia wspomagającego obiektywną ocenę rozwoju ruchowego oraz proces wczesnej diagnostyki zaburzeń neurorozwojowych.

3. Materiał badawczy i metodyka badań

Poszczególne etapy opracowanej metodyki analizy danych kinematycznych przedstawiono schematycznie na rysunku 9. Szczegółowy opis metodyki przedstawiono w kolejnych podrozdziałach.



Rysunek 9 Schemat metodyki analizy danych kinematycznych.

3.1.Charakterystyka zbioru danych MINI-RGBD

Materiał badawczy wykorzystany w niniejszej rozprawie pochodzi z publicznie dostępnego zbioru Moving INfants In RGB-D (MINI-RGBD), opracowanego przez zespół Fraunhofer Institute of Optronics, System Technologies and Image Exploitation (Fraunhofer IOSB) we współpracy z Ludwig Maximilian University w Monachium. Zbiór został opisany przez Hesse i wsp. w 2018 roku jako referencyjna baza danych przeznaczona do badań nad komputerową analizą spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt.

Zbiór MINI-RGBD powstał w odpowiedzi na problemy, z którymi od wielu lat mierzyły się badania dotyczące automatycznej analizy ruchów niemowląt. Dotychczas większość opracowywanych metod była weryfikowana na niewielkich zbiorach danych tworzonych na potrzeby pojedynczych projektów badawczych. Zbiory te zazwyczaj nie były publicznie udostępniane, co utrudniało niezależną ocenę proponowanych rozwiązań oraz bezpośrednie porównywanie uzyskiwanych wyników. Dużym wyzwaniem było również pozyskanie wiarygodnych danych referencyjnych opisujących rzeczywiste położenie poszczególnych części ciała niemowlęcia. Ręczne wyznaczanie punktów anatomicznych jest procesem czasochłonnym i obarczonym błędem, natomiast zastosowanie klasycznych systemów motion capture wykorzystujących markery może wpływać na naturalny przebieg spontanicznej aktywności ruchowej dziecka. Z tego względu zespół Fraunhofer IOSB utworzyli zbiór MINI-RGBD, który zapewnia wysokiej jakości dane referencyjne i umożliwia obiektywną ocenę metod rekonstrukcji pozy ciała.

3.1.1. Charakterystyka materiału badawczego

W niniejszej pracy wykorzystano materiał badawczy obejmujący dwanaście sekwencji ruchowych pochodzących ze zbioru MINI-RGBD. Każda sekwencja przedstawiała spontaniczną aktywność ruchową niemowlęcia i stanowiła odrębny zestaw danych przeznaczony do analizy metod estymacji pozy ciała.

Dla każdej sekwencji udostępniono zestaw plików zawierających obrazy RGB, odpowiadające im mapy głębi, maski segmentacyjne oraz dane opisujące położenie punktów szkieletowych. Oprócz współrzędnych dwuwymiarowych wraz z informacją o głębokości dostępne były również współrzędne trójwymiarowe zapisane w przestrzennym układzie odniesienia. Dane te stanowiły podstawę analiz przeprowadzonych w niniejszej pracy. Dokumentacja zbioru obejmowała parametry modelu SMIL oraz dane referencyjne zapisane w pozycji T-pose, umożliwiające kalibrację położenia punktów szkieletowych pomiędzy różnymi modelami.

Sekwencje zostały opracowane w taki sposób, aby obejmowały zróżnicowane wzorce spontanicznej aktywności ruchowej. Autorzy zbioru wyróżnili trzy poziomy złożoności ruchu: sekwencje o niewielkiej dynamice ruchów kończyn, sekwencje zawierające bardziej złożone interakcje kończyn z tułowiem oraz sekwencje obejmujące najbardziej wymagające układy ruchowe, takie jak obrót ciała czy chwytanie kończyn dolnych. Dzięki temu możliwa była ocena metod analizy ruchu w zróżnicowanych warunkach.

W niniejszej rozprawie wykorzystano współrzędne trójwymiarowe punktów szkieletowych jako dane wejściowe do dalszych etapów analizy. Na ich podstawie wyznaczano wielkości kinematyczne oraz przeprowadzono porównanie wyników uzyskanych z zastosowaniem analizowanych modeli rekonstrukcji przestrzennej.

3.1.2. Rejestracja ruchów spontanicznych w zbiorze MINI-RGBD

Baza MINI-RGBD zawierała rzeczywiste nagrania spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt, zarejestrowane przy użyciu kamery RGB-D, umożliwiającej jednoczesną rejestrację obrazu kolorowego oraz informacji o głębi. Autorzy zbioru wykorzystali je do utworzenia syntetycznego zbioru danych, w którym zachowano naturalny charakter obserwowanych ruchów, jednocześnie zapewniając dostęp do dokładnych danych referencyjnych opisujących położenie punktów anatomicznych. Takie rozwiązanie pozwoliło wyeliminować ograniczenia związane z ręczną anotacją oraz trudnościami wynikającymi z zastosowania klasycznych systemów motion capture u niemowląt. Istotną cechą zbioru był sposób jego przygotowania. Rzeczywiste ruchy niemowląt były odwzorowane z wykorzystaniem modelu SMIL (Skinned Multi-Infant Linear Model), który pozwolił na wygenerowanie realistycznych modeli trójwymiarowych zachowujących naturalny charakter obserwowanych ruchów. Dzięki temu możliwe było uzyskanie dokładnych współrzędnych punktów anatomicznych, stanowiących wartości referencyjne wykorzystywane podczas oceny algorytmów rekonstrukcji przestrzennej.

Jednocześnie zastosowanie modeli syntetycznych pozwoliło zachować anonimowość dzieci uczestniczących w procesie tworzenia zbioru.

Sekwencje dostępne w zbiorze MINI-RGBD były zarejestrowane z wykorzystaniem kamery Microsoft Kinect v1. Obrazy były zapisane w rozdzielczości 640 × 480 pikseli z częstotliwością 30 klatek na sekundę. Każda z dwunastu sekwencji zawierała 1000 kolejnych klatek przedstawiających okres największej spontanicznej aktywności ruchowej niemowlęcia, co odpowiadało około 33 sekundom obserwacji. Dla każdej klatki dostępny był obraz RGB, odpowiadająca mu mapa głębi oraz maska segmentacyjna oddzielająca sylwetkę niemowlęcia od tła. Oprócz danych obrazowych udostępniono również współrzędne punktów szkieletowych zapisane w przestrzeni dwu- i trójwymiarowej. W przypadku danych dwuwymiarowych współrzędne X i Y wyrażone były w pikselach, natomiast wartość głębokości podawana była w milimetrach. Współrzędne trójwymiarowe były zapisane w metrach w postaci wartości X, Y oraz Z, co umożliwiło bezpośrednie wykorzystanie ich w analizie przestrzennej.

Wygenerowane mapy głębi posiadały losowy szum o amplitudzie do ±0,5 cm, odpowiadający charakterystyce rzeczywistych sensorów głębi. Celem tego było uzyskanie danych możliwie zbliżonych do rzeczywistych pomiarów. Odległość pomiędzy kamerą a płaszczyzną, na której znajdowało się niemowlę, wynosiła około 90 cm. Tak przygotowany materiał badawczy stanowił podstawę dalszych analiz przeprowadzonych w niniejszej rozprawie.



Rysunek 10 Przykładowe sekwencje ruchowe ze zbioru MINI-RGBD: (a), (d)- obrazy RGB; (b), (e)- chmury punktów uzyskane na podstawie obrazów głębi; (c), (f)- referencyjne szkielety ruchu (ground truth) [112].

3.1.3. Aspekty etyczne pozyskania danych

Dane źródłowe, na podstawie których opracowano zbiór, zostały zarejestrowane w szpitalu dziecięcym Ludwig Maximilian University w Monachium. Badania przeprowadzono po uzyskaniu zgody właściwej komisji bioetycznej, a rodzice lub opiekunowie prawni wszystkich uczestniczących niemowląt wyrazili pisemną świadomą zgodę na udział dzieci w badaniu.

W celu zapewnienia ochrony prywatności uczestników autorzy zbioru nie udostępnili oryginalnych nagrań zarejestrowanych podczas badań. Zamiast nich opublikowano syntetyczne obrazy wygenerowane z wykorzystaniem modelu SMIL, który odwzorowuje rzeczywiste ruchy niemowląt przy zachowaniu realistycznego wyglądu modeli ciała. Dodatkowo tekstury oraz kształty modeli zostały utworzone poprzez uśrednienie danych pochodzących od wielu dzieci, co uniemożliwia identyfikację poszczególnych uczestników badania.

Z uwagi na wykorzystanie wyłącznie zanonimizowanego, publicznie dostępnego zbioru danych niniejsza rozprawa nie wymagała prowadzenia dodatkowych procedur związanych z pozyskaniem zgody komisji bioetycznej ani uzyskiwania zgód uczestników badania.

3.2.Metodyka przeprowadzonych badań

W pracy wykorzystano środowisko MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA), w którym opracowano autorskie oprogramowanie do analizy danych szkieletowych pozyskanych ze zbioru MINI-RGBD. Oprogramowanie umożliwiało automatyczne wczytywanie i przetwarzanie danych, wyznaczanie wielkości kinematycznych, rekonstrukcję przestrzenną ruchu oraz ocenę dokładności zaproponowanego modelu. Poszczególne etapy analizy wykonywano automatycznie dla każdej analizowanej sekwencji ruchowej.

3.2.1. Wstępne przetwarzanie danych

Dane szkieletowe pozyskane ze zbioru MINI-RGBD stanowiły dane wejściowe do opracowanej metody analizy. Dla każdej analizowanej sekwencji ruchowej wczytano pliki tekstowe zawierające współrzędne przestrzenne 25 punktów szkieletowych odpowiadających głowie, szyi, barkom, ramionom, przedramionom, dłoniom, palcom dłoni, udom, podudziom, stopom oraz palcom stóp. W dalszej analizie skupiono się na punktach szkieletowych odpowiadających kończynom dolnym, obejmującym udo, podudzie oraz stopę. Wybór tego obszaru wynikał z zakresu opracowanej metody, której celem było wyznaczenie wielkości kinematycznych kończyn dolnych, w szczególności kąta w stawie kolanowym oraz ocena jego symetrii. Następnie dane z poszczególnych plików scalono w jedną macierz, umożliwiającą ich dalsze automatyczne przetwarzanie.

W celu ograniczenia wpływu szumów pomiarowych oraz poprawy jakości sygnału współrzędne przestrzenne poddano filtracji dolnoprzepustowej z wykorzystaniem filtru Butterwortha czwartego rzędu o częstotliwości odcięcia 3 Hz. Filtrację przeprowadzono dla wszystkich współrzędnych przestrzennych przy częstotliwości próbkowania wynoszącej 30 Hz. Uzyskane dane stanowiły podstawę dalszych analiz kinematycznych.

3.2.2. Wyznaczenie długości segmentów

Długość poszczególnych segmentów ciała wyznaczono na podstawie współrzędnych przestrzennych punktów szkieletowych definiujących początek i koniec każdego segmentu. Obliczenia przeprowadzono dla segmentów kończyn dolnych, obejmujących udo, podudzie oraz stopę.

Długość segmentu wyznaczano jako odległość euklidesową pomiędzy dwoma punktami w przestrzeni trójwymiarowej, zgodnie z wzorem:

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (1)$$

gdzie:

- d – długość segmentu,
- x_1, y_1, z_1– współrzędne punktu początkowego,
- x_2, y_2, z_2– współrzędne punktu końcowego.

Następnie dla tych samych segmentów wyznaczono długość ich rzutu na płaszczyznę XY, pomijając składową głębokości. Długość ta została obliczona zgodnie z wzorem:

$$d_{xy} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \tag{2}$$

Porównanie długości segmentów wyznaczonych w przestrzeni trójwymiarowej oraz ich rzutu na płaszczyznę XY stanowiło podstawę dalszego wyznaczania wielkości kinematycznych opisujących orientację segmentów względem płaszczyzny obserwacji.

Dla każdego segmentu wyznaczono przebieg zmian długości w kolejnych klatkach analizowanej sekwencji, a następnie obliczono wartości maksymalne oraz średnie.

3.2.3. Wyznaczenie kąta nachylenia segmentów względem płaszczyzny XY

W celu określenia orientacji analizowanych segmentów ciała w przestrzeni trójwymiarowej wyznaczono kąt ich nachylenia względem płaszczyzny XY. Wartość kąta obliczono na podstawie zależności pomiędzy długością segmentu w przestrzeni trójwymiarowej, a długością jego rzutu na płaszczyznę XY, opisanej równaniem:

$$d_{xy} = d \cos \alpha \tag{3}$$

gdzie:

- d_{xy}– długość rzutu segmentu na płaszczyznę XY,
- $d -$ długość segmentu w przestrzeni trójwymiarowej,
- α– kąt nachylenia segmentu względem płaszczyzny XY.

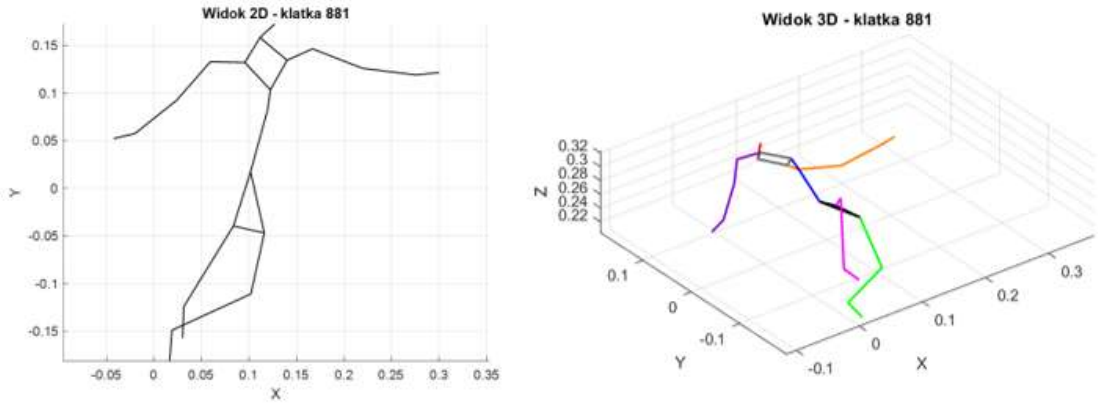
Po przekształceniu powyższej zależności otrzymano równanie umożliwiające wyznaczenie kąta nachylenia segmentu:

$$\alpha = arccos\left(\frac{d_{xy}}{d}\right) \tag{4}$$

Wartości kąta nachylenia wyznaczono dla wszystkich analizowanych segmentów kończyn dolnych w każdej klatce sekwencji ruchowej. Uzyskane wartości stanowiły wielkości referencyjne wykorzystywane w dalszych etapach opracowanego algorytmu rekonstrukcji przestrzennej.

3.2.4. Rekonstrukcja przestrzenna ruchu

Rekonstrukcję przestrzenną ruchu przeprowadzono na podstawie danych dotyczących położenia analizowanych punktów szkieletowych oraz wyznaczonych wielkości kinematycznych. Opracowany algorytm umożliwił odtworzenie przestrzennego położenia wybranych punktów szkieletowych oraz orientacji analizowanych segmentów kończyn dolnych.



Rysunek 11 Dwuwymiarowa (2D) i trójwymiarowa (3D) prezentacja pozycji ciała noworodka dla wybranej klatki obrazu.

3.2.4.1. Długości segmentów wykorzystywane w rekonstrukcji

W opracowanym algorytmie rekonstrukcji przestrzennej przyjęto, że długość każdego analizowanego segmentu odpowiada jego maksymalnej długości wyznaczonej na podstawie rzutu na płaszczyznę XY. Takie założenie pozwoliło ograniczyć wpływ zmian orientacji segmentów oraz zakłóceń pomiarowych na proces rekonstrukcji.

Maksymalne długości wyznaczono indywidualnie dla każdego analizowanego segmentu kończyn dolnych, a następnie wykorzystano je jako stałe parametry modelu w kolejnych etapach rekonstrukcji przestrzennej.

3.2.4.2. Wyznaczenie kąta nachylenia segmentów wykorzystywanego w rekonstrukcji

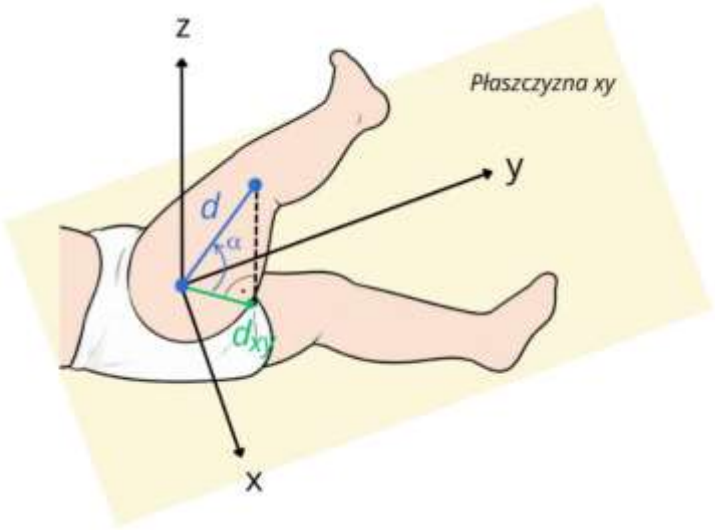
Do rekonstrukcji przestrzennej wykorzystano kąt nachylenia segmentów do płaszczyzny XY, którego wartość wyznaczono na podstawie aktualnej długości rzutu oraz długości segmentu przyjętej w modelu. W opracowanym algorytmie założono, że odpowiada ona maksymalnej długości wyznaczonej na podstawie rzutu na płaszczyznę XY. Założenie to wynikało z faktu, że maksymalna wartość rzutu odpowiada położeniu segmentu równoległemu do płaszczyzny XY, w którym długość rzutu jest równa jego rzeczywistej długości.

Kąt nachylenia obliczono zgodnie z wzorem:

$$\alpha = arccos\left(\frac{d_{xy}}{d}\right) \tag{5}$$

gdzie:

- α– kąt nachylenia segmentu do płaszczyzny XY,
- d_{xy}– aktualna długość rzutu segmentu na płaszczyznę XY,
- d– maksymalna długość segmentu przyjęta w modelu.



Rysunek 12 Schemat wyznaczania kąta nachylenia segmentu kończyny dolnej względem płaszczyzny XY.

Do weryfikacji poprawności przyjętego założenia przeanalizowano wartości kąta z wykorzystaniem maksymalnej oraz średniej długości segmentu wyznaczonej w przestrzeni trójwymiarowej. Otrzymane wartości porównano z wartościami referencyjnymi obliczonymi na podstawie rzeczywistej długości segmentów.

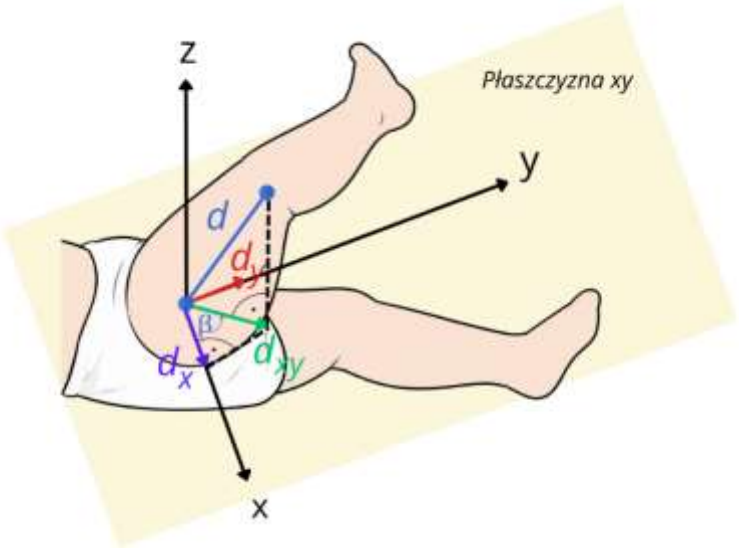
3.2.4.3. Wyznaczenie kąta określającego kierunek segmentu w płaszczyźnie XY

Dla każdego analizowanego segmentu wyznaczono kąt β określający kierunek jego rzutu na płaszczyznę XY. Kąt β obliczono na podstawie składowych wektora kierunkowego segmentu w osiach X i Y z wykorzystaniem funkcji atan2, zgodnie z zależnością:

$$\beta = atan2(d_y, d_x) \tag{6}$$

gdzie:

- β- kąt określający kierunek rzutu segmentu na płaszczyznę XY,
- d_x- składowa wektora kierunkowego segmentu w osi X,
- d_y- składowa wektora kierunkowego segmentu w osi Y.



Rysunek 13 Schemat wyznaczania kąta β określającego kierunek rzutu segmentu uda na płaszczyznę XY.

Otrzymaną wartość kąta β wyrażoną w radianach przeliczono na stopnie.

3.2.5. Ocena zdolności generalizacyjnej modelu wyznaczania kątów nachylenia segmentów względem płaszczyzny metodą Leave-One-Subject-Out (LOSO)

Ocena pierwszej wersji modelu rekonstrukcji wykazała występowanie błędów ograniczających jego dokładność, co stanowiło przesłankę do opracowania funkcji korekcyjnej.

Ze względu na ograniczoną liczebność zbioru danych (12 badanych) nie było możliwe wydzielenie niezależnego zbioru walidacyjnego bez istotnego ograniczenia liczby danych wykorzystywanych do opracowania funkcji.

W celu oceny zdolności opracowanych modeli rekonstrukcji przestrzennej do generalizacji wyników na osoby nieuwzględnione na etapie ich tworzenia przeprowadzono walidację krzyżową typu Leave-One-Subject-Out (LOSO). W każdej iteracji procedury dane jednego badanego wyłączano ze zbioru wykorzystywanego do opracowania modelu, natomiast dane pozostałych 11 osób stanowiły zbiór uczący. Opracowany na ich podstawie model, wraz z wyznaczoną funkcją korekcyjną, zastosowano następnie do danych osoby wyłączonej, stanowiącej niezależny zbiór testowy. Procedurę powtórzono 12-krotnie, tak aby dane każdego badanego zostały jednokrotnie wykorzystane wyłącznie do oceny modelu.

W ramach walidacji porównano wartości uzyskane z modelu rekonstrukcji M z odpowiadającymi im wartościami referencyjnymi RZ. Porównanie przeprowadzono dla każdej klatki pomiarowej, zestawiając wyniki modelowe z odpowiadającymi im wynikami referencyjnymi.

Dla każdego etapu walidacji określono różnicę pomiędzy wartością modelową a referencyjną. Następnie przeanalizowano zależność pomiędzy wartością kąta uzyskaną z modelu a odpowiadającą jej różnicą. Zależność tę poddano aproksymacji wielomianem drugiego stopnia, na podstawie której wyznaczono współczynniki dla każdego etapu

procedury. Porównanie uzyskanych współczynników pozwoliło ocenić, czy zależność pomiędzy wynikami modelowymi a referencyjnymi były powtarzalne dla poszczególnych osób. Uzyskane wyniki wykorzystano następnie do oceny występowania systematycznych różnic pomiędzy obiema metodami oraz zasadności zastosowania funkcji korekcyjnej.

3.2.6. Wyznaczenie końcowej postaci modelu i funkcji korekcyjnej

Na podstawie wyników walidacji LOSO, potwierdzających możliwość ograniczenia systematycznych różnic pomiędzy wynikami modelowymi a wartościami referencyjnymi, opracowano główne funkcje korekcyjne. Funkcje wyznaczono niezależnie dla segmentu uda oraz podudzia.

Do opracowania funkcji korekcyjnych wykorzystano wartości kątów uzyskane z modelu rekonstrukcji oraz odpowiadające im wartości referencyjne. Dla każdej klatki pomiarowej wyznaczono różnicę pomiędzy wartością uzyskaną z modelu a wartością referencyjną. Następnie zależność pomiędzy wartością kąta uzyskaną z modelu a wielkością tej różnicy aproksymowano wielomianem drugiego stopnia. W wyniku aproksymacji otrzymano współczynniki funkcji korekcyjnych, które następnie wykorzystano do wyznaczania poprawki dla wartości uzyskanych z modelu rekonstrukcji.

Wyznaczone funkcje korekcyjne wykorzystano następnie do obliczenia wartości poprawki dla poszczególnych wartości kątów uzyskanych z modelu rekonstrukcji. Wartość kąta po korekcji wyznaczono poprzez obliczenie różnicy pomiędzy wartością kąta uzyskaną z modelu a wartością poprawki określoną przez odpowiednią funkcję korekcyjną:

$$\alpha^K = \alpha^M - f(\alpha^M) \tag{7}$$

gdzie:

- α^K- kąt po korekcji,
- α^M- kąt uzyskany z modelu rekonstrukcji,
- $f(\alpha^M)$- wartość poprawki wyznaczona przez funkcję korekcyjną.

3.2.7. Wyznaczenie kąta zgięcia w stawie kolanowym

W celu określenia wzajemnego ustawienia segmentów kończyny dolnej wyznaczono kąt zgięcia w stawie kolanowym. Analizę przeprowadzono niezależnie dla kończyny prawej i lewej, wykorzystując orientację segmentów uda oraz podudzia w przestrzeni trójwymiarowej. Kąt zgięcia w stawie kolanowym wyznaczono dla każdej klatki analizowanej sekwencji ruchowej, zarówno dla danych rzeczywistych, jak i dla danych uzyskanych w wyniku rekonstrukcji przestrzennej.

Do określenia orientacji segmentów wykorzystano dwa parametry kątowe: kąt nachylenia segmentu względem płaszczyzny XY, oznaczony jako α oraz kąt β, określający kierunek rzutu segmentu na płaszczyznę XY.

Na podstawie wartości kątów α i β wyznaczono jednostkowe wektory kierunkowe opisujące orientację segmentów uda i podudzia w przestrzeni trójwymiarowej. Dla segmentu uda wektor kierunkowy określono zgodnie z zależnością:

$$v_{udo} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_{udo} \cos \beta_{udo} \\ \cos \alpha_{udo} \sin \beta_{udo} \\ \sin \alpha_{udo} \end{bmatrix} \quad (8)$$

natomiast dla segmentu podudzia analogicznie:

$$v_{podudzia} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_{podudzia} \cos \beta_{podudzia} \\ \cos \alpha_{podudzia} \sin \beta_{podudzia} \\ \sin \alpha_{podudzia} \end{bmatrix} \quad (9)$$

gdzie:

- v_{udo}- jednostkowy wektor kierunkowy segmentu uda,
- $v_{podudzia}$- jednostkowy wektor kierunkowy segmentu podudzia,
- α_{udo}- kąt nachylenia segmentu uda względem płaszczyzny XY,
- $\alpha_{podudzie}$- kąt nachylenia segmentu podudzia względem płaszczyzny XY,
- β_{udo}- kąt określający kierunek rzutu segmentu uda na płaszczyznę XY,
- $\beta_{podudzie}$- kąt określający kierunek rzutu segmentu podudzia na płaszczyznę XY.

Kierunek wektora segmentu uda przyjęto od punktu stawu biodrowego do punktu stawu kolanowego, natomiast kierunek wektora segmentu podudzia od punktu stawu skokowego do punktu stawu kolanowego.

Wektor kierunkowy segmentu określał jego przestrzenną orientację, uwzględniając kierunek segmentu w płaszczyźnie XY oraz jego nachylenie względem tej płaszczyzny. Pierwsze dwie składowe wektora określały rzut kierunku segmentu na osie X i Y, natomiast trzecia składowa określała jego orientację względem osi Z.

Następnie, dla każdej klatki analizowanej sekwencji, wyznaczono kąt pomiędzy jednostkowymi wektorami kierunkowymi segmentu uda i podudzia. Kąt zgięcia w stawie kolanowym obliczono z wykorzystaniem iloczynu skalarnego obu wektorów, zgodnie z zależnością:

$$\theta_{kolana} = arccos(v_{udo} * v_{podudzia}) \quad (10)$$

gdzie:

- θ_{kolana}- kąt pomiędzy segmentem uda i podudzia,
- v_{udo}- jednostkowy wektor kierunkowy uda,
- $v_{podudzia}$- jednostkowy wektor kierunkowy podudzia,
- $v_{udo} * v_{podudzia}$- iloczyn skalarny wektorów kierunkowych obu segmentów.

Wartość kąta θ_{kolana} wyznaczono w stopniach dla każdej analizowanej klatki pomiarowej.

3.2.8. Ocena zgodności wyników uzyskanych metodą referencyjną, modelową oraz metodą modelową po zastosowaniu funkcji korekcyjnej

Oceny wyników dokonano dla wartości uzyskanych metodą referencyjną, bezpośrednio z modelu rekonstrukcji oraz z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Analizę przeprowadzono dla kąta nachylenia uda i podudzia względem płaszczyzny XY, a także dla kąta zgięcia w stawie kolanowym.

Dla każdego z analizowanych kątów wyznaczono podstawowe parametry: średnią, odchylenie standardowe, zmienność, wartość maksymalną, minimalną oraz zakres ruchu (ROM). Dla kąta nachylenia uda i podudzia policzono również średnią wartość poprawki, określającą średnią wielkość korekty wprowadzonej do wartości uzyskanych z modelu. Wyznaczone parametry wykorzystano do porównania wyników referencyjnych, modelowych oraz wyników modelowych po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

Zgodność wyników modelowych z wartościami referencyjnymi oceniono na podstawie różnic wyznaczonych pomiędzy odpowiadającymi sobie wartościami dla każdej klatki pomiarowej. Na podstawie wyznaczonych różnic określono średnią różnicę, średnią różnicę bezwzględną oraz RMS.

Średnia różnica określała kierunek i wielkość odchylenia wyników modelowych od wartości referencyjnych:

$$\overline{\Delta} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(M_i - RZ_i) \tag{11}$$

gdzie:

- $\overline{\Delta}$ - średnia różnica pomiędzy wartościami modelowymi a referencyjnymi,
- M_i- wartość uzyskana z modelu rekonstrukcji dla i-tej klatki,
- RZ_i- wartość uzyskana metodą referencyjną dla i-tej klatki,
- n- liczba analizowanych klatek,
- i– numer analizowanej klatki.

Na podstawie tych samych różnic wyznaczono również średnią różnicę bezwzględną oraz pierwiastek średniego błędu kwadratowego (RMS):

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(M_i - RZ_i)^2}{n}} \tag{12}$$

gdzie:

- RMS– pierwiastek średniego błędu kwadratowego,
- M_i- wartość uzyskana z modelu rekonstrukcji dla i-tej klatki,
- RZ_i- wartość uzyskana metodą referencyjną dla i-tej klatki,
- n- liczba analizowanych klatek,
- i– numer analizowanej klatki.

Do określenia całkowitej zmienności analizowanych przebiegów wyznaczono TAE (Total Absolute Error). Parametr ten obliczono jako sumę wartości bezwzględnych zmian pomiędzy kolejnymi wartościami analizowanego kąta:

$$TAE = \sum_{i=1}^{n-1} |K_{i+1} - K_i| \tag{13}$$

gdzie:

- TAE – całkowita wartość zmian analizowanego przebiegu,
- K_i- wartość analizowanego kąta dla i-tej klatki,
- K_{i+1}- wartość analizowanego kąta dla kolejnej klatki,
- n- liczba analizowanych klatek,
- i– numer analizowanej klatki.

Wyznaczone parametry posłużyły do porównania wyników referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu funkcji korekcyjnej, a także do oceny zmian zgodności wynikających z zastosowania funkcji korekcyjnej.

3.2.9. Ocena symetrii kąta zgięcia w stawie kolanowym

Analizę symetrii przeprowadzono na podstawie wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym wyznaczonych dla prawej i lewej kończyny dolnej w kolejnych klatkach pomiarowych. Dla każdej strony wyznaczono maksymalną i minimalną wartość kąta zgięcia w stawie kolanowym, a następnie określono zakres ruchu (ROM) zgodnie z zależnością:

$$ROM = \theta_{max} - \theta_{min} \tag{14}$$

gdzie:

- ROM- zakres ruchu w stawie kolanowym,
- θ_{max}- maksymalna wartość kąta zgięcia w stawie kolanowym,
- θ_{min}- minimalna wartość kąta zgięcia w stawie kolanowym.

Zakres ruchu wyznaczono niezależnie dla kończyny prawej i lewej, zarówno na podstawie danych referencyjnych, jak i wartości uzyskanych z modelu rekonstrukcji. Następnie obliczono współczynnik symetrii zakresu ruchu pomiędzy kończyną prawą i lewą:

$$WSP_{sym} = \frac{ROM_P - ROM_L}{\frac{1}{2}(ROM_P + ROM_L)} \tag{15}$$

Współczynnik symetrii wyznaczono oddzielnie dla danych referencyjnych ($WSP_{SYM,RZ}$), wyników uzyskanych z modelu rekonstrukcji ($WSP_{SYM,M}$) oraz modelu po korekcji ($WSP_{SYM,M_korekcja}$). Analogicznie określono wartości ROM_P i ROM_L dla obu sposobów wyznaczania kąta. Pozwoliło to na bezpośrednie porównanie zakresu ruchu prawej i lewej kończyny uzyskanego z modelu z odpowiadającymi wartościami referencyjnymi, a także ocenę, czy model prawidłowo odwzorowuje stopień symetrii zakresu ruchu w stawach kolanowych

3.2.10. Analiza statystyczna

Analizę statystyczną przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania STATISTICA v. 13 (StatSoft Inc., USA). Analizie poddano wartości kąta uda i podudzia względem płaszczyzny XY oraz kąta zgięcia w stawie kolanowym, wyznaczone na podstawie pomiaru referencyjnego 3D oraz opracowanego modelu. Analizę przeprowadzono oddzielnie dla kończyny lewej i prawej oraz dla modelu przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej i po jej zastosowaniu.

Dla każdej osoby wyznaczono pierwiastek średniego błędu kwadratowego (RMS), średnią różnicę oraz średnią różnicę bezwzględną pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D. Analizę przeprowadzono oddzielnie dla uda, podudzia oraz stawu kolanowego.

Na podstawie zakresu ruchu (ROM) lewej i prawej kończyny oceniano symetrię dla pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu przed zastosowaniem korekcji (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_ korekcja). Analizę przeprowadzono dla kąta zgięcia w stawie kolanowym.

Dla analizowanych zmiennych wyznaczono podstawowe statystyki opisowe obejmujące wartość średnią, odchylenie standardowe, wartość minimalną oraz maksymalną. Dla wartości symetrii ROM dodatkowo wyznaczono współczynnik zmienności.

Normalność rozkładu analizowanych zmiennych oceniono za pomocą testu Shapiro–Wilka. Założenie o normalności rozkładu przyjmowano dla wartości $p > 0,05$.

W zależności od spełnienia założenia dotyczącego normalności rozkładu do porównania wartości zastosowano test t-Studenta dla prób zależnych lub nieparametryczny test Wilcoxona dla prób zależnych. Analizę przeprowadzono oddzielnie dla poszczególnych segmentów kończyny dolnej oraz dla kończyny lewej i prawej. Porównano wartości uzyskane dla pomiaru referencyjnego 3D z wartościami uzyskanymi z opracowanego modelu przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej oraz po jej zastosowaniu.

Siłę i kierunek zależności pomiędzy wartościami uzyskanymi z pomiaru referencyjnego 3D oraz wartościami uzyskanymi z opracowanego modelu oceniono z wykorzystaniem współczynnika korelacji Pearsona dla danych o rozkładzie normalnym oraz współczynnika korelacji rang Spearmana dla danych niespełniających założenia normalności rozkładu.

Zgodność pomiędzy wartościami uzyskanymi z pomiaru referencyjnego 3D oraz wartościami uzyskanymi z opracowanego modelu oceniono za pomocą analizy

Bland–Altmana. Dla analizowanych parametrów wyznaczono średnią różnicę (bias), granice zgodności (Limits of Agreement, LoA) oraz szerokość granic zgodności. Analizę przeprowadzono oddzielnie dla modelu przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej oraz po jej zastosowaniu.

W przypadku współczynnika symetrii ROM ocenę przeprowadzono poprzez porównanie wartości uzyskanych z danych referencyjnych (SYM_RZ) z wartościami wyznaczonymi na podstawie modelu przed korekcją (SYM_M) oraz po zastosowaniu korekcji (SYM_M_korekcja).

Dodatkowo przeprowadzono analizę mocy statystycznej testu t-Studenta dla prób zależnych dla analizowanych parametrów, z uwzględnieniem wyników uzyskanych przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej oraz po jej zastosowaniu.

Wszystkie analizy statystyczne przeprowadzono przy przyjętym poziomie istotności $\alpha = 0,05$.

4. Analiza wyników

4.1. Ocena zgodności wartości kątów względem płaszczyzny pomiędzy pomiarem 3D a modelem przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej

W ramach pracy oceniono zgodność wartości kąta uda i podudzia względem płaszczyzny oraz kąta zgięcia w stawie kolanowym. Wartości te uzyskano na podstawie danych referencyjnych 3D i porównano z wartościami wyznaczonymi przez model. Analizę przeprowadzono na podstawie danych zebranych od 12 osób dla kończyny lewej i prawej. Do ilościowej oceny różnic pomiędzy wartościami referencyjnymi a wartościami uzyskanymi z modelu obliczono pierwiastek średniego błędu kwadratowego (RMS), średnią różnicę oraz średnią różnicę bezwzględną.

4.1.1. Kąt uda względem płaszczyzny

W tabeli 1 przedstawiono wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta uda względem płaszczyzny, z uwzględnieniem strony ciała.

Tabela 1 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej pomiędzy wartością kąta uda względem płaszczyzny uzyskaną z pomiaru 3D a wartością uzyskaną z modelu, z uwzględnieniem strony ciała.

	Udo		
Kończyna	**RMS [°]**	**Średnia różnica [°]**	**Średnia różnica bezwzględna [°]**
Lewa	5,409	3,748	4,477
Prawa	6,831	5,761	5,822

Wyniki przedstawione w tabeli 1 wykazały różnice pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D zarówno dla kończyny lewej, jak i prawej. Średni błąd kwadratowy (RMS) wyniósł 5,409° dla kończyny lewej oraz 6,831° dla prawej. Oznacza to, że większe odchylenia względem wartości referencyjnych występowały po stronie prawej.

Podobną tendencję zaobserwowano w przypadku pozostałych analizowanych parametrów. Średnia różnica wyniosła 3,748° dla kończyny lewej i 5,761° dla prawej, natomiast średnia różnica bezwzględna odpowiednio 4,477° i 5,822°. Dodatnie wartości średniej różnicy oznaczają, że wyniki uzyskane z modelu były wyższe od wartości referencyjnych 3D. Natomiast większa średnia różnica bezwzględna po stronie prawej świadczy o większym zakresie odchyleń, niezależnie od ich kierunku.

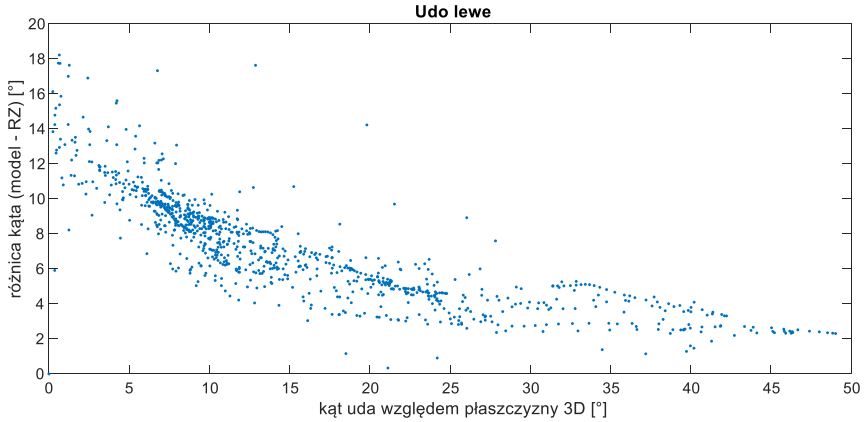
Wyniki uzyskane dla kończyny prawej wykazywały większe odchylenie od wartości referencyjnych niż wyniki dla kończyny lewej.

Tabela 2 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta uda względem płaszczyzny dla poszczególnych osób z uwzględnieniem strony ciała.

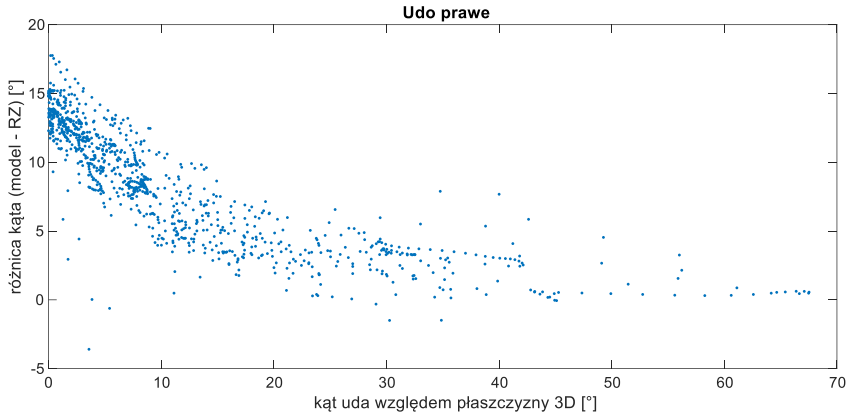
	Udo					
	RMS [°]		Średnia różnica [°]		Średnia różnica bezwzględna [°]	
	L	P	L	P	L	P
1	7,844	9,434	7,258	8,399	7,258	8,414
2	12,013	10,216	11,022	9,570	11,023	9,593
3	1,304	7,693	-0,216	6,411	0,738	6,427
4	11,529	9,038	10,782	7,969	10,786	8,015
5	2,764	4,940	2,080	3,281	2,087	3,323
6	5,206	5,986	3,316	4,531	3,416	4,559
7	3,162	1,897	2,632	1,239	2,653	1,313
8	5,127	6,951	4,042	5,662	4,046	5,674
9	3,169	19,537	-0,874	18,733	2,439	18,742
10	2,898	1,945	-2,162	0,545	2,164	0,768
11	3,679	1,110	3,119	0,549	3,126	0,734
12	6,213	3,225	3,977	2,243	3,988	2,303

Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej przedstawione w tabeli 2 różniły się pomiędzy poszczególnymi osobami, zarówno dla kończyny lewej, jak i prawej. Wielkość i kierunek odchylenia modelu były różne w zależności od osoby.

Na rysunkach 14 i 15 przedstawiono przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej i prawej u pierwszej osoby. Dla zachowania przejrzystości prezentacji wyników w głównej części pracy przedstawiono wyniki dla jednej osoby, natomiast wykresy dla wszystkich analizowanych osób zamieszczono w załączniku.



Rysunek 14 Przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 1.



Rysunek 15 Przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 1.

Różnice pomiędzy danymi referencyjnymi 3D a danymi uzyskanymi z modelu zmieniały się w zależności od wartości analizowanego kąta. Przy niższych wartościach kąta obserwowano większe dodatnie odchylenia oraz większy rozrzut punktów. Wraz ze wzrostem wartości kąta odchylenia zmniejszały się, a punkty były bardziej skupione. Podobną zależność zaobserwowano u większości analizowanych osób.

Porównanie obu stron ciała wykazało większe odchylenia modelu dla kończyny prawej, co było zgodne z wynikami wszystkich trzech analizowanych parametrów. Średni błąd kwadratowy dla strony prawej był o 1,422° większy niż dla strony lewej. Różnica średniej różnicy wynosiła 2,013°, natomiast średniej różnicy bezwzględnej 1,345°. Większe odchylenia zaobserwowano po stronie prawej. Dodatnie wartości średniej różnicy dla obu kończyn wykazywały, że model uzyskiwał wyższe wartości kąta niż metoda referencyjna 3D. Różnica ta była większa dla kończyny prawej, gdzie średnia różnica wyniosła 5,761°, podczas gdy dla kończyny lewej była równa 3,748°. Model wykazywał zatem tendencję do zawyżania wartości kąta uda względem płaszczyzny w odniesieniu do pomiaru referencyjnego 3D. Analiza graficzna wskazała ponadto, że wielkość błędu nie była stała w całym zakresie analizowanych wartości kąta. Największe dodatnie różnice oraz większy rozrzut obserwacji występowały przede wszystkim przy niższych wartościach kąta, natomiast wraz ze wzrostem jego wartości różnice ulegały zmniejszeniu.

4.1.2. Kąt podudzia względem płaszczyzny

Ocenie poddano kąt podudzia względem płaszczyzny. W tabeli 3 przedstawiono wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej uzyskane z modelu.

Tabela 3 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej pomiędzy wartością kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskaną z pomiaru 3D a wartością uzyskaną z modelu, z uwzględnieniem strony ciała.

	Podudzie		
Kończyna	**RMS [°]**	**Średnia różnica [°]**	**Średnia różnica bezwzględna [°]**
Lewa	5,205	3,032	4,088
Prawa	4,379	3,520	3,401

Wartości kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskane z modelu odbiegały od wartości referencyjnych 3D po obu stronach ciała. Wartość RMS wyniosła 5,205° dla kończyny lewej oraz 4,379° dla kończyny prawej, wskazując na większą całkowitą wielkość odchylenia modelu dla strony lewej. Dla obu kończyn odnotowano dodatnie wartości średniej różnicy. Wyższy wynik uzyskano dla kończyny prawej 3,520°, podczas gdy dla strony lewej osiągnął 3,032°. Dodatnia wartość tego parametru wskazała na tendencję modelu do zawyżania wartości kąta względem pomiarów referencyjnych 3D.

W przypadku średniej różnicy bezwzględnej uzyskano wyższą wartość dla kończyny lewej, która wyniosła 4,088°, natomiast dla strony prawej parametr ten osiągnął 3,401°. Wyższa wartość tego parametru po stronie lewej wskazała na większe odchylenie modelu od wartości referencyjnych.

Porównanie analizowanych parametrów wykazało, że różnice pomiędzy stronami nie układały się w jeden jednoznaczny wzorzec. Kończyna lewa uzyskała wyższe wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej, natomiast po stronie prawej odnotowano większą średnią różnicę. Różnice między kończynami wyniosły odpowiednio 0,826° dla RMS, 0,488° dla średniej różnicy oraz 0,687° dla średniej różnicy bezwzględnej.

Tabela 4 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny dla poszczególnych osób, z uwzględnieniem strony ciała.

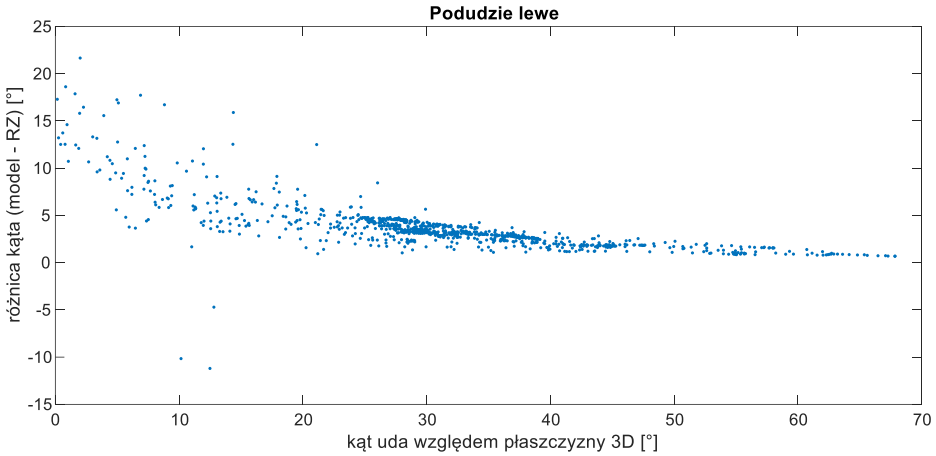
	Podudzie					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
1	4,569	4,895	3,724	3,879	3,776	3,939
2	3,285	1,899	2,538	1,323	2,553	1,395
3	7,137	5,085	5,538	4,116	5,600	4,177
4	7,865	8,315	6,691	7,348	6,692	7,350
5	1,779	4,160	-1,389	3,249	1,392	3,250
6	0,875	2,007	0,565	1,153	0,670	1,256
7	8,300	5,773	6,815	4,115	6,839	4,198
8	4,238	3,454	2,746	2,746	2,842	2,767
9	4,922	4,861	-4,725	4,430	4,725	4,438
10	6,067	3,720	4,021	4,438	4,067	2,494
11	5,869	4,887	4,225	3,584	4,256	3,590
12	7,554	3,488	5,632	1,859	5,639	1,962

Dane przedstawione w tabeli 4 pokazują, że wielkość odchyleń różniła się między badanymi osobami. Wartości RMS dla lewej kończyny wynosiły od 0,875° do 8,300°, a dla prawej od 1,899° do 8,315°. Podobne zróżnicowanie obserwowano w przypadku średniej różnicy bezwzględnej – dla lewej strony wartości mieściły się w zakresie od 0,670° do 6,839°, natomiast dla prawej od 1,256° do 7,350°.

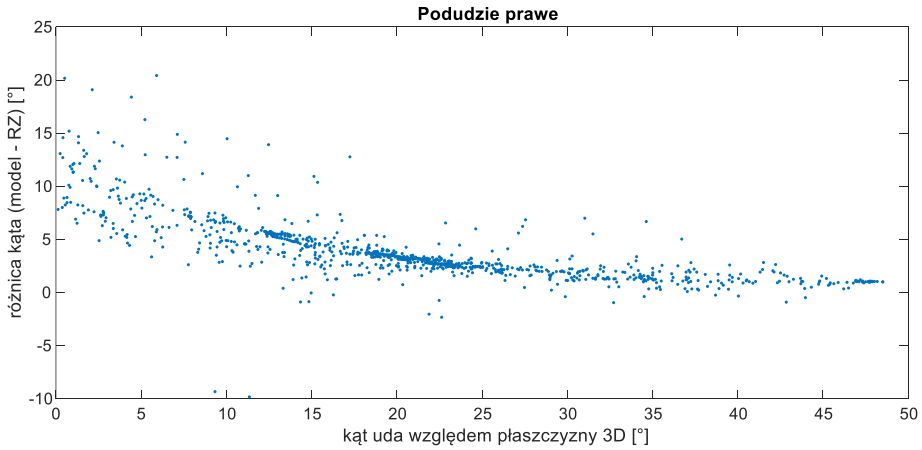
W większości przypadków uzyskano dodatnie wartości średniej różnicy, co wskazało na tendencję modelu do zawyżania wartości kąta względem pomiarów referencyjnych. Wyjątek stanowiły wyniki dla lewej kończyny u osób 5 i 9, dla których

odnotowano wartości ujemne, wynoszące odpowiednio −1,389° i −4,725°. W tych przypadkach model uzyskał niższe wartości kąta w porównaniu z pomiarem referencyjnym.

Analogicznie do kąta uda, w głównej części pracy przedstawiono przykład wyników dla jednej osoby. Rysunki 16 i 17 przedstawiają różnice pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla lewej i prawej kończyny.



Rysunek 16 Przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 1.



Rysunek 17 Przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 1.

Analiza wykresów kąta podudzia względem płaszczyzny pokazała, że wyniki były bardziej zróżnicowane niż w przypadku kąta uda. Rozmieszczenie punktów różniło się pomiędzy poszczególnymi osobami, a w całym zakresie pomiarów nie zaobserwowano jednego, powtarzalnego schematu. U większości osób przeważały dodatnie różnice, co wskazało na uzyskiwanie przez model wartości kąta wyższych od pomiarów referencyjnych. Jednocześnie w części przypadków pojawiły się również wartości ujemne, świadczące o przeciwnym kierunku odchylenia.

Pomiędzy osobami widoczne było zróżnicowanie wielkości obserwowanych różnic. W niektórych przypadkach punkty skupiały się w stosunkowo wąskim zakresie, podczas gdy na innych wykresach występował znacznie większy rozrzut. Pojedyncze obserwacje przekraczały 10°, wyraźnie odbiegając od pozostałych wyników. Takie wartości mogły wpływać na uzyskany poziom RMS, ponieważ miara ta uwzględnia większe błędy w większym stopniu niż średnia różnica bezwzględna.

W przypadku kąta podudzia nie zaobserwowano również wyraźnej zależności pomiędzy wielkością kąta a wartością różnicy. Na niektórych wykresach wraz ze wzrostem kąta można było zauważyć zmianę poziomu odchylenia, jednak zależność ta nie była podobna u wszystkich osób ani po obu stronach ciała.

Porównanie obu stron ciała pokazało, że uzyskane wyniki zależały od analizowanego parametru. Dla kończyny lewej odnotowano wyższe wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej, natomiast dla kończyny prawej wyższą średnią różnicę. Różnica między stronami wyniosła 0,826° dla RMS, 0,488° dla średniej różnicy oraz 0,687° dla średniej różnicy bezwzględnej. Oznacza to, że żadna ze stron nie wykazywała jednoznacznie większych odchyleń we wszystkich analizowanych miarach.

Wyniki dla całej grupy wskazywały na przewagę dodatnich różnic po obu stronach, co sugeruje tendencję modelu do zawyżania wartości kąta podudzia względem płaszczyzny w porównaniu z pomiarami referencyjnymi 3D. Tendencja ta nie była jednak jednakowa u wszystkich osób, co potwierdzały zarówno występujące wartości ujemne, jak i różny zakres obserwowanych odchyleń.

4.1.3. Kąt zgięcia w stawie kolanowym

Zgodność wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym oceniono, porównując wyniki uzyskane z modelu z wartościami referencyjnymi 3D. W tabeli 5 przedstawiono wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym, osobno dla lewej i prawej kończyny.

Tabela 5 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej pomiędzy wartością kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskaną z pomiaru 3D a wartością uzyskaną z modelu, z uwzględnieniem strony ciała.

	Staw kolanowy		
Kończyna	**RMS [°]**	**Średnia różnica [°]**	**Średnia różnica bezwzględna [°]**
Lewa	5,075	3,879	4,137
Prawa	4,105	3,133	3,334

Porównanie wyników uzyskanych z modelu z wartościami referencyjnymi 3D wykazuje, że po obu stronach ciała występowały różnice w zakresie kąta zgięcia w stawie kolanowym. Wartość RMS była wyższa dla kończyny lewej (5,075°) niż dla prawej (4,105°), co potwierdza większe odchylenie modelu po stronie lewej.

Średnia różnica po stronie lewej wynosiła 3,879° i 3,133° po stronie prawej. Dodatnia wartość świadczy o wyższych wartościach uzyskanych z modelu w porównaniu z wartościami referencyjnymi 3D.

Dla średniej różnicy bezwzględnej również uzyskano większą wartość dla lewej kończyny (4,137°), niż dla kończyny prawej (3,334Po stronie lewej wartości uzyskane z modelu były zatem bardziej rozbieżne względem pomiarów referencyjnych 3D.

Porównanie wszystkich trzech parametrów pokazało, że wyższe wartości uzyskano dla lewej kończyny. Różnice między stronami wyniosły 0,970° dla RMS, 0,746° dla średniej różnicy oraz 0,803° dla średniej różnicy bezwzględnej. Dla wszystkich analizowanych wartości większe rozbieżności między wynikami modelu a pomiarami referencyjnymi 3D występowały więc po stronie lewej.

Tabela 6 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym dla poszczególnych osób, z uwzględnieniem strony ciała.

	Staw kolanowy					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
1	5,267	3,994	4,875	3,463	4,897	3,487
2	4,165	3,334	3,630	2,677	3,757	2,968
3	6,558	4,663	4,689	3,475	4,910	3,533
4	7,282	6,821	6,787	6,286	6,792	6,289
5	1,601	3,331	0,694	2,872	1,120	2,879
6	1,714	2,013	1,359	1,738	1,449	1,763
7	5,766	4,522	4,934	3,118	4,937	3,183
8	5,785	4,559	4,437	4,018	4,467	4,023
9	3,185	2,714	1,056	0,361	1,886	2,040
10	4,813	3,865	1,991	2,540	3,328	2,641
11	6,220	4,687	5,086	3,527	5,088	3,591
12	8,543	4,760	7,005	3,519	7,009	3,617

Wartości RMS różniły się między poszczególnymi badanymi oraz w zależności od strony ciała. Dla kończyny prawej mieściły się w zakresie od 2,013° do 6,821°, natomiast dla lewej od 1,601° do 8,543°. Po stronie lewej widoczny był więc większy rozrzut wyników, a także najwyższa pojedyncza wartość RMS.

Dla średniej różnicy wartości wynosiły od 0,361° do 6,286° dla kończyny prawej oraz od 0,694° do 7,005° dla lewej. W większości przypadków średnia różnica była dodatnia, co wskazuje, że model częściej uzyskiwał wartości kąta wyższe od wartości referencyjnych. Nie dotyczyło to jednak wszystkich osób.

Średnia różnica bezwzględna wynosiła od 0,456° do 6,289° dla strony prawej oraz od 0,868° do 7,009° dla lewej. Największe wartości pojawiały się pojedynczo, co pokazuje, że poziom błędu nie był taki sam u wszystkich badanych.

Model miał tendencję do zawyżania wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym, na co wskazują dodatnie średnie różnice po obu stronach. Większe wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej uzyskano dla kończyny lewej. Wyniki te wskazują na większe rozbieżności modelu względem pomiarów referencyjnych po stronie lewej, przy jednoczesnym zróżnicowaniu błędu pomiędzy poszczególnymi osobami.

4.1.4. Analiza statystyczna parametrów oceny zgodności modelu rekonstrukcji

Zgodność wyników modelu z pomiarami referencyjnymi 3D oceniono również za pomocą analizy statystycznej, uwzględniając RMS, średnią różnicę oraz średnią różnicę bezwzględną. Analizę przeprowadzono dla kąta uda względem płaszczyzny, kąta podudzia względem płaszczyzny oraz kąta stawu kolanowego, z uwzględnieniem kończyny lewej i prawej.

Normalność rozkładu oceniono za pomocą testu Shapiro–Wilka, przyjmując poziom istotności $\alpha = 0,05$. Wyniki przedstawiono w tabeli 7.

Tabela 7 Wartości p testu Shapiro–Wilka dla parametrów oceny zgodności wartości kątów uzyskanych z modelu.

	Tablica rozkładu wyniku testu Shapiro-Wilka					
	Udo		**Podudzie**		**Staw kolanowy**	
	P	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**
RMS	0,09415*	0,05935*	0,35909*	0,64047*	0,46312*	0,77532*
Średnia różnica	0,06291*	0,30599*	0,26962*	0,16597*	0,23712*	0,25551*
Średnia różnica bezwzględna	0,05373*	0,01177	0,25716*	0,8371*	0,06617*	0,39181*

*- rozkład normalny (p>0,05)

Na podstawie wyników przedstawionych w tabeli 7 stwierdzono, że w większości analizowanych przypadków rozkład wartości był zgodny z rozkładem normalnym. Jedynie dla średniej różnicy bezwzględnej kąta uda względem płaszczyzny dla lewej kończyny nie uzyskano normalności rozkładu ($p = 0,01177$).

Dla kąta podudzia względem płaszczyzny oraz kąta zgięcia w stawie kolanowym normalność rozkładu została zachowana dla wszystkich analizowanych miar i obu stron ciała. Również wartości RMS i średniej różnicy dla kąta uda względem płaszczyzny nie wykazały istotnych odstępstw od rozkładu normalnego.

Wyniki te pozwoliły na dobór odpowiednich metod statystycznych w dalszej części analizy. W przypadku parametrów, dla których nie zostało spełnione założenie normalności, zastosowano test kolejności par Wilcoxona.

4.2. Wyniki oceny zdolności generalizacyjnej modelu wyznaczania kątów nachylenia segmentów względem płaszczyzny metodą Leave-One-Subject-Out (LOSO)

Ocenę zdolności generalizacyjnej modelu rekonstrukcji przestrzennej przeprowadzono z wykorzystaniem procedury Leave-One-Subject-Out (LOSO). Zastosowanie procedury LOSO umożliwiło ocenę dokładności i zdolności generalizacyjnej opracowanej metody, ograniczając ryzyko uzyskania zawyżonej oceny jej skuteczności wynikającej z testowania modelu na danych wykorzystanych podczas jego opracowywania. W dalszej części przedstawiono analizę różnic pomiędzy obiema metodami oraz zależności występujących pomiędzy uzyskanymi wartościami.

4.2.1.1.Kąt uda względem płaszczyzny

W ramach walidacji LOSO dla kąta uda względem płaszczyzny analizowano wartości współczynników korekty wyznaczonych w kolejnych 12 iteracjach. Dla każdej iteracji uzyskano zestaw trzech współczynników korekty, a ich wartości zestawiono w celu oceny ich zróżnicowania pomiędzy kolejnymi zbiorami uczącymi.

Tabela 8 Wartości współczynników korekty uzyskanych w kolejnych iteracjach procedury LOSO dla kąta uda względem płaszczyzny.

	Udo		
	Współczynnik korekty		
	a	**b**	**c**
1	0,00006	-0,16449	9,85809
2	0,00012	-0,15638	9,33478
3	0,00029	-0,16263	9,07861
4	-0,00013	-0,14462	9,47203
5	0,00039	-0,17471	9,42437
6	0,00018	-0,17476	10,14033
7	0,00020	-0,17072	9,90165
8	0,00035	-0,18894	10,46800
9	0,00016	-0,16863	9,74356
10	0,00245	-0,35603	12,63024
11	-0,00017	-0,14319	9,72800
12	0,00046	-0,19350	10,37390

Analiza wartości przedstawionych w tabeli 8 wskazuje, że współczynniki funkcji korekcyjnej wykazywały zróżnicowanie pomiędzy poszczególnymi iteracjami walidacji. Najmniejsze zmiany obserwowano w przypadku współczynnika a, którego wartości w większości iteracji pozostawały bliskie zeru. Wyjątek stanowiła dziesiąta iteracja, w której uzyskano wyraźnie większą wartość tego współczynnika, równą 0,00245.

Współczynnik b przyjmował we wszystkich iteracjach wartości ujemne. Wartości obu współczynników w większości iteracji pozostawały na zbliżonym poziomie, natomiast wyraźne odstępstwo od obserwowanego zakresu odnotowano w dziesiątej iteracji. W przypadku współczynnika b uzyskano wartość −0,35603, natomiast dla współczynnika *c* wartość 12,63204. Obie wartości wyraźnie różniły się od wyników uzyskanych w pozostałych iteracjach, stanowiąc odstępstwo od obserwowanej tendencji.

Dla pełniejszej charakterystyki stabilności współczynników wyznaczono ich średnie wartości, odchylenia oraz zmienność. Wyniki zestawiono w tabeli 9.

Tabela 9 Średnie wartości, odchylenia i zmienność współczynników korekty modelu dla kąta uda względem płaszczyzny uzyskanych w walidacji LOSO.

	Udo		
	Współczynnik korekty		
	a	**b**	**c**
Średnia	0,00036	-0,18322	10,01280
Odchylenia	0,000654	0,054085	0,883452
Zmienność	1,793011	-0,2952	0,088232

Wartość średnia współczynnika *a* wyniosła 0,00036, przy odchyleniu standardowym 0,000654. Dla współczynnika *b* uzyskano średnią równą −0,18322 oraz odchylenie standardowe 0,054085. Współczynnik *c* osiągnął średnią wartość 10,01280, przy odchyleniu standardowym 0,883452. Współczynnik zmienności dla tego parametru wyniósł 0,088232. Uzyskane wartości przedstawiają zakres i zróżnicowanie współczynników *a*, *b* i *c* pomiędzy poszczególnymi iteracjami procedury walidacyjnej.

Uzyskane wyniki wskazują na występowanie różnic w wartościach parametrów funkcji korekcyjnej pomiędzy poszczególnymi iteracjami procedury LOSO. Największe zróżnicowanie wartości współczynników *a*, *b* i *c* odnotowano w jednej z iteracji, w której wszystkie trzy parametry wyraźnie odbiegały od wartości uzyskanych w pozostałych przypadkach. Obserwowane różnice w wartościach parametrów funkcji korekcyjnej odniesiono do wyników uzyskanych przez model dla danych testowych niewykorzystywanych podczas jego opracowywania.

Ocena modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej

Oceniono skuteczność zastosowanej funkcji korekcyjnej. Dla każdej z 12 osób, stanowiących kolejno zbiór testowy w procedurze LOSO, obliczono wartości kąta uda względem płaszczyzny po zastosowaniu współczynników korekty wyznaczonych na podstawie pozostałych danych. Ocenę przeprowadzono poprzez porównanie wartości skorygowanych z wartościami referencyjnymi 3D.

Do ilościowej oceny wielkości odchyleń zastosowano te same trzy parametry, które wykorzystano podczas oceny modelu bez korekty, tj. pierwiastek średniego błędu kwadratowego (RMS), średnią różnicę oraz średnią różnicę bezwzględną. Szczegółowe wartości tych parametrów uzyskane dla wszystkich 12 przypadków walidacyjnych przedstawiono w tabeli 10.

Tabela 10 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta uda względem płaszczyzny uzyskane dla poszczególnych osób w procedurze walidacji LOSO po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Udo					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
1	2,684	4,128	1,404	2,176	1,962	3,372
2	6,950	4,881	5,391	3,780	5,511	4,137
3	3,434	3,503	-1,698	0,623	2,776	2,494
4	6,342	4,398	5,031	1,915	5,354	3,250
5	3,278	3,662	-2,397	-1,400	2,791	3,032
6	3,854	3,135	-1,178	-0,578	2,896	2,456
7	3,745	3,478	-3,380	-2,721	3,467	2,878
8	2,408	2,625	1,382	0,408	1,811	1,951
9	8,323	14,149	-7,905	13,032	7,906	13,130
10	6,399	3,608	-5,111	-1,616	5,140	2,943
11	1,475	3,300	-0,716	-2,583	1,073	2,686
12	3,201	3,338	1,248	-2,328	2,190	2,939

Na podstawie wyników zawartych w tabeli 10 stwierdzono, że zastosowanie funkcji korekcyjnej nie przyniosło jednakowych rezultatów we wszystkich analizowanych przypadkach walidacyjnych. Dla kończyny lewej wartości RMS wynosiły od 1,475° do 8,323°, natomiast dla kończyny prawej od 3,135° do 14,149°. Zakres uzyskanych wyników pokazał, że efekt zastosowanej korekcji nie był jednakowy u wszystkich osób, a wielkość odchylenia zależała od analizowanego przypadku.

Wyniki średniej różnicy bezwzględnej również różniły się pomiędzy poszczególnymi przypadkami. Dla kończyny lewej uzyskane wartości wynosiły od 1,073° do 7,906°, natomiast dla kończyny prawej od 1,951° do 13,130°. W większości analizowanych przypadków parametr ten przyjmował niższe wartości niż RMS.

Analiza średniej różnicy pozwoliła ocenić kierunek odchylenia wyników modelowych względem wartości referencyjnych. W poszczególnych przypadkach parametr ten przyjmował zarówno wartości dodatnie, jak i ujemne, co wskazuje, że po zastosowaniu korekcji model nie wykazywał stałej tendencji do zawyżania lub zaniżania wartości kąta. W odniesieniu do wyników uzyskanych przed korekcją można również stwierdzić zmniejszenie wcześniej obserwowanego dodatniego przesunięcia.

Największe wartości RMS i średniej różnicy bezwzględnej występowały w przypadkach, w których obserwowano również większe odchylenia średniej różnicy. Szczególnie wyraźnie zaznaczyło się to dla kończyny prawej, dla której w poszczególnych przypadkach RMS osiągał 8,323° oraz 14,149°. Oznacza to, że mimo zastosowania funkcji korekcyjnej w niektórych przypadkach nadal występowały różnice pomiędzy wynikami modelu a wartościami referencyjnymi.

Ocena działania korekcji powinna jednak uwzględniać wyniki uzyskane dla całego zbioru walidacyjnego, a nie tylko dla pojedynczych iteracji. Istotne jest więc przede wszystkim porównanie wartości zbiorczych przed i po zastosowaniu korekcji. Takie zestawienie pozwala ocenić, czy zastosowanie funkcji korekcyjnej wpłynęło na poprawę dokładności modelu.

Wpływ zastosowania funkcji korekcyjnej na dokładność wyznaczania kąta uda względem płaszczyzny oceniono poprzez porównanie wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej przed i po korekcji. Uzyskane wyniki zestawiono w tabeli 11.

Tabela 11 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta uda względem płaszczyzny.

	Udo					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	Przed korekcją	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**
Prawa	6,831	4,517	5,761	0,892	5,822	3,772
Lewa	5,409	4,341	3,748	-0,661	4,477	3,573

Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wartość RMS zmniejszyła się dla obu analizowanych kończyn. Dla kończyny prawej obniżyła się z 6,831° do 4,517°, co oznacza redukcję o 2,314° (33,9%), natomiast dla kończyny lewej zmniejszyła się z 5,409° do

4,341°, czyli o 1,068° (19,7%). Większą zmianę odnotowano zatem dla kończyny prawej, dla której przed korekcją wartość RMS była również wyższa. Jednocześnie zmniejszyła się różnica pomiędzy wynikami uzyskanymi dla obu stron ciała. Przed zastosowaniem korekcji RMS dla kończyny prawej było wyższe niż dla lewej o 1,422°, natomiast po korekcji różnica ta wynosiła już tylko 0,176°. Oznacza to, że po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wartości RMS dla obu kończyn były do siebie znacznie bardziej zbliżone.

Podobną tendencję zaobserwowano dla średniej różnicy bezwzględnej. Dla kończyny prawej wartość tego parametru zmniejszyła się z 5,822° do 3,772°, czyli o 2,050°, co odpowiada około 35,2%. W przypadku kończyny lewej odnotowano zmniejszenie wartości z 4,477° do 3,573°, a więc o 0,904°, co odpowiada redukcji o około 20,2%. Wyniki te potwierdzają, że korekcja prowadziła do ograniczenia przeciętnej wielkości odchyleń niezależnie od ich kierunku.

Szczególnie wyraźną zmianę zaobserwowano w przypadku średniej różnicy. Przed zastosowaniem korekty jej wartość wynosiła 5,761° dla kończyny prawej oraz 3,748° dla kończyny lewej, co wskazywało na przeciętną tendencję modelu do uzyskiwania wartości kąta wyższych od wartości referencyjnych 3D. Po zastosowaniu korekty wartości te zmniejszyły się odpowiednio do 0,892° oraz −0,661°.

W przypadku kończyny prawej dodatnia wartość średniej różnicy utrzymała się po korekcie, jednak jej wielkość uległa znacznemu ograniczeniu. Model nadal wykazywał zatem niewielką tendencję do zawyżania wartości kąta, lecz była ona zdecydowanie mniejsza niż przed zastosowaniem korekcji. Dla kończyny lewej nastąpiła natomiast zmiana znaku średniej różnicy z 3,748° przed korektą do −0,661° po korekcie. Zmiana znaku średniej różnicy nie powinna być jednak interpretowana jako pogorszenie działania funkcji korekcyjnej. Przy ocenie jej skuteczności istotne jest przede wszystkim zmniejszenie bezwzględnej wartości średniej różnicy, a także RMS i średniej różnicy bezwzględnej. Bezwzględna wartość średniej różnicy zmniejszyła się dla kończyny prawej z 5,761° do 0,892° (84,5%), natomiast dla kończyny lewej z 3,748° do 0,661°, czyli o około 82,4%. Tak znaczne ograniczenie przeciętnego odchylenia wskazuje na skuteczne zredukowanie wcześniejszego przesunięcia pomiędzy wartościami modelowymi i referencyjnymi.

Porównanie wyników dla obu stron ciała potwierdziło, że zastosowanie funkcji korekcyjnej poprawiło zgodność wartości kąta uda względem płaszczyzny z pomiarem referencyjnym 3D zarówno dla kończyny prawej, jak i lewej. Poprawa była widoczna dla wszystkich trzech analizowanych parametrów. Największą redukcję RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej uzyskano dla kończyny prawej, dla której początkowo obserwowano większe odchylenia. RMS wynosił 4,517° dla kończyny prawej i 4,341° dla lewej, natomiast średnia różnica bezwzględna odpowiednio 3,772° i 3,573°. W porównaniu z wartościami uzyskanymi przed korektą różnice pomiędzy stronami uległy więc wyraźnemu zmniejszeniu. Uzyskane wyniki potwierdzają korzystny wpływ zastosowanej funkcji korekcyjnej na dokładność wyznaczania kąta uda względem płaszczyzny.

4.2.1.2.Kąt podudzia względem płaszczyzny

Funkcję korekcyjną dla kąta podudzia względem płaszczyzny opisano za pomocą trzech współczynników: a, b oraz c. Wartości współczynników uzyskane w poszczególnych iteracjach walidacji LOSO przedstawiono w tabeli 12.

Tabela 12 Wartości współczynników funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskane w kolejnych iteracjach walidacji LOSO.

	Podudzie		
	Współczynnik korekty		
	a	**b**	**c**
1	0,00127	-0,19498	7,33272
2	0,00123	-0,19309	7,42088
3	0,00131	-0,20587	7,88770
4	0,00131	-0,19884	7,43978
5	0,00153	-0,20902	7,22915
6	0,00110	-0,18255	7,43403
7	0,00137	-0,20827	7,85879
8	0,00123	-0,18706	7,05435
9	0,00123	-0,19550	7,57271
10	0,00128	-0,21199	8,35833
11	0,00120	-0,19019	7,32015
12	0,00109	-0,17958	7,16604

Wartości współczynników uzyskane w kolejnych iteracjach walidacji LOSO były zbliżone, co wskazuje na ich niewielkie zróżnicowanie w zależności od osoby wyłączanej ze zbioru. Współczynnik b we wszystkich przypadkach przyjmował wartości ujemne, natomiast współczynniki a i c nie wykazywały dużego zróżnicowania pomiędzy kolejnymi iteracjami. Uzyskane wyniki wskazują na względną stabilność parametrów funkcji korekcyjnej w trakcie walidacji LOSO.

Na podstawie przeprowadzonych iteracji wyznaczono również średnią wartość każdego ze współczynników, jego odchylenie oraz zmienność (tabela 13).

Tabela 13 Średnie wartości, odchylenia i zmienność współczynników funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny.

	Podudzie		
	Współczynnik korekty		
	a	**b**	**c**
Średnia	0,00126	-0,19641	7,50622
Odchylenia	0,000113	0,010219	0,35103
Zmienność	0,089515	-0,05203	0,046765

Średnia wartość współczynnika *a* wyniosła 0,00126, przy odchyleniu standardowym 0,000113 i współczynniku zmienności 0,089515. Dla współczynnika *b* uzyskano średnią −0,19641, przy odchyleniu standardowym 0,010219 i współczynniku zmienności 0,05203. Średnia wartość współczynnika *c* wyniosła 7,50622, natomiast odchylenie standardowe 0,35103, przy współczynniku zmienności 0,046765.

Najmniejsze zróżnicowanie zaobserwowano dla współczynnika *a*. Wartości współczynników *b* i *c* wykazywały również niewielkie odchylenia od wartości średnich. Uzyskane wyniki potwierdzają względną stabilność parametrów funkcji korekcyjnej pomimo zmiany składu zbioru danych w kolejnych iteracjach walidacji LOSO. Wyznaczana postać funkcji korekcyjnej nie była zatem w znacznym stopniu zależna od pojedynczej osoby włączonej do zbioru testowego.

Ocena modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej

W kolejnym etapie oceniono wpływ zastosowania funkcji korekcyjnej na zgodność wartości kąta podudzia względem płaszczyzny z wartościami referencyjnymi 3D. W tabeli 14 przedstawiono wyniki uzyskane dla poszczególnych przypadków walidacyjnych po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wyznaczonej w procedurze LOSO.

Tabela 14 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskane dla poszczególnych osób w procedurze walidacji LOSO po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Podudzie					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
1	2,684	4,128	1,404	2,176	1,962	3,372
2	6,950	4,881	5,391	3,780	5,511	4,137
3	3,434	3,503	-1,698	0,623	2,776	2,494
4	6,342	4,398	5,031	1,915	5,354	3,250
5	3,278	3,662	-2,397	-1,400	2,791	3,032
6	3,854	3,135	-1,178	-0,578	2,896	2,456
7	3,745	3,478	-3,380	-2,721	3,467	2,878
8	2,408	2,625	1,382	0,408	1,811	1,951
9	8,323	14,149	-7,905	13,032	7,906	13,130
10	6,399	3,608	-5,111	-1,616	5,140	2,943
11	1,475	3,300	-0,716	-2,583	1,073	2,686
12	3,201	3,338	1,248	-2,328	2,190	2,939

Wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej różniły się pomiędzy poszczególnymi osobami, wskazując na zróżnicowany poziom zgodności wartości uzyskanych z modelu skorygowanego z wartościami referencyjnymi 3D. Średnia różnica przyjmowała zarówno wartości dodatnie, jak i ujemne, co wskazuje, że po zastosowaniu korekty nie występowała jednakowa tendencja do zawyżania lub zaniżania wartości kąta we wszystkich przypadkach walidacyjnych.

W celu oceny ogólnego efektu zastosowania funkcji korekcyjnej zestawiono następnie wartości uzyskane dla modelu bez korekty oraz wartości uzyskane po zastosowaniu korekty w procedurze LOSO.

Tabela 15 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny.

	Podudzie					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	Przed korekcją	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**
Prawa	4,379	2,738	3,520	-0,122	3,401	1,972
Lewa	5,205	4,196	3,032	0,114	4,088	3,166

Na podstawie danych przedstawionych w tabeli 15 stwierdzono, że zastosowanie funkcji korekcyjnej doprowadziło do zmniejszenia wartości RMS dla obu analizowanych kończyn. W przypadku kończyny prawej wartość RMS zmniejszyła się z 4,379° przed zastosowaniem korekty do 2,738° po jej zastosowaniu, co stanowiło redukcję o 1,641° (37,5%). Dla kończyny lewej wartość RMS zmniejszyła się z 5,205° do 4,196°, czyli o 1,009° (19,4%). Większą redukcję wartości RMS odnotowano zatem dla kończyny prawej.

Podobną tendencję zaobserwowano w przypadku średniej różnicy bezwzględnej. Dla kończyny prawej wartość tego parametru zmniejszyła się z 3,401° do 1,972°, czyli o 1,429°, co odpowiada redukcji o około 42,0%. Dla kończyny lewej odnotowano zmniejszenie wartości z 4,088° do 3,166°, a więc o 0,922° (22,6%). Wyniki te potwierdzają obserwowaną na podstawie RMS poprawę zgodności modelu z wartościami referencyjnymi 3D.

Istotną zmianę zaobserwowano również w przypadku średniej różnicy, która pozwoliła ocenić kierunek systematycznego odchylenia modelu względem wartości referencyjnych. Przed zastosowaniem korekty dla obu stron ciała uzyskano wartości dodatnie, wynoszące 3,520° dla kończyny prawej oraz 3,032° dla kończyny lewej, co wskazywało na tendencję modelu do uzyskiwania wartości kąta wyższych niż wartości referencyjne 3D. Po zastosowaniu korekty średnia różnica zmniejszyła się do −0,122° dla strony prawej oraz 0,114° dla strony lewej. W obu przypadkach wartości te znalazły się zatem znacznie bliżej zera. W przypadku kończyny prawej korekcja doprowadziła do znacznego ograniczenia dodatniego odchylenia, którego wartość po korekcie wyniosła −0,122°. Przeciętna różnica była zatem bardzo niewielka i uległa nieznacznej zmianie kierunku względem wartości uzyskanej przed korektą. Dla kończyny lewej nastąpiło natomiast zmniejszenie dodatniego odchylenia do 0,114°, przy zachowaniu dodatniego kierunku różnicy. W obu przypadkach zastosowanie korekty prowadziło więc do znacznego ograniczenia systematycznego odchylenia.

Porównanie wyników przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wskazuje, że dla obu stron ciała uzyskano zmniejszenie wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej, a także wyraźne ograniczenie bezwzględnej wartości średniej różnicy. Efekt korekcji był jednak bardziej wyraźny dla kończyny prawej. W przypadku RMS redukcja wyniosła około 37,5% dla strony prawej i 19,4% dla strony lewej, natomiast średnia różnica bezwzględna zmniejszyła się odpowiednio o około 42,0% i 22,6%. Po zastosowaniu korekty zmieniła się również różnica pomiędzy stronami ciała w zakresie wielkości obserwowanego błędu. Przed korektą RMS dla kończyny lewej był większy niż dla

kończyny prawej o 0,826°, natomiast po korekcie różnica ta zwiększyła się do 1,458°. W obu przypadkach niższą wartość RMS uzyskano dla kończyny prawej. Podobną tendencję obserwowano w przypadku średniej różnicy bezwzględnej, dla której różnica pomiędzy stronami zwiększyła się z 0,687° przed korektą do 1,194° po korekcie. Zastosowanie funkcji korekcyjnej nie doprowadziło do wyrównania wartości tych miar pomiędzy kończynami pomimo poprawy dokładności dla obu stron.

Uzyskane wyniki potwierdziły poprawę zgodności wyników modelu z pomiarem referencyjnym 3D po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla obu kończyn.

4.2.1.3.Kąt w stawie kolanowym

Wyniki analizy dokładności kąta zgięcia w stawie kolanowym dla poszczególnych osób, po zastosowaniu funkcji korekcyjnej, zestawiono w tabeli 16.

Tabela 16 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskane dla poszczególnych osób po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Staw kolanowy					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
1	1,719	2,009	1,015	0,805	1,231	1,479
2	2,252	2,254	1,390	1,126	1,733	1,967
3	4,095	1,743	1,554	-0,109	3,184	1,183
4	3,563	3,060	3,119	2,246	3,144	2,377
5	2,368	1,622	-1,526	-0,227	1,846	1,252
6	2,038	1,801	-1,234	-1,005	1,570	1,350
7	2,528	3,294	0,190	-0,323	2,044	2,400
8	2,097	1,745	0,741	-0,267	1,530	1,369
9	2,728	2,502	-0,992	-0,885	2,226	1,655
10	4,237	3,670	-1,366	-1,671	3,184	2,652
11	2,452	2,955	0,933	-1,470	1,612	2,365
12	5,250	3,633	3,238	-2,495	3,861	3,024

Wyniki wskazują na zróżnicowanie dokładności modelu po zastosowaniu korekty. Wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej różniły się pomiędzy kolejnymi osobami, co mogło wynikać z indywidualnych cech ruchu. Najniższe wartości RMS zaobserwowano dla osoby 12 po stronie prawej (1,126°), natomiast najwyższe dla osoby 4 po stronie lewej (4,095°).

Średnia różnica przyjmowała zarówno wartości dodatnie, jak i ujemne, co potwierdziło, że po zastosowaniu korekty nie występowała jednakowa tendencja do zawyżania lub zaniżania wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym we wszystkich przypadkach walidacyjnych.

Efekt zastosowania funkcji korekcyjnej oceniono poprzez porównanie wyników modelu przed korekcją oraz po jej zastosowaniu w procedurze LOSO (tabela 17).

Tabela 17 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym.

	Staw kolanowy					
	RMS [°]		Średnia różnica [°]		Średnia różnica bezwzględna [°]	
	Przed korekcją	Po korekcji	Przed korekcją	Po korekcji	Przed korekcją	Po korekcji
Prawa	4,105	2,524	3,133	-0,356	3,334	1,923
Lewa	5,075	2,944	3,879	0,589	4,137	2,264

Dla kończyny prawej wartość RMS zmniejszyła się z 4,105° przed zastosowaniem korekty do 2,524° po jej zastosowaniu, co stanowiło redukcję o 1,581° (38,5%). W przypadku kończyny lewej RMS obniżył się z 5,075° do 2,944°, czyli o 2,131° (42,0%). Większą względną redukcję wartości RMS odnotowano zatem dla kończyny lewej, choć poprawę uzyskano po obu stronach.

Podobną tendencję zaobserwowano w przypadku średniej różnicy bezwzględnej. Dla kończyny prawej jej wartość zmniejszyła się z 3,334° do 1,923°, czyli o 1,411° (około 42,3%), natomiast dla kończyny lewej z 4,137° do 2,264°, czyli o 1,873° (około 45,3%). Wyniki te wskazują na wyraźną poprawę zgodności modelu z wartościami referencyjnymi 3D po zastosowaniu korekty.

Istotną zmianę odnotowano również w przypadku średniej różnicy, która pozwoliła ocenić kierunek systematycznego odchylenia. Przed zastosowaniem korekty dla obu stron ciała uzyskano wartości dodatnie: 3,133° dla strony prawej oraz 3,879° dla strony lewej. Wskazywało to na tendencję modelu do uzyskiwania wartości wyższych niż wartości referencyjne 3D. Po zastosowaniu korekty średnia różnica zmniejszyła się do −0,356° dla strony prawej oraz 0,589° dla strony lewej, co oznaczało wyraźne ograniczenie odchylenia systematycznego.

Zastosowanie funkcji korekcyjnej doprowadziło do zmniejszenia wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej dla obu stron ciała, a także do wyraźnego ograniczenia systematycznego odchylenia określonego na podstawie średniej różnicy. W rezultacie wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskane z modelu wykazały większą zgodność z wynikami referencyjnymi 3D.

4.2.1.4. Podsumowanie oceny dokładności modelu

Przeprowadzona ocena dokładności opracowanego modelu wykazała występowanie różnic pomiędzy wartościami uzyskiwanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D. Wielkość i kierunek obserwowanych odchyleń różniły się w zależności od analizowanego parametru oraz strony ciała. Uzyskane wyniki wskazały na potrzebę ograniczenia występujących rozbieżności i zwiększenia zgodności wartości wyznaczanych przez model z wartościami referencyjnymi.

4.3. Ocena dokładności i zgodności modelu końcowego z pomiarem referencyjnym 3D

Wyniki walidacji przeprowadzonej metodą Leave-One-Subject-Out (LOSO) potwierdziły zasadność zastosowania funkcji korekcyjnej w opracowanym modelu. Opracowana funkcja została wykorzystana do korekcji wartości kąta uda i podudzia względem płaszczyzny oraz kąta zgięcia w stawie kolanowym.

4.3.1.1.Kąt uda względem płaszczyzny

Dla analizowanego kąta uda względem płaszczyzny zastosowano funkcję opisaną współczynnikami a, $b$oraz c, których wartości przedstawiono w tabeli 18.

Tabela 18 Współczynniki funkcji korekcyjnej zastosowanej dla kąta uda względem płaszczyzny.

Udo		
Współczynnik korekty		
a	**b**	**c**
0,00037	-0,18381	10,02094

Wartości współczynników funkcji korekcyjnej wyniosły 0,00037 dla a, −0,18381 dla b oraz 10,02094 dla c.

Ocena modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej

Zastosowanie funkcji korekcyjnej pozwoliło na uzyskanie skorygowanych wartości kąta uda względem płaszczyzny. W pierwszym etapie oceniono działanie funkcji dla 12 osób, z uwzględnieniem prawej i lewej kończyny. Ocenę przeprowadzono na podstawie wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej, odnosząc wartości uzyskane z modelu po korekcie do wartości referencyjnych 3D.

Tabela 19 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta uda względem płaszczyzny po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Udo					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
1	2,543	3,950	1,193	1,920	1,851	3,222
2	6,534	4,453	4,878	3,246	5,130	3,702
3	3,259	3,473	-1,698	0,678	2,570	2,427
4	6,034	4,226	4,648	1,513	5,056	3,119
5	3,129	3,558	-2,230	-1,255	2,637	2,910
6	3,823	3,106	-1,080	-0,486	2,850	2,414
7	3,470	3,262	-3,086	-2,510	3,185	2,678
8	2,331	2,595	1,296	0,336	1,734	1,928
9	8,057	13,914	-7,633	12,786	7,639	12,890
10	6,128	3,330	-4,793	-1,442	4,817	2,622
11	1,420	3,200	-0,605	-2,473	1,026	2,590
12	3,168	3,236	1,206	-2,303	2,100	2,825

Wyniki uzyskane dla poszczególnych osób (tabela 19) różniły się pod względem dokładności modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Dla kończyny prawej wartości RMS mieściły się w zakresie od 2,595° do 13,914°, natomiast dla lewej od 1,420° do 8,057°. Największe odchylenia odnotowano u osoby 9, u której wartości RMS były najwyższe po obu stronach.

Zbliżone zróżnicowanie uzyskano dla średniej różnicy bezwzględnej. Dla kończyny prawej parametr ten przyjmował wartości od 1,928° do 12,890°, a dla lewej od 1,026° do 7,639°. Również w tym przypadku największe wartości uzyskano dla osoby 9, co wiązało się z większymi rozbieżnościami pomiędzy wynikami modelowymi a pomiarami referencyjnymi 3D.

Średnia różnica przyjmowała zarówno wartości dodatnie, jak i ujemne. Dla kończyny prawej zakres wynosił od −2,510° do 12,786°, natomiast dla lewej od −7,633° do 4,878°. Znak wartości różnił się pomiędzy poszczególnymi osobami, dlatego po zastosowaniu korekcji nie uzyskano jednolitego kierunku odchylenia względem wartości referencyjnych. Część wyników modelowych była wyższa, a część niższa od wartości referencyjnych 3D.

W celu bezpośredniej oceny efektu zastosowania funkcji korekcyjnej zestawiono wartości analizowanych parametrów uzyskane przed i po korekcie, osobno dla kończyny prawej i lewej (tabela 20).

Tabela 20 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta uda względem płaszczyzny.

	Udo					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	Przed korekcją	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**
Prawa	6,831	4,359	4,761	0,834	5,822	3,610
Lewa	5,409	4,158	3,748	-0,658	4,477	3,383

Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wartość RMS zmniejszyła się dla obu stron ciała. Dla kończyny prawej obniżyła się z 6,831° do 4,359°, czyli o 2,472° (36,2%), natomiast dla kończyny lewej z 5,409° do 4,158°, czyli o 1,251° (23,1%). Większą redukcję uzyskano więc dla kończyny prawej. Jednocześnie zmniejszyła się różnica pomiędzy stronami – przed korekcją wynosiła 1,422°, a po jej zastosowaniu 0,201°.

Podobną zmianę uzyskano dla średniej różnicy bezwzględnej. Dla kończyny prawej jej wartość zmniejszyła się z 5,822° do 3,610° (38,0%), a dla lewej z 4,477° do 3,383° (24,4%). Zmniejszenie tego parametru potwierdziło ograniczenie przeciętnej wielkości odchyleń wartości modelowych od referencyjnych, niezależnie od ich kierunku.

Największą zmianę odnotowano w odniesieniu do średniej różnicy. Przed korekcją wynosiła ona 5,761° dla kończyny prawej i 3,748° dla lewej, natomiast po zastosowaniu funkcji korekcyjnej odpowiednio 0,834° i −0,658°. Bezwzględna wartość średniej różnicy zmniejszyła się więc o 85,5% dla kończyny prawej oraz o 82,4% dla lewej. W przypadku kończyny lewej nastąpiła zmiana znaku tego parametru, jednak przy jednoczesnym wyraźnym zmniejszeniu jego wartości bezwzględnej. Po korekcji nie uzyskano zatem

wcześniejszej tendencji do zawyżania wartości, a jedynie niewielkie przeciętne odchylenie w kierunku wartości niższych od referencyjnych.

Analizę uzupełniono o ocenę całego zbioru 24 wyników, obejmującego dane uzyskane dla 12 osób oraz obu kończyn. Dla każdego z analizowanych parametrów obliczono średnią wartość, odchylenie oraz zmienność wyników przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (tabela 21).

Tabela 21 Średnia, odchylenie i zmienność analizowanych miar dla całego zbioru przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Udo					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	Przed korekcją	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**
Średnia	6,120	4,258	4,754	0,088	5,149	3,497
Odchylenie	4,216	2,482	4,590	3,832	4,194	2,383
Zmienność	0,689	0,583	0,965	43,616	0,815	0,682

W całym analizowanym zbiorze średnia wartość RMS zmniejszyła się z 6,120° do 4,258°, czyli o 1,862° (30,4%). Jednocześnie odchylenie wyników obniżyło się z 4,216° do 2,482°. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej zmniejszył się więc nie tylko średni błąd, ale również zróżnicowanie wartości RMS pomiędzy poszczególnymi przypadkami.

Średnia różnica zmniejszyła się z 4,754° przed korektą do 0,088° po jej zastosowaniu. Wartość tego parametru znalazła się więc bardzo blisko zera. Jednocześnie odchylenie standardowe zmniejszyło się z 4,590° do 3,832°. Bardzo wysoka wartość współczynnika zmienności po korekcji (43,616) wynikała z tego, że średnia różnica była bliska zeru i nie świadczyła o większym bezwzględnym zróżnicowaniu wyników.

W przypadku średniej różnicy bezwzględnej jej średnia wartość zmniejszyła się z 5,149° do 3,497°, czyli o 1,652° (32,1%). Odchylenie standardowe obniżyło się z 4,194° do 2,383°, a współczynnik zmienności z 0,815 do 0,682. Po zastosowaniu korekcji zmniejszyła się więc zarówno średnia wielkość odchyleń, jak i ich zróżnicowanie pomiędzy poszczególnymi wynikami.

Uzyskane wyniki potwierdziły, że zastosowanie funkcji korekcyjnej dla kąta uda względem płaszczyzny zmniejszyło odchylenia wartości uzyskanych z modelu od pomiarów referencyjnych 3D. Poprawa była widoczna zarówno w analizie poszczególnych stron ciała, jak i w ocenie całego zbioru. Zmniejszeniu uległy wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej, natomiast średnia różnica została przesunięta z wartości dodatniej, wskazującej na systematyczne zawyżanie wyników, w kierunku wartości bliskiej zeru. Efekt korekcji był bardziej wyraźny dla kończyny prawej niż lewej.

Ocena zgodności pomiędzy metodami na podstawie analizy Bland–Altmana

Zgodność wyników uzyskanych z modelu z wartościami referencyjnymi 3D oceniono za pomocą analizy Bland–Altmana. Analizę przeprowadzono dla parametrów opisujących ruch kończyny dolnej w zakresie kąta uda względem płaszczyzny: zakresu ruchu (ROM), wartości maksymalnej i średniej, zmienności oraz całkowitego błędu bezwzględnego (TAE). Ocenę przeprowadzono w dwóch etapach. W pierwszym porównano wartości uzyskane z modelu z wartościami referencyjnymi 3D, natomiast w drugim zestawiono wartości referencyjne 3D z wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu opracowanej funkcji korekcyjnej.

Analiza Bland–Altmana pozwoliła na ocenę wielkości i kierunku systematycznych różnic pomiędzy metodami, zakresu granic zgodności oraz występowania ewentualnego błędu proporcjonalnego. Dodatkowo oceniono występowanie obserwacji znajdujących się poza granicami zgodności oraz możliwość zastępowania pomiaru referencyjnego 3D przez wartości uzyskiwane z analizowanego modelu.

Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu na podstawie analizy Bland–Altmana

Oceniono zgodność pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z opracowanego modelu a wartościami referencyjnymi z pomiaru 3D. Analizę przeprowadzono przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej, co pozwoliło określić poziom zgodności modelu z metodą referencyjną oraz stanowiło punkt odniesienia dla późniejszej oceny wpływu zastosowanej korekty.

W tabeli 22 zestawiono wartości średniej różnicy pomiędzy modelem a wartościami referencyjnymi 3D (Bias), granice zgodności (LoA), szerokość granic zgodności oraz kierunek występującego odchylenia. Dodatkowo oceniono występowanie błędu proporcjonalnego lub trendu, liczbę obserwacji znajdujących się poza granicami zgodności oraz możliwość zamiennego stosowania obu metod.

Tabela 22 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu dla parametrów kąta uda względem płaszczyzny na podstawie analizy Bland–Altmana.

	Udo							
	Bias	**Granice zgodności (LoA)**	**Szerokość LoA**	**Charakter biasu**	**Błąd proporcjonalny / trend**	**Obserwacje poza LoA**	**Ocena zgodności**	**Możliwość zamiennego stosowania**
ROM	–1,994	–11,95 do 7,960	19,91	Obecny, ujemny	Brak wyraźnego trendu	Tak	Niska	Nie
max	–0,3463	–5,486 do 4,794	10,280	Niewielki	Brak wyraźnego trendu	Tak, pojedyncze	Umiarkowana / dobra	Potencjalnie tak*
średnia	–4,754	–13,94 do 4,436	18,376	Znaczny, ujemny	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncze	Niska	Nie
zmienność	0,2394	–0,3846 do 0,8635	1,2481	Obecny, dodatni	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncze	Umiarkowana	Warunkowo*
TAE	71,46	–188,5 do 331,4	519,9	Znaczny, dodatni	Możliwy trend	Pojedyncze	Niska	Nie

Dla parametru ROM uzyskano ujemną wartość Bias wynoszącą −1,994°, a granice zgodności mieściły się w zakresie od −11,95° do 7,960°. Szerokość granic zgodności wyniosła 19,91°, co wiązało się z dużym zróżnicowaniem różnic pomiędzy wynikami modelu i pomiarami referencyjnymi 3D. Część wyników znalazła się również poza wyznaczonymi granicami zgodności. Na podstawie uzyskanych wartości zgodność obu metod dla ROM oceniono jako niską i nie potwierdzono możliwości ich zamiennego stosowania.

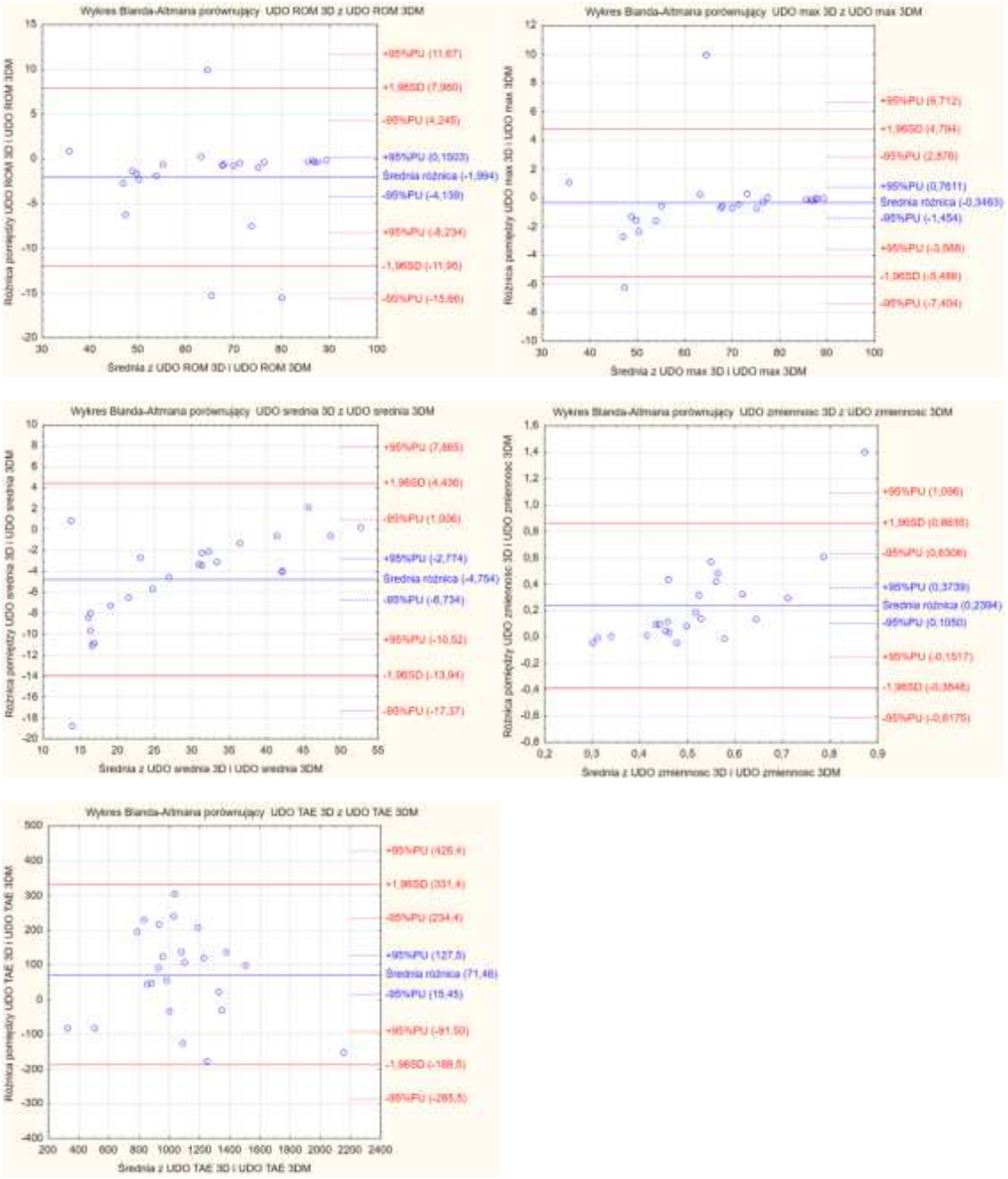
Dla wartości maksymalnej kąta uzyskano najbardziej korzystny wynik spośród analizowanych parametrów. Bias wyniósł −0,3463°, co wskazywało na niewielkie systematyczne odchylenie pomiędzy metodami. Granice zgodności obejmowały zakres od −5,486° do 4,794°, a ich szerokość wyniosła 10,280°. Nie stwierdzono wyraźnego trendu wskazującego na występowanie błędu proporcjonalnego. W pojedynczych przypadkach zaobserwowano wartości znajdujące się poza granicami zgodności. Ogólną zgodność dla wartości maksymalnej oceniono jako umiarkowaną/dobrą, natomiast możliwość zamiennego stosowania metod określono jako potencjalną.

W przypadku średniej wartości kąta obserwowano większe rozbieżności pomiędzy metodami. Uzyskany bias wyniósł −4,754°, natomiast granice zgodności mieściły się w zakresie od −13,94° do 4,436°. Charakter biasu określono jako znaczny i ujemny, co wskazywało na tendencję modelu do uzyskiwania niższych średnich wartości kąta w porównaniu z pomiarem referencyjnym 3D. Szerokość granic zgodności wyniosła 18,376°, a w pojedynczych przypadkach odnotowano obserwacje poza LoA. Nie stwierdzono jednorodnego trendu proporcjonalnego. Zgodność pomiędzy metodami oceniono jako niską, a ich zamienne stosowanie uznano za niezasadne.

Dla parametru zmienności uzyskano niewielki dodatni bias wynoszący 0,2394. Granice zgodności obejmowały zakres od −0,3846 do 0,8635, przy szerokości LoA wynoszącej 1,2481. Otrzymany wynik wskazywał na niewielkie dodatnie odchylenie pomiędzy metodami. Nie stwierdzono jednorodnego trendu proporcjonalnego, natomiast w pojedynczych przypadkach wystąpiły obserwacje poza granicami zgodności. Zgodność dla tego parametru oceniono jako umiarkowaną, a możliwość zamiennego stosowania metod określono jako warunkową.

Największe rozbieżności pomiędzy metodami zaobserwowano w przypadku TAE. Średnia różnica wyniosła 71,46, natomiast granice zgodności obejmowały bardzo szeroki zakres od −188,5 do 331,4. Szerokość LoA wyniosła 519,9. Charakter biasu określono jako znaczny i dodatni, co wskazuje na wyraźne odchylenie wartości uzyskanych z modelu względem wartości referencyjnych. Dla tego parametru wskazano również możliwość występowania trendu proporcjonalnego. W pojedynczych przypadkach obserwowano wartości poza granicami zgodności. Zgodność pomiędzy metodami oceniono jako niską, a ich zamienne stosowanie nie zostało uznane za możliwe.

W celu uzupełnienia oceny tabelarycznej przeprowadzono również analizę graficzną z wykorzystaniem wykresów Bland–Altmana. Dla każdego z analizowanych parametrów przedstawiono różnice pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D w funkcji średniej wartości uzyskanej obiema metodami. Na wykresach (rysunek 18) zaznaczono średnią różnicę oraz granice zgodności, co umożliwiło dodatkową ocenę rozkładu różnic i identyfikację obserwacji odbiegających od pozostałych wyników.



Rysunek 18 Wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu dla parametrów kąta uda względem płaszczyzny: A – ROM, B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – TAE.

Wyniki analizy potwierdziły, że przed korekcją model nie zapewniał porównywalnej zgodności dla wszystkich analizowanych parametrów. Szczególnie widoczne były odchylenia dla ROM, średniej wartości kąta oraz TAE. Wyniki te przyjęto jako punkt odniesienia przy ocenie modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej, co pozwoliło określić, w jakim stopniu korekcja zmieniła zgodność wyników z pomiarami referencyjnymi 3D.

Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po korekcie

Analizę zgodności wartości uzyskanych z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej z wartościami referencyjnymi 3D wykonano dla kąta uda względem płaszczyzny. Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 23.

Tabela 23 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta uda względem płaszczyzny na podstawie analizy Bland–Altmana.

	Udo							
	Bias	**Granice zgodności (LoA)**	**Szerokość LoA**	**Charakter biasu**	**Błąd proporcjonalny / trend**	**Obserwacje poza LoA**	**Ocena zgodności**	**Możliwość zamiennego stosowania**
ROM	–0,8134	–2,581 do 0,9539	3,535	Niewielki, ujemny	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncza	Dobra, z ograniczeniami	Warunkowo*
max	–0,7212	–2,165 do 0,7231	2,888	Niewielki, ujemny	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncze / duże	Dobra, z ograniczeniami	Warunkowo*
średnia	0,08776	–0,5523 do 0,7008	1,2531	Praktycznie zerowy	Brak jednoznacznego trendu	Liczne	Dobra pod względem biasu; ograniczona przez obserwacje odstające	Warunkowo*
zmienność	–0,0001257	–0,006489 do 0,006237	0,012726	Praktycznie zerowy	Brak jednoznacznego trendu	Kilka	Bardzo dobra pod względem biasu	Potencjalnie tak*
TAE	24,41	–13,91 do 62,74	76,65	Wyraźny dodatni	Możliwy; wzrost rozrzutu	Liczne	Ograniczona	Nie

Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla ROM uzyskano niewielki ujemny bias na poziomie −0,8134°. Granice zgodności wyniosły od −2,581° do 0,9539°, przy szerokości przedziału równej 3,535°. Nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego, a poza granicami zgodności znalazły się pojedyncze wyniki. Całościowo zgodność pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a pomiarami referencyjnymi 3D oceniono jako dobrą, przy występowaniu niewielkich odchyleń.

Dla wartości maksymalnej kąta uzyskano bias równy −0,7212°, przy granicach zgodności od −2,165° do 0,7231°. Szerokość przedziału granic zgodności wyniosła 2,888°. Podobnie jak w przypadku ROM, wartość biasu była niewielka i ujemna, natomiast nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego. Występowanie pojedynczych obserwacji poza granicami zgodności wskazuje na pewne zróżnicowanie indywidualnych różnic pomiędzy metodami. Ogólną zgodność oceniono jako dobrą, z ograniczeniami.

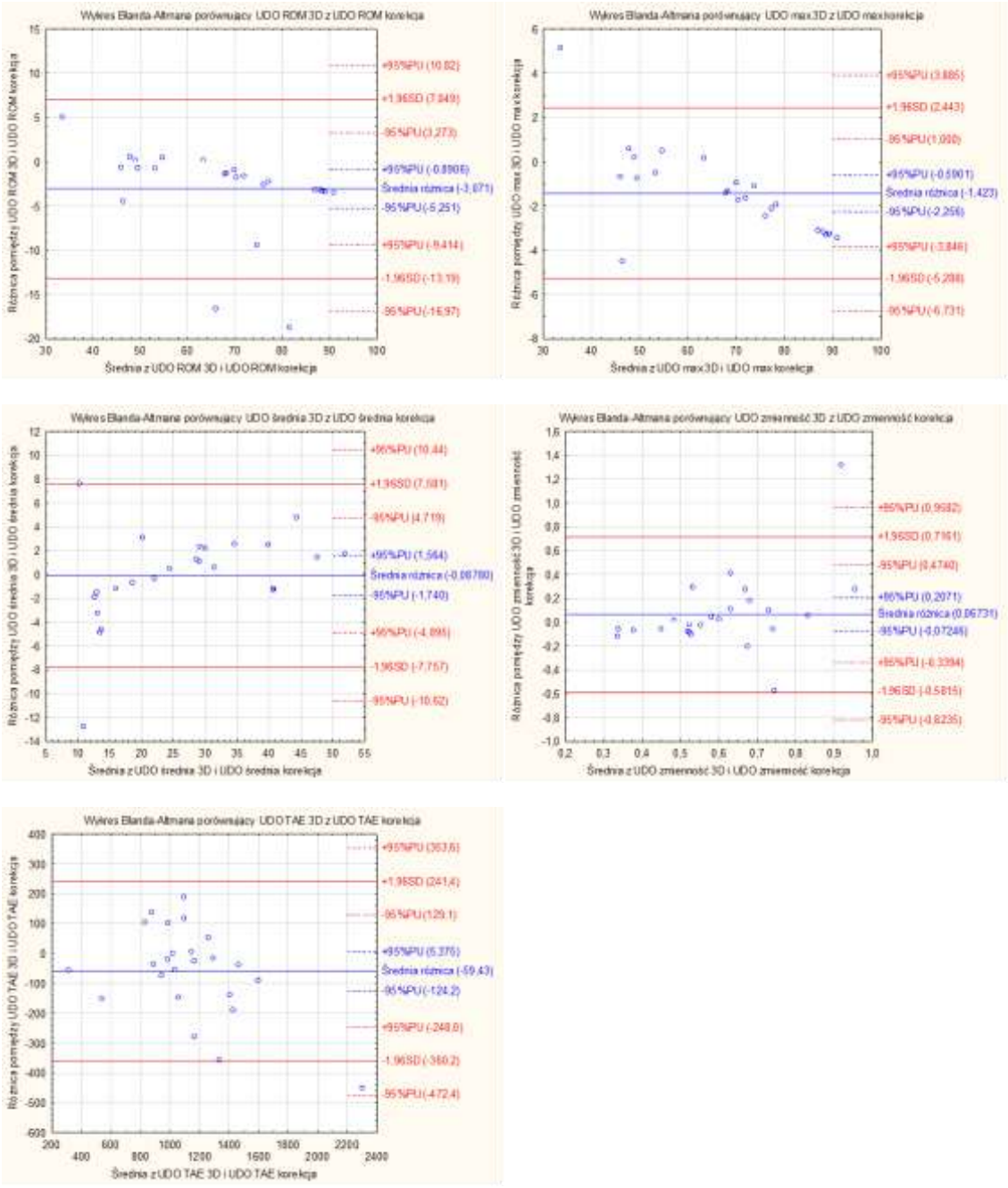
Najmniejszą wartość systematycznego odchylenia uzyskano dla średniej wartości kąta. Bias wyniósł 0,08776°, co wskazuje na praktycznie zerową różnicę średnią pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po korekcie. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −0,5523° do 0,7008°, a ich szerokość wyniosła 1,2531°. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego. Pomimo bardzo niewielkiej wartości biasu w analizie zaobserwowano liczne obserwacje znajdujące się

poza granicami zgodności, co wskazywało na występowanie większych różnic w części analizowanych przypadków.

W przypadku zmienności uzyskano praktycznie zerowy bias wynoszący 0,0001257. Granice zgodności wyniosły od −0,006489 do 0,006237, natomiast szerokość przedziału wyniosła 0,012726. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, a poza granicami zgodności znalazło się kilka obserwacji. Wynik ten wskazywał na bardzo niewielkie systematyczne odchylenie pomiędzy metodami oraz dobrą zgodność w zakresie analizowanego parametru.

Największe rozbieżności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po korekcie stwierdzono dla całkowitego błędu bezwzględnego (TAE). Wartość biasu wyniosła 24,41, wskazując na wyraźne dodatnie odchylenie. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −13,91 do 62,74, a szerokość przedziału wyniosła 76,65. W przypadku tego parametru zaobserwowano również liczne obserwacje poza granicami zgodności. Dodatkowo widoczny był wzrost rozrzutu różnic wraz ze wzrostem wartości analizowanego parametru. W konsekwencji zgodność metod dla TAE oceniono jako ograniczoną.

Na rysunku 19 przedstawiono wykresy Bland–Altmana dla pięciu parametrów opisujących kąt uda względem płaszczyzny po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Zestawienie pozwoliło zobrazować różnice pomiędzy pomiarami referencyjnymi 3D a wynikami uzyskanymi z modelu w odniesieniu do średnich wartości obu metod.



Rysunek 19 Wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla analizowanych parametrów kąta uda względem płaszczyzny: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE).

Analiza graficzna potwierdziła wyniki przedstawione w tabeli 23. Dla ROM, wartości maksymalnej, średniej oraz zmienności punkty pomiarowe były w większości rozmieszczone w obrębie wyznaczonych granic zgodności, przy niewielkich wartościach biasu. W przypadku TAE widoczny był natomiast większy rozrzut różnic oraz większa liczba obserwacji znajdujących się poza granicami zgodności. Rozkład punktów dla większości analizowanych parametrów nie wskazywał na jednoznaczny trend proporcjonalny, natomiast dla TAE obserwowano zwiększenie rozrzutu różnic wraz ze wzrostem wartości analizowanego parametru.

Analiza Bland–Altmana wykazała, że zgodność pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po korekcie była zróżnicowana w zależności od analizowanego parametru, przy czym dla większości parametrów obserwowano niewielkie systematyczne odchylenie pomiędzy metodami.

4.3.1.2. Kąt podudzia względem płaszczyzny

Ocenę dokładności wyznaczania kąta podudzia względem płaszczyzny przeprowadzono na podstawie porównania wyników uzyskanych z modelu z wartościami referencyjnymi 3D. Dla kąta podudzia względem płaszczyzny przyjęto współczynniki funkcji korekcyjnej przedstawione w tabeli 24.

Tabela 24 Współczynniki funkcji korekcyjnej zastosowanej dla kąta podudzia względem płaszczyzny.

Podudzie		
Współczynnik korekty		
a	**b**	**c**
0,00127	-0,19651	7,50013

Wartości współczynników b, c oraz d wyniosły odpowiednio 0,00127, −0,19651 oraz 7,50013.

Ocena modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej

Oceniono wpływ zastosowania funkcji korekcyjnej na zgodność wartości kąta podudzia względem płaszczyzny z wartościami referencyjnymi 3D. W niniejszym etapie oceniono jej działanie na podstawie wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej, wyznaczonych dla 12 osób z uwzględnieniem podziału na kończynę prawą i lewą (tabela 25).

Tabela 25 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskane po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Podudzie					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
1	2,501	2,470	1,387	0,355	1,580	1,393
2	2,150	2,797	-1,061	-2,525	1,625	2,578
3	4,407	2,666	2,411	-0,638	2,892	2,093
4	4,871	5,402	3,213	4,203	3,333	4,208
5	4,216	1,758	-3,527	0,284	3,527	1,076
6	2,146	2,245	-1,347	-1,523	1,404	1,685
7	5,158	3,695	3,443	1,280	3,630	1,971
8	2,279	2,076	-0,150	-1,237	1,542	1,698
9	8,641	1,975	-8,390	-0,725	8,390	1,468
10	3,876	2,136	1,830	-0,234	2,316	1,134
11	3,614	2,112	0,472	0,357	2,719	1,446
12	5,061	2,310	3,264	-0,668	3,431	1,606

Wartości RMS uzyskane po zastosowaniu funkcji korekcyjnej różniły się pomiędzy poszczególnymi przypadkami. Dla kończyny prawej mieściły się w zakresie od 1,899° do 8,315°, natomiast dla lewej od 0,875° do 8,641°. Zróżnicowanie wartości RMS pomiędzy przypadkami potwierdzały, że skuteczność korekcji nie była jednakowa dla wszystkich analizowanych osób.

W przypadku średniej różnicy dla kończyny prawej uzyskano wartości od -2,525° do 4,430°, natomiast dla kończyny lewej od -8,390° do 3,443°. Kierunek różnic pomiędzy wartościami modelu a wartościami referencyjnymi nie był jednakowy we wszystkich przypadkach po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Zaobserwowano zarówno wartości dodatnie, jak i ujemne, co potwierdziło ograniczenie jednokierunkowego charakteru błędu.

Średnia wartość RMS po zastosowaniu korekty wyniosła 2,637° dla kończyny prawej oraz 4,077° dla kończyny lewej. Mniejsze rozbieżności pomiędzy wynikami modelu a wartościami referencyjnymi 3D uzyskano więc dla kończyny prawej.

Podobną zależność zaobserwowano w przypadku średniej różnicy bezwzględnej. Jej wartość dla kończyny prawej wyniosła 1,863°, natomiast dla kończyny lewej 3,032°. Niższa wartość tego parametru dla strony prawej wskazywała na mniejsze przeciętne bezwzględne odchylenie wartości uzyskanych z modelu od pomiaru referencyjnego.

Średnia różnica po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wyniosła −0,089° dla kończyny prawej oraz 0,129° dla lewej, czyli w obu przypadkach wartości te znalazły się bardzo blisko zera. Uzyskane wyniki potwierdziły znaczne ograniczenie systematycznego odchylenia modelu względem pomiarów referencyjnych 3D.

Porównanie wyników uzyskanych przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej i po jej zastosowaniu przeprowadzono oddzielnie dla kończyny prawej i lewej. Uwzględniono wartości RMS, średnią różnicę oraz średnią różnicę bezwzględną (tabela 26).

Tabela 26 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny.

	Podudzie					
	RMS [°]		Średnia różnica [°]		Średnia różnica bezwzględna [°]	
	Przed korekcją	Po korekcji	Przed korekcją	Po korekcji	Przed korekcją	Po korekcji
Prawa	4,379	2,637	3,520	-0,089	3,401	1,863
Lewa	5,205	4,077	3,032	0,129	4,088	3,032

Dla kończyny prawej wartość RMS zmniejszyła się z 4,379° przed korekcją do 2,637° po jej zastosowaniu, czyli o 1,742° (39,8%). Średnia różnica bezwzględna obniżyła się natomiast z 3,401° do 1,863°, co oznaczało zmniejszenie o 1,538° (45,2%).

Wyraźną zmianę zaobserwowano również w zakresie średniej różnicy. Przed zastosowaniem korekty jej wartość wynosiła 3,520°, natomiast po korekcji -0,089°. Wartość bezwzględna średniej różnicy została zatem zmniejszona o około 97,5%, a uzyskana wartość znalazła się bardzo blisko zera. Uzyskany wynik potwierdził znaczne ograniczenie systematycznego odchylenia wartości uzyskiwanych z modelu względem wartości referencyjnych 3D.

Dla kończyny lewej wartość RMS zmniejszyła się z 5,205° przed korekcją do 4,077° po korekcji. Redukcja wyniosła 1,128°, co odpowiada około 21,7%. Średnia różnica bezwzględna zmniejszyła się natomiast z 4,088° do 3,032°, czyli o 1,056° (25,8%).

Również w przypadku kończyny lewej zaobserwowano znaczną zmianę średniej różnicy. Jej wartość przed korekcją wynosiła 3,032°, natomiast po zastosowaniu funkcji korekcyjnej zmniejszyła się do 0,129°. Bezwzględna wartość średniej różnicy zmniejszyła się o około 95,7%. Uzyskana po korekcji wartość znalazła się bardzo blisko zera, co potwierdziło znaczne ograniczenie błędu systematycznego.

Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej zmniejszyły się zarówno wartości błędu, jak i jego systematyczne odchylenie. Większą redukcję RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej uzyskano dla kończyny prawej, natomiast dla obu stron średnia różnica znalazła się blisko zera.

Ocenę działania funkcji korekcyjnej uzupełniono o analizę całego zbioru danych, obejmującego wyniki dla obu kończyn. Dla RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej wyznaczono średnią, odchylenie standardowe i współczynnik zmienności (tabela 27). Pozwoliło to ocenić wielkość błędu oraz jego zróżnicowanie w całym analizowanym zbiorze.

Tabela 27 Średnia, odchylenie standardowe i współczynnik zmienności analizowanych miar dla kąta podudzia względem płaszczyzny przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Podudzie					
	RMS [°]		Średnia różnica [°]		Średnia różnica bezwzględna [°]	
	Przed korekcją	Po korekcji	Przed korekcją	Po korekcji	Przed korekcją	Po korekcji
Średnia	4,792	3,357	3,276	0,020	3,744	2,448
Odchylenie	2,035	1,590	2,6	2,592	1,773	1,517
Zmienność	42,44	47,38	79,36	130,65	47,34	61,99

W całym analizowanym zbiorze średnia wartość RMS przed korekcją wyniosła 4,792°, natomiast po jej zastosowaniu 3,357°. Zmniejszenie o 1,435° odpowiadało redukcji o 29,9%. Odchylenie standardowe obniżyło się z 2,035° do 1,590°, co potwierdziło mniejsze zróżnicowanie wartości RMS pomiędzy poszczególnymi wynikami.

Podobną tendencję obserwowano dla średniej różnicy bezwzględnej. Jej średnia wartość zmniejszyła się z 3,744° przed korekcją do 2,448° po korekcji, co odpowiadało redukcji o 1,296° (34,6%). Odchylenie standardowe zmniejszyło się natomiast z 1,773° do 1,517°. Zastosowanie funkcji korekcyjnej ograniczyło zarówno przeciętną wielkość błędu, jak i jego zróżnicowanie w analizowanym zbiorze.

Wyraźną zmianę odnotowano dla średniej różnicy. Jej średnia wartość zmniejszyła się z 3,276° przed korekcją do 0,020° po jej zastosowaniu, co odpowiada redukcji wartości bezwzględnej o około 99,4%. Odchylenie standardowe pozostało natomiast na bardzo zbliżonym poziomie – odpowiednio 2,600° przed korekcją i 2,592° po korekcji. Uzyskane wyniki potwierdziły, że funkcja korekcyjna przede wszystkim ograniczyła systematyczne przesunięcie wartości modelowych względem pomiarów referencyjnych, bez wyraźnej zmiany zróżnicowania poszczególnych błędów.

W przypadku współczynnika zmienności RMS wzrósł z 42,44% do 47,38%, natomiast dla średniej różnicy bezwzględnej z 47,34% do 61,99%. Wzrost ten należy interpretować w kontekście jednoczesnego zmniejszenia wartości średnich. Współczynnik zmienności jest miarą względną, dlatego przy zmniejszeniu wartości średniej nawet przy jednoczesnym obniżeniu odchylenia standardowego może przyjmować wyższą wartość. Nie oznacza to zatem zwiększenia bezwzględnego zróżnicowania błędu. Szczególnie dotyczy to średniej różnicy, której wartość po korekcji była bardzo bliska zeru, przez co współczynnik zmienności traci swoją użyteczność interpretacyjną.

Analiza dla całego zbioru danych potwierdziła korzystny wpływ zastosowania funkcji korekcyjnej na dokładność modelu. Po korekcji zmniejszeniu uległy średnie wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej, a także odpowiadające im odchylenia standardowe. Najbardziej wyraźną zmianę zaobserwowano dla średniej różnicy, której wartość została zredukowana z poziomu wskazującego na systematyczne zawyżanie wartości do wartości praktycznie równej zeru. Wyniki te wskazują, że funkcja korekcyjna skutecznie ograniczała zarówno wielkość błędu, jak i jego systematyczny charakter.

Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu na podstawie analizy Bland–Altmana

Oceniono zgodność pomiędzy wartościami referencyjnymi uzyskanymi z pomiaru 3D a wartościami wyznaczonymi przez model bez zastosowania funkcji korekcyjnej. Wyniki analizy Bland–Altmana przedstawiono w tabeli 28.

Tabela 28 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny na podstawie analizy Bland–Altmana.

	Podudzie							
	Bias	**Granice zgodności (LoA)**	**Szerokość LoA**	**Charakter biasu**	**Błąd proporcjonalny / trend**	**Obserwacje poza LoA**	**Ocena zgodności**	**Możliwość zamiennego stosowania**
ROM	–1,791	–8,283 do 4,700	12,983	Obecny, ujemny	Brak wyraźnego trendu	Tak	Niska	Nie
max	–0,4977	–2,902 do 1,906	4,808	Niewielki, ujemny	Brak wyraźnego trendu	Pojedyncza	Dobra	Potencjalnie tak*
średnia	–2,776	–8,676 do 3,124	11,800	Znaczny, ujemny	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncze	Niska	Nie
zmienność	0,1502	–0,06963 do 0,3700	0,43963	Obecny, dodatni	Brak wyraźnego trendu	Brak	Dobra	Potencjalnie tak
TAE	234,1	–179,4 do 647,5	826,9	Bardzo znaczny, dodatni	Możliwy trend	Pojedyncza	Bardzo niska	Nie

Dla zakresu ruchu (ROM) uzyskano ujemny bias wynoszący −1,791°. Granice zgodności mieściły się od −8,283° do 4,700°, przy szerokości przedziału 12,983°. Ujemna wartość biasu potwierdziła tendencję modelu do uzyskiwania niższych wartości ROM niż w pomiarze referencyjnym 3D. Nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego, a poza granicami zgodności znalazły się pojedyncze wyniki. Zgodność obu metod dla ROM oceniono jako niską.

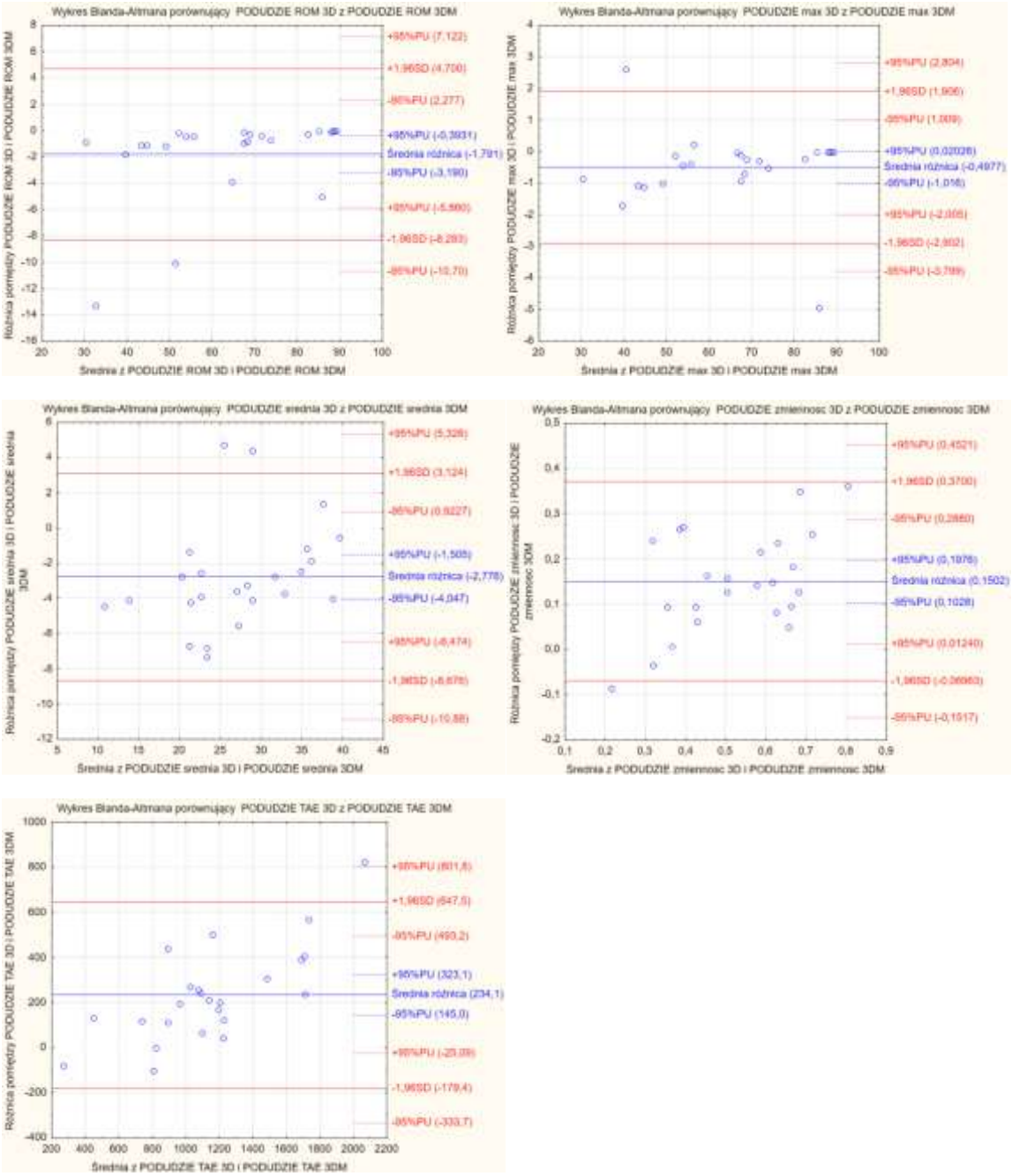
Wartość maksymalna kąta wykazywała się niewielkim ujemnym biasem na poziomie −0,4977°. Granice zgodności wyniosły od −2,902° do 1,906°, a ich szerokość osiągnęła 4,808°. Uzyskany bias potwierdził nieznaczną tendencję modelu do zaniżania wartości maksymalnej względem pomiaru referencyjnego 3D. Nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego, natomiast poza granicami zgodności znalazł się pojedynczy wynik. Zgodność dla tego parametru oceniono jako dobrą, z pewnymi ograniczeniami.

Średnia wartość kąta uzyskała ujemny bias wynoszący −2,776°. Granice zgodności wyniosły od −8,676° do 3,124°, przy szerokości przedziału 11,800°. Wartość biasu potwierdziła tendencję modelu do zaniżania średnich wartości kąta względem pomiarów referencyjnych 3D. Nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego, natomiast pojedyncze wyniki znalazły się poza granicami zgodności. Zgodność pomiędzy metodami dla średniej wartości kąta oceniono jako niską.

Dla zmienności uzyskano niewielki dodatni bias wynoszący 0,1502. Wyznaczony przedział zgodności obejmował wartości od −0,06963 do 0,3700, a jego szerokość wynosiła 0,43963. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, a obserwacje znajdowały się w obrębie wyznaczonych granic zgodności. Wynik ten potwierdził niewielkie systematyczne odchylenie pomiędzy metodami oraz dobrą zgodność w zakresie analizowanego parametru.

Największe rozbieżności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu występowały dla całkowitego błędu bezwzględnego (TAE). Bias wyniósł 234,1, wskazując na wyraźne dodatnie odchylenie wartości uzyskanych z modelu względem wartości referencyjnych 3D. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −179,4 do 647,5, a szerokość przedziału wyniosła 826,9. W przypadku tego parametru zaobserwowano również większy rozrzut różnic oraz obserwacje znajdujące się poza granicami zgodności. Widoczny był ponadto wzrost rozrzutu różnic wraz ze wzrostem wartości analizowanego parametru, co mogło wskazywać na występowanie trendu proporcjonalnego. W konsekwencji zgodność metod dla TAE oceniono jako bardzo niską.

Wyniki analizy przedstawiono również w formie graficznej. Na rysunku 20 zestawiono zbiorcze wykresy Bland–Altmana dla wszystkich pięciu analizowanych parametrów kąta podudzia względem płaszczyzny.



Rysunek 20 Zbiorcze wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu dla analizowanych parametrów kąta podudzia względem płaszczyzny: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE).

Na wykresach widoczne było zróżnicowanie rozkładu wyników pomiędzy poszczególnymi parametrami. Dla wartości maksymalnej oraz zmienności punkty pomiarowe były skupione bliżej wyznaczonych granic zgodności. Większy rozrzut różnic odnotowano dla ROM i wartości średniej, gdzie pojawiły się również pojedyncze wyniki poza granicami zgodności. Największe zróżnicowanie wystąpiło dla TAE – punkty były bardziej rozproszone, a granice zgodności znacznie szersze. Dla tego parametru zaobserwowano również zwiększanie się rozrzutu różnic wraz ze wzrostem wartości

analizowanego parametru. W przypadku pozostałych parametrów nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego.

Analiza Bland–Altmana wykazała różny poziom zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wynikami uzyskanymi z modelu dla poszczególnych parametrów kąta podudzia względem płaszczyzny. Największe rozbieżności dotyczyły parametrów, dla których uzyskano ujemny bias oraz szersze granice zgodności. Uzyskane wyniki stanowiły podstawę do oceny zgodności po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po korekcie

Po zastosowaniu głównej funkcji korekcyjnej ponownie oceniono zgodność wyników modelu z wartościami referencyjnymi 3D za pomocą analizy Bland–Altmana. Analizę wykonano dla pięciu parametrów kąta podudzia względem płaszczyzny: ROM, wartości maksymalnej i średniej, zmienności oraz TAE. Porównanie obejmowało wartości biasu, granice zgodności (LoA), ich szerokość, wyniki znajdujące się poza granicami oraz występowanie ewentualnego trendu proporcjonalnego. Wyniki zestawiono w tabeli 29.

Tabela 29 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny na podstawie analizy Bland–Altmana.

	Podudzie							
	Bias	**Granice zgodności (LoA)**	**Szerokość LoA**	**Charakter biasu**	**Błąd proporcjonalny / trend**	**Obserwacje poza LoA**	**Ocena zgodności**	**Możliwość zamiennego stosowania**
ROM	–1,111	–7,110 do 4,889	11,999	Niewielki, ujemny	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncze	Ograniczona	Nie
max	0,1832	–1,873 do 2,240	4,113	Niewielki, dodatni	Możliwa tendencja spadkowa	Pojedyncza	Dobra, z ograniczeniami	Warunkowo*
średnia	–0,01984	–5,209 do 5,169	10,378	Praktycznie zerowy	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncza	Dobra pod względem biasu; ograniczona przez LoA	Warunkowo*
zmienność	0,02808	–0,1612 do 0,2173	0,3785	Niewielki, dodatni	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncza	Dobra	Potencjalnie tak*
TAE	129,6	–243,8 do 503,0	746,8	Znaczny, dodatni	Możliwy; wzrost rozrzutu	Pojedyncza	Niska	Nie

Zastosowanie funkcji korekcyjnej pozwoliło na ograniczenie systematycznych różnic pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla większości analizowanych parametrów.

Dla zakresu ruchu (ROM) uzyskano niewielki ujemny bias wynoszący −0,8134°. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −2,581° do 0,9539°, przy szerokości przedziału zgodności wynoszącej 3,535°. Nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego, natomiast poza granicami zgodności znalazły się pojedyncze wyniki.

W porównaniu z analizą przeprowadzoną przed korekcją zmniejszyły się zarówno bias, jak i szerokość granic zgodności, co potwierdziło ograniczenie różnic pomiędzy obiema metodami. Zgodność dla ROM oceniono jako dobrą, z pewnymi ograniczeniami.

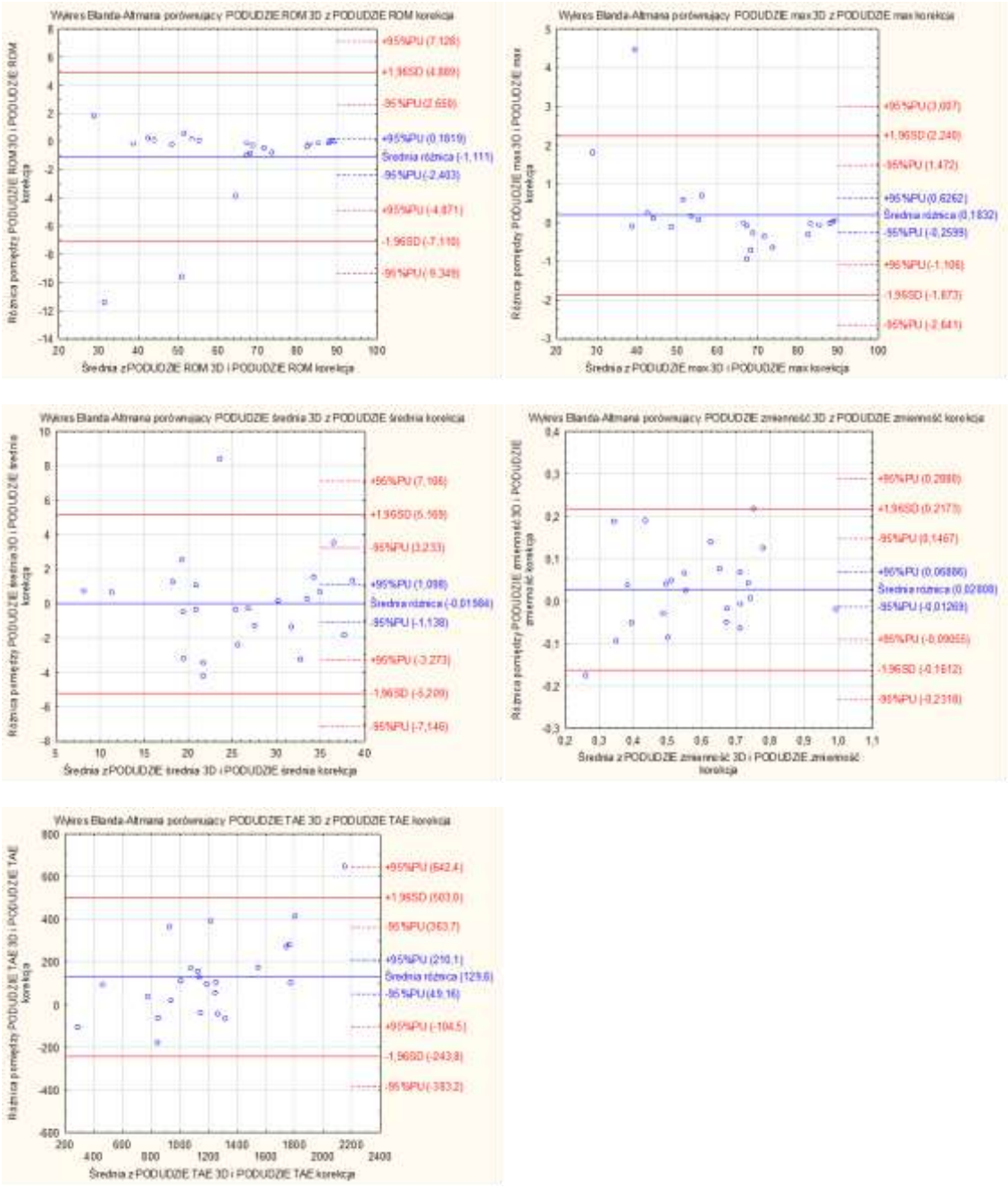
Bias maksymalnej wartości kąta był równy −0,7212°, przy granicach zgodności od −2,165° do 0,7231°. Szerokość przedziału granic zgodności wyniosła 2,888°. Wartość biasu była niewielka i ujemna, wskazując na nieznaczną tendencję modelu po korekcie do uzyskiwania niższych wartości maksymalnych niż wartości referencyjne 3D. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, natomiast występowały pojedyncze obserwacje poza granicami zgodności. Uzyskane wyniki wskazywały na dobrą zgodność pomiędzy metodami, z pewnymi ograniczeniami.

Najmniejszy bias uzyskano dla średniej wartości kąta i wyniósł on 0,08776°, czyli wartość średniej różnicy była bardzo bliska zeru. Granice zgodności mieściły się od −0,5523° do 0,7008°, przy szerokości przedziału 1,2531°. Nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego. Pomimo niewielkiego biasu odnotowano liczne wyniki poza granicami zgodności, co potwierdziło większe rozbieżności w części analizowanych przypadków.

W przypadku zmienności uzyskano bardzo mały bias równy 0,0001257. Granice zgodności mieściły się od −0,006489 do 0,006237, a ich szerokość wyniosła 0,012726. Nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego, natomiast poza granicami zgodności znalazło się kilka wyników. Uzyskane wartości potwierdziły niewielkie systematyczne odchylenie oraz dobrą zgodność pomiędzy obiema metodami.

Największe rozbieżności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po korekcie stwierdzono dla całkowitego błędu bezwzględnego (TAE). Wartość biasu wyniosła 24,41, wskazując na wyraźne dodatnie odchylenie. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −13,91 do 62,74, a szerokość przedziału wyniosła 76,65. W przypadku tego parametru zaobserwowano liczne obserwacje poza granicami zgodności. Dodatkowo widoczny był wzrost rozrzutu różnic wraz ze wzrostem wartości analizowanego parametru. W konsekwencji zgodność metod dla TAE oceniono jako ograniczoną.

Dla pięciu analizowanych parametrów kąta podudzia względem płaszczyzny przygotowano zbiorcze wykresy Bland–Altmana, które przedstawiono na rysunku 21.



Rysunek 21 Zbiorcze wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla analizowanych parametrów kąta podudzia względem płaszczyzny: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE).

Rozkład punktów na wykresach był zgodny z wynikami przedstawionymi w tabeli 29. Dla ROM, wartości maksymalnej, średniej oraz zmienności uzyskano niewielkie wartości biasu i węższe granice zgodności. W przypadku średniej wartości kąta oraz zmienności bias był bardzo bliski zeru. Dla części parametrów odnotowano jednak pojedyncze lub liczne wyniki poza granicami zgodności. Największe zróżnicowanie różnic wystąpiło dla TAE, gdzie wraz ze wzrostem wartości parametru zwiększał się również rozrzut punktów.

Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej uzyskano większą zgodność pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny wyznaczonymi przez model. Analiza Bland–Altmana potwierdziła zmniejszenie rozbieżności pomiędzy wynikami obu metod, przy czym zakres poprawy był zależny od analizowanego parametru.

4.3.1.3.Kąt w stawie kolanowym

Oceniono zgodność wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskanych z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej z wartościami referencyjnymi 3D. Wartości analizowanych parametrów przedstawiono w tabeli 30.

Tabela 30 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskane dla poszczególnych osób po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Staw kolanowy					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
1	1,651	1,974	0,909	0,718	1,162	1,439
2	2,169	2,101	1,299	1,036	1,661	1,805
3	4,011	1,731	1,498	-0,124	3,066	1,175
4	3,290	2,815	2,835	1,929	2,871	2,131
5	2,515	1,728	-1,683	-0,481	1,988	1,346
6	1,991	1,745	-1,163	-0,935	1,526	1,307
7	2,463	3,196	0,241	-0,322	1,977	2,307
8	2,079	1,723	0,742	-0,272	1,502	1,350
9	2,729	2,210	-0,985	-0,551	2,249	1,440
10	4,122	3,521	-1,181	-1,573	3,070	2,471
11	2,433	2,881	0,966	-1,430	1,599	2,303
12	5,147	3,631	3,158	-2,524	3,771	3,018

Zastosowanie funkcji korekcyjnej wpłynęło na zmniejszenie rozbieżności pomiędzy wartościami kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D. Efekt korekcji był widoczny zarówno dla kończyny prawej, jak i lewej, jednak jego wielkość różniła się pomiędzy poszczególnymi przypadkami walidacyjnymi.

Dla kończyny prawej wartości RMS po zastosowaniu korekcji mieściły się w zakresie od 1,651° do 5,147°, natomiast dla kończyny lewej od 1,601° do 7,282°. Zróżnicowanie pomiędzy osobami odnotowano również dla średniej różnicy. Dla strony prawej wartości mieściły się od −2,524° do 3,158°, a dla strony lewej od −3,527° do 3,158°. Uzyskane wyniki pokazały, że różnice pomiędzy wartościami modelowymi a referencyjnymi przyjmowały zarówno wartości dodatnie, jak i ujemne, a ich kierunek nie był taki sam we wszystkich przypadkach.

Dla kończyny prawej średnia wartość RMS wyniosła 2,438°, podczas gdy dla kończyny lewej 2,883°. Średnia różnica osiągnęła odpowiednio −0,377° dla strony prawej oraz 0,553° dla strony lewej. Wartości te wskazywały na niewielkie systematyczne

odchylenie pomiędzy wynikami modelu po korekcie a wartościami referencyjnymi 3D, przy czym dla kończyny prawej model nieznacznie zaniżał wartości, natomiast dla kończyny lewej obserwowano niewielką tendencję do ich zawyżania.

Średnia różnica bezwzględna wyniosła 1,841° dla kończyny prawej oraz 2,203° dla kończyny lewej. Niższą wartość uzyskano dla kończyny prawej, co oznaczało mniejszą przeciętną różnicę pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D.

Zastosowanie funkcji korekcyjnej ograniczyło różnice pomiędzy wartościami kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D. Poprawę zgodności odnotowano dla obu stron ciała, przy czym nieco lepsze wyniki uzyskano dla kończyny prawej, dla której wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej były niższe. Zróżnicowanie wyników pomiędzy poszczególnymi przypadkami potwierdziło jednak, że skuteczność korekcji nie była taka sama dla wszystkich osób.

Wpływ zastosowania funkcji korekcyjnej na zgodność wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym z wartościami referencyjnymi 3D oceniono poprzez porównanie wyników uzyskanych przed korekcją oraz po jej zastosowaniu. Analizę przeprowadzono dla RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej, osobno dla kończyny prawej i lewej (tabela 31).

Tabela 31 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym.

	Staw kolanowy					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	Przed korekcją	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**
Prawa	4,105	2,438	3,133	-0,377	3,334	1,841
Lewa	5,075	2,883	3,879	0,553	4,137	2,203

Zestawienie wyników pokazało wyraźne zmniejszenie wartości RMS po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Dla kończyny prawej wartość RMS zmniejszyła się z 4,105° przed korekcją do 2,438° po jej zastosowaniu, natomiast dla kończyny lewej z 5,075° do 2,883°. Uzyskane wartości potwierdziły zmniejszenie różnic pomiędzy wynikami modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla obu stron ciała.

Wyraźną poprawę odnotowano również dla średniej różnicy. Przed zastosowaniem korekty wynosiła ona 3,133° dla kończyny prawej oraz 3,879° dla kończyny lewej, co wskazywało na zawyżanie wartości uzyskiwanych z modelu względem wartości referencyjnych 3D. Po zastosowaniu korekty średnia różnica zmniejszyła się odpowiednio do −0,377° oraz 0,553°. W obu przypadkach wartości były znacznie bliższe zeru, co potwierdziło ograniczenie systematycznego odchylenia pomiędzy wynikami modelu a wartościami referencyjnymi.

Podobną zmianę odnotowano dla średniej różnicy bezwzględnej. Dla kończyny prawej jej wartość zmniejszyła się z 3,334° przed korekcją do 1,841° po jej zastosowaniu, natomiast dla kończyny lewej z 4,137° do 2,203°. Uzyskane wyniki potwierdziły

zmniejszenie przeciętnej bezwzględnej różnicy pomiędzy wartościami modelowymi a referencyjnymi 3D.

Największą poprawę zaobserwowano dla kończyny prawej, dla której po zastosowaniu korekty uzyskano niższe wartości RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej niż dla kończyny lewej. Jednocześnie dla obu stron średnia różnica została przesunięta z wartości dodatnich do wartości bliskich zeru.

Funkcja korekcyjna poprawiła zgodność wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskanych z modelu z wartościami referencyjnymi 3D. Uzyskane wyniki stanowiły podstawę do dalszej oceny wartości po korekcji z wykorzystaniem średniej, odchylenia standardowego i współczynnika zmienności (tabela 32) oraz analizy zgodności metodą Bland–Altmana.

Tabela 32 Średnia, odchylenie standardowe i zmienność analizowanych miar dla kąta zgięcia w stawie kolanowym przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Staw kolanowy					
	RMS [°]		**Średnia różnica [°]**		**Średnia różnica bezwzględna [°]**	
	Przed korekcją	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**	**Przed korekcją**	**Po korekcji**
Średnia	4,590	2,661	3,506	0,088	3,736	2,022
Odchylenie	1,724	0,894	1,776	1,421	1,562	0,702
Zmienność	0,376	0,336	0,507	16,195	0,418	0,347

Zastosowanie funkcji korekcyjnej doprowadziło do zmniejszenia średniej wartości wszystkich trzech analizowanych miar. Średnia wartość RMS zmniejszyła się z 4,590° przed korekcją do 2,661° po jej zastosowaniu, co potwierdziło ograniczenie przeciętnego błędu pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D.

Największą zmianę odnotowano dla średniej różnicy, której wartość zmniejszyła się z 3,506° przed zastosowaniem korekty do 0,088° po jej zastosowaniu. Tak znaczne zmniejszenie wartości potwierdziło ograniczenie systematycznego odchylenia pomiędzy wynikami modelu a wartościami referencyjnymi 3D. Po korekcji średnia różnica była bardzo bliska zeru.

Zmniejszenie wartości odnotowano również dla średniej różnicy bezwzględnej – z 3,736° przed korekcją do 2,022° po jej zastosowaniu. Uzyskany wynik potwierdził zmniejszenie przeciętnej wielkości różnic pomiędzy wynikami modelu a wartościami referencyjnymi 3D.

Zmniejszenie odchylenia standardowego odnotowano dla wszystkich trzech analizowanych miar. Dla RMS wartość ta zmniejszyła się z 1,724° do 0,894°, natomiast dla średniej różnicy bezwzględnej z 1,562° do 0,702°. W przypadku średniej różnicy odchylenie standardowe zmniejszyło się z 1,776° do 1,421°. Uzyskane wyniki potwierdziły mniejsze rozproszenie wartości po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

Wartości współczynnika zmienności dla RMS zmniejszyły się z 0,376 do 0,336, a dla średniej różnicy bezwzględnej z 0,418 do 0,347. Odmienny wynik uzyskano dla średniej różnicy, dla której współczynnik zmienności wzrósł z 0,507 przed korekcją do 16,195 po jej zastosowaniu. Wzrost ten wynikał z bardzo małej średniej wartości różnicy

po korekcji (0,088°), przez co współczynnik zmienności nie stanowił w tym przypadku miarodajnej miary zróżnicowania wyników.

Analiza średniej, odchylenia standardowego i zmienności potwierdziła korzystny wpływ zastosowania funkcji korekcyjnej na zgodność modelu dla kąta zgięcia w stawie kolanowym. Szczególnie istotne było przesunięcie średniej różnicy z wartości 3,506° do wartości 0,088°, wskazujące na znaczne ograniczenie systematycznego odchylenia pomiędzy modelem a wartościami referencyjnymi 3D.

Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu na podstawie analizy Bland–Altmana

Oceniono zgodność pomiędzy wartościami referencyjnymi uzyskanymi z pomiaru 3D a wartościami kąta zgięcia w stawie kolanowym wyznaczonymi przez model bez zastosowania funkcji korekcyjnej. Wyniki analizy Bland–Altmana przedstawiono w tabeli 33.

Tabela 33 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu dla kąta zgięcia w stawie kolanowym na podstawie analizy Bland–Altmana.

	Staw kolanowy							
	Bias	**Granice zgodności (LoA)**	**Szerokość LoA**	**Charakter biasu**	**Błąd proporcjonalny / trend**	**Obserwacje poza LoA**	**Ocena zgodności**	**Możliwość zamiennego stosowania**
ROM	3,602	–8,663 do 15,870	24,533	Dodatni	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncze	Dobra, lecz ograniczona przez obserwacje odstające; warunkowo	Tak, z ograniczeniami
max	5,089	–5,122 do 15,300	20,422	Dodatni	Możliwy	Pojedyncza	Dobra, lecz z ograniczeniami; warunkowo	Tak, z ograniczeniami
średnia	3,506	–0,04996 do 7,061	7,111	Dodatni	Możliwy trend wzrostowy	Nie	Dobra pod względem biasu; ograniczona przez obserwacje odstające	Tak, z ograniczeniami
zmienność	0,001054	–0,03984 do 0,04195	0,08179	Praktycznie zerowy	Brak wyraźnego trendu	Pojedyncza	Bardzo dobra pod względem biasu; potencjalnie możliwa zamienność	Tak
TAE	118,4	–106,0 do 342,8	448,8	Wyraźny dodatni	Możliwy / wzrost rozrzutu	Nie stwierdzono poza LoA	Ograniczona; nie zaleca się zamiennego stosowania	Nie

Dla zakresu ruchu (ROM) uzyskano dodatni bias wynoszący 3,602°. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −8,663° do 15,870°, a ich szerokość wyniosła 24,533°. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, natomiast poza granicami zgodności znalazły się pojedyncze wyniki. Dodatni bias wskazywał na tendencję modelu do uzyskiwania wyższych wartości niż w pomiarze referencyjnym 3D. Ogólną zgodność pomiędzy metodami oceniono jako dobrą, jednak z pewnymi ograniczeniami

wynikającymi z występowania wyników poza granicami zgodności. Możliwość zamiennego stosowania obu metod oceniono jako możliwą z ograniczeniami.

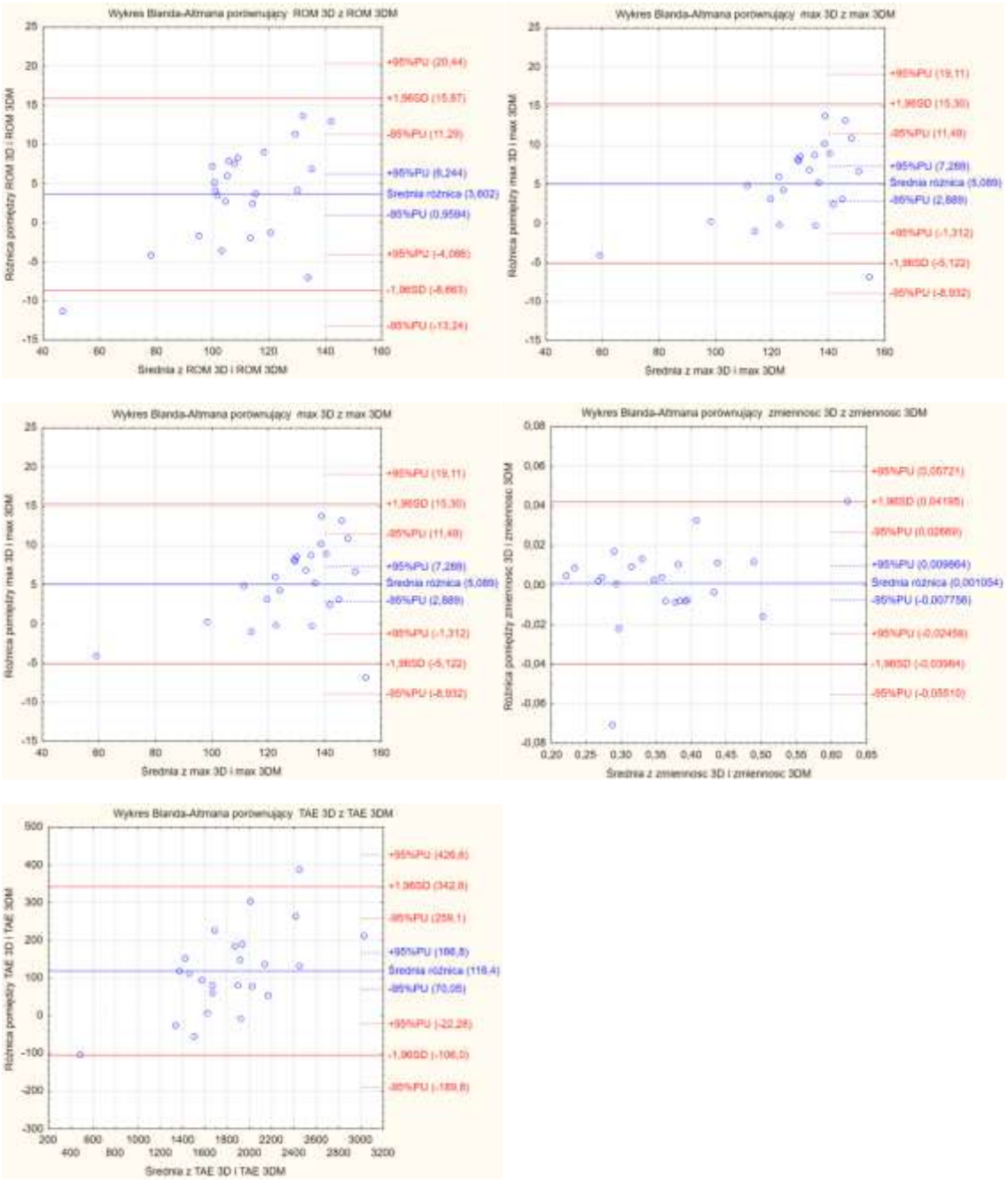
W przypadku wartości maksymalnej kąta uzyskano bias wynoszący 5,089°, co wskazywało na dodatnie systematyczne odchylenie wyników modelu względem wartości referencyjnych 3D. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −5,122° do 15,300°, a ich szerokość wyniosła 20,422°. Stwierdzono możliwość występowania trendu proporcjonalnego, a poza granicami zgodności znalazły się pojedyncze wyniki. Ogólną zgodność pomiędzy metodami oceniono jako dobrą, jednak z pewnymi ograniczeniami, natomiast możliwość zamiennego stosowania obu metod określono jako warunkową.

Dla średniej wartości kąta uzyskano dodatni bias wynoszący 3,506°. Wyznaczony przedział zgodności obejmował wartości od −0,04996° do 7,061°, przy szerokości przedziału wynoszącej 7,111°. Dodatnia wartość biasu wskazywała na systematyczne zawyżanie wartości uzyskanych z modelu względem wartości referencyjnych 3D. Nie stwierdzono wyników znajdujących się poza granicami zgodności, jednak zaobserwowano możliwość występowania wzrostowego trendu proporcjonalnego. Zgodność pomiędzy metodami oceniono jako dobrą, z ograniczeniem wynikającym z obserwowanego trendu, natomiast możliwość ich zamiennego stosowania określono jako możliwą z ograniczeniami.

Najmniejsze systematyczne odchylenie stwierdzono dla zmienności. Wartość biasu wyniosła 0,001054, a więc była bardzo bliska zeru. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −0,03984 do 0,04195, przy szerokości 0,08179. Nie stwierdzono wyraźnego trendu proporcjonalnego, natomiast pojedyncze wyniki znalazły się poza granicami zgodności. Zgodność pomiędzy metodami oceniono jako bardzo dobrą pod względem wartości biasu, z pewnymi ograniczeniami wynikającymi ze zróżnicowania różnic.

Największe rozbieżności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu stwierdzono dla całkowitego błędu bezwzględnego (TAE). Bias wyniósł 118,4, co wskazywało na wyraźne dodatnie odchylenie. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −106,0 do 342,8, a ich szerokość wyniosła 448,8. Nie stwierdzono wyników znajdujących się poza granicami zgodności, jednak zaobserwowano zwiększanie się rozrzutu różnic wraz ze wzrostem wartości analizowanego parametru. Ogólną zgodność pomiędzy metodami oceniono jako ograniczoną, a zamienne stosowanie wartości TAE uzyskanych obiema metodami nie było zalecane.

Wyniki analizy przedstawiono również w formie graficznej. Na rysunku 22 przedstawiono zbiorczo wykresy Bland–Altmana dla wszystkich pięciu analizowanych parametrów kąta zgięcia w stawie kolanowym.



Rysunek 22 Wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu dla analizowanych parametrów kąta zgięcia w stawie kolanowym: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE).

Analiza graficzna potwierdziła wyniki przedstawione w tabeli 33. Dla ROM, wartości maksymalnej oraz średniej widoczna była tendencja do dodatnich różnic pomiędzy wynikami modelu a wartościami referencyjnymi 3D, co było zgodne z dodatnimi wartościami biasu. W przypadku średniej wartości kąta punkty nie przekraczały wyznaczonych granic zgodności, jednak ich rozmieszczenie sugerowało możliwość występowania wzrostowego trendu proporcjonalnego. Dla zmienności punkty były rozmieszczone wokół wartości biasu bliskiej zeru, co potwierdziło niewielkie

systematyczne odchylenie pomiędzy metodami. Największy rozrzut różnic odnotowano dla TAE, co było zgodne z szerokimi granicami zgodności uzyskanymi dla tego parametru.

Przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej zgodność pomiędzy modelem a wartościami referencyjnymi 3D była zróżnicowana w zależności od analizowanego parametru. Najmniejsze systematyczne odchylenie uzyskano dla zmienności, dla której bias był praktycznie zerowy, natomiast dla ROM, wartości maksymalnej i średniej odnotowano dodatnie wartości biasu. Największe rozbieżności wystąpiły dla TAE, charakteryzującego się wyraźnym dodatnim biasem oraz szerokimi granicami zgodności. Wyniki te stanowiły punkt odniesienia do oceny zmian po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po korekcie

Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej ponownie oceniono zgodność wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskanych z modelu z wartościami referencyjnymi 3D za pomocą analizy Bland–Altmana. Analizę przeprowadzono dla pięciu parametrów: ROM, wartości maksymalnej, wartości średniej, zmienności oraz TAE. Wyniki przedstawiono w tabeli 34.

Tabela 34 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym na podstawie analizy Bland–Altmana.

	Staw kolanowy							
	Bias	**Granice zgodności (LoA)**	**Szerokość LoA**	**Charakter biasu**	**Błąd proporcjonalny / trend**	**Obserwacje poza LoA**	**Ocena zgodności**	**Możliwość zamiennego stosowania**
ROM	–0,8134	–2,581 do 0,9539	3,535	Niewielki ujemny	Brak jednoznacznego trendu	Pojedyncze	Dobra, lecz ograniczona przez obserwacje odstające; warunkowo	Tak, z ograniczeniami
max	–0,7212	–2,165 do 0,7231	2,888	Niewielki ujemny	Brak jednoznacznego trendu	Liczne / pojedyncze duże	Dobra, lecz z ograniczeniami; warunkowo	Tak, z ograniczeniami
średnia	0,08776	–0,5523 do 0,7008	1,253	Praktycznie zerowy	Brak jednoznacznego trendu	Liczne	Dobra pod względem biasu; ograniczona przez obserwacje odstające	Tak, z ograniczeniami
zmienność	–0,0001257	–0,006489 do 0,006237	0,012726	Praktycznie zerowy	Brak jednoznacznego trendu	Kilka	Bardzo dobra pod względem biasu; potencjalnie możliwa zamienność	Tak
TAE	24,41	–13,91 do 62,74	76,65	Wyraźny dodatni	Możliwy; wzrost rozrzutu	Liczne	Ograniczona; nie zaleca się zamiennego stosowania	Nie

Dla zakresu ruchu (ROM) uzyskano ujemny bias wynoszący −0,8134°, co wskazywało na niewielkie zaniżanie wartości uzyskanych z modelu po zastosowaniu korekcji względem pomiaru referencyjnego 3D. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −2,581° do 0,9539°, a ich szerokość wyniosła 3,535°. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, natomiast poza granicami zgodności znalazły się pojedyncze wyniki. W porównaniu z wynikami przed korekcją zmniejszyły się zarówno wartość biasu, jak i szerokość granic zgodności, co potwierdziło ograniczenie różnic pomiędzy obiema metodami. Zgodność dla ROM oceniono jako dobrą, z pewnymi ograniczeniami wynikającymi z występowania wyników poza granicami zgodności, a możliwość zamiennego stosowania metod określono jako możliwą z ograniczeniami.

W przypadku wartości maksymalnej granice zgodności mieściły się w zakresie od −2,165° do 0,7231°, przy szerokości przedziału wynoszącej 2,888°. Wartość bias wyniosła −0,7212°, wskazując na niewielkie ujemne odchylenie wyników modelu względem wartości referencyjnych 3D. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, jednak w analizowanych danych występowały pojedyncze wyniki o większym odchyleniu, co ograniczało pełną zgodność pomiędzy metodami. W porównaniu z wynikami przed korekcją znacznie zmniejszyły się zarówno wartość biasu, jak i szerokość granic zgodności. Zgodność pomiędzy metodami oceniono jako dobrą, z pewnymi ograniczeniami, a możliwość zamiennego stosowania wartości określono jako możliwą z ograniczeniami.

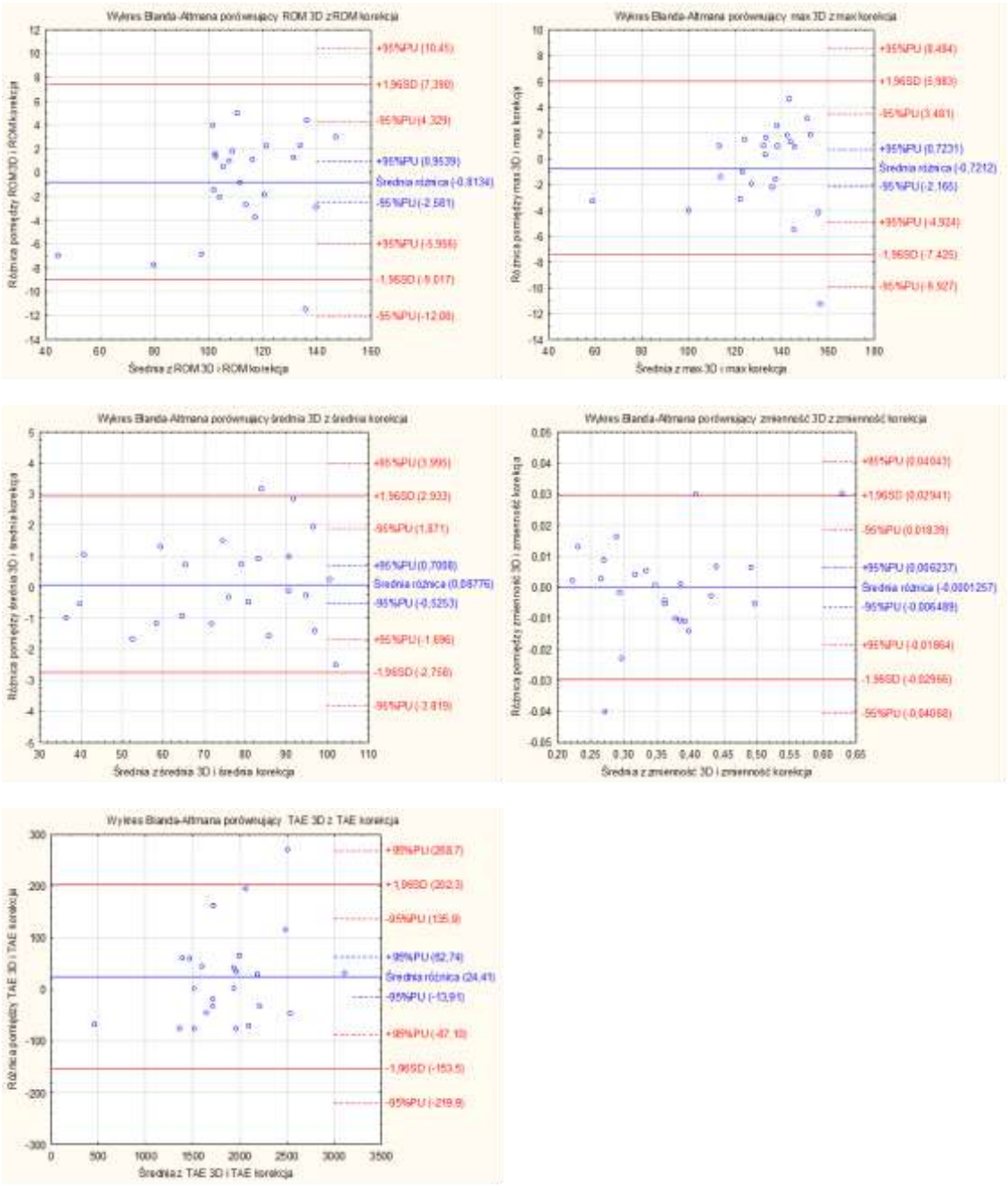
Wartość bias dla średniego kąta wynosiła 0,08776°, natomiast granice zgodności wyznaczono na poziomie −0,5523° oraz 0,7008°. Szerokość uzyskanego przedziału zgodności wynosiła 1,253°. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, natomiast odnotowano liczne wyniki znajdujące się poza granicami zgodności. W porównaniu z analizą przeprowadzoną przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej znacznie zmniejszyły się zarówno wartość biasu, jak i szerokość granic zgodności. Zgodność pomiędzy metodami oceniono jako dobrą pod względem wartości biasu, jednak z ograniczeniami wynikającymi z występowania wyników poza granicami zgodności. Możliwość zamiennego stosowania metod określono jako możliwą z ograniczeniami.

Najmniejsze systematyczne odchylenie uzyskano dla zmienności, podobnie jak przed zastosowaniem korekcji. Wartość biasu wyniosła 0,0001257 i była praktycznie równa zeru. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −0,006489 do 0,006237, a ich szerokość wyniosła 0,012726. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, natomiast kilka wyników znalazło się poza granicami zgodności. Uzyskane wyniki potwierdziły bardzo niewielkie systematyczne odchylenie oraz stosunkowo mały zakres różnic pomiędzy metodami. Zgodność oceniono jako bardzo dobrą pod względem biasu, natomiast możliwość zamiennego stosowania metod określono jako potencjalnie możliwą.

Największe rozbieżności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po korekcji stwierdzono dla całkowitego błędu bezwzględnego (TAE). Bias wyniósł 24,41, co wskazywało na wyraźne dodatnie odchylenie. Granice zgodności mieściły się w zakresie od −13,91 do 62,74, a ich szerokość wyniosła 76,65. Zaobserwowano zwiększanie się rozrzutu różnic wraz ze wzrostem wartości analizowanego parametru oraz liczne wyniki poza granicami zgodności. W porównaniu z wynikami przed korekcją zmniejszyły się zarówno wartość biasu, jak i szerokość granic

zgodności, jednak zgodność dla TAE nadal pozostawała ograniczona. Zamienne stosowanie wartości TAE uzyskanych obiema metodami nie było zalecane.

Na rysunku 23 przedstawiono zbiorcze wykresy Bland–Altmana dla analizowanych parametrów kąta zgięcia w stawie kolanowym po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.



Rysunek 23 Wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla analizowanych parametrów kąta zgięcia w stawie kolanowym: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE).

Na wykresach widoczne było zmniejszenie rozrzutu różnic dla ROM i wartości maksymalnej w porównaniu z wynikami uzyskanymi przed korekcją. Punkty dla obu parametrów skupiały się w pobliżu wartości biasu, który przyjmował niewielkie wartości ujemne. W przypadku średniej wartości kąta różnice były rozmieszczone wokół zera, co potwierdziło ograniczenie wcześniejszego dodatniego odchylenia. Jednocześnie część punktów znajdowała się wyraźnie poza głównym skupiskiem, co odpowiadało wynikom przekraczającym granice zgodności.

Dla zmienności punkty skupiały się wokół wartości biasu bliskiej zeru i charakteryzowały się niewielkim rozrzutem, co potwierdziło bardzo małe systematyczne odchylenie pomiędzy metodami. Największe zróżnicowanie punktów nadal występowało dla TAE, jednak w porównaniu z wynikami przed korekcją zakres różnic był wyraźnie mniejszy. Jednocześnie wraz ze wzrostem wartości TAE zwiększał się rozrzut punktów, co było zgodne z możliwością występowania trendu proporcjonalnego.

Zastosowanie funkcji korekcyjnej poprawiło zgodność wyników modelu z wartościami referencyjnymi 3D dla wszystkich analizowanych parametrów. Największą zmianę odnotowano dla ROM, wartości maksymalnej oraz średniej wartości kąta, dla których bias zmniejszył się odpowiednio z 3,602° do −0,8134°, z 5,089° do −0,7212° oraz z 3,506° do 0,08776°. Jednocześnie zmniejszyła się szerokość granic zgodności, co potwierdziło ograniczenie rozbieżności pomiędzy obiema metodami. Najkorzystniejszą zgodność, pod względem wartości biasu, uzyskano dla zmienności, dla której odchylenie pozostało praktycznie zerowe, a szerokość LoA uległa dalszemu zmniejszeniu. Największe rozbieżności nadal występowały dla TAE, jednak również w tym przypadku zastosowanie korekcji doprowadziło do wyraźnego zmniejszenia wartości biasu oraz szerokości granic zgodności. Mimo poprawy wyniki dla TAE nadal nie uzasadniały zamiennego stosowania obu metod.

Uzyskane wyniki potwierdziły, że zastosowanie funkcji korekcyjnej skutecznie ograniczyło systematyczne różnice pomiędzy wartościami uzyskiwanymi z modelu a pomiarem referencyjnym 3D oraz zmniejszyło zakres występujących rozbieżności.

4.3.2. Analiza statystyczna parametrów oceny zgodności modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej

Analogicznie do analizy przeprowadzonej dla modelu bez korekty oceniono normalność rozkładu analizowanych parametrów po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Analizę przeprowadzono dla trzech parametrów opisujących wielkość różnic, tj. pierwiastka średniego błędu kwadratowego (RMS), średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej, z uwzględnieniem kończyny lewej i prawej oraz trzech analizowanych kątów: uda względem płaszczyzny, podudzia względem płaszczyzny oraz stawu kolanowego. Normalność rozkładu zweryfikowano za pomocą testu Shapiro–Wilka, przyjmując poziom istotności $\alpha = 0,05$. Wyniki przedstawiono w tabeli 35.

Tabela 35 Wartości p testu Shapiro–Wilka dla parametrów oceny zgodności wartości kątów uzyskanych z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Tablica rozkładu wyniku testu Shapiro-Wilka					
	Udo		**Podudzie**		**Staw kolanowy**	
	P	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**
RMS	0,00001	0,19985*	0,00179	0,05686*	0,04512	0,11832*
Średnia różnica	0,00189	0,89032*	0,10809*	0,05014*	0,97801*	0,44803*
Średnia różnica bezwzględna	0,00001	0,171796*	0,00433	0,00184	0,11843*	0,25893*

*- rozkład normalny (p>0,05)

Wyniki przedstawione w tabeli 35 pokazują, że w większości analizowanych przypadków rozkład wartości był zgodny z rozkładem normalnym ($p > 0,05$). Odchylenia od normalności wystąpiły głównie dla parametrów dotyczących kończyny prawej. Dla kąta uda względem płaszczyzny normalność rozkładu nie została zachowana dla części analizowanych miar, natomiast dla kąta podudzia względem płaszczyzny odstępstwa dotyczyły RMS oraz średniej różnicy bezwzględnej. W przypadku kąta zgięcia w stawie kolanowym odchylenie od rozkładu normalnego stwierdzono jedynie dla RMS kończyny prawej.

Dla kończyny lewej większość analizowanych parametrów charakteryzowała się rozkładem normalnym. Wyjątek stanowiła średnia różnica bezwzględna kąta podudzia względem płaszczyzny, dla której uzyskano $p = 0,00184$.

Wyniki oceny normalności pozwoliły na dobór odpowiednich metod statystycznych w dalszej analizie.

Za pomocą testu t-Studenta dla prób zależnych lub testu Wilcoxona, w zależności od spełnienia założenia normalności rozkładu oceniono istotność statystyczną różnic pomiędzy wartościami uzyskanymi z pomiaru referencyjnego 3D a wynikami modelu. Przyjęto poziom istotności $\alpha = 0,05$. Wyniki analizy dla parametrów RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej przedstawiono w tabeli 36.

Tabela 36 Wyniki testu Wilcoxona oraz testu t-Studenta dla parametrów RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej.

	Tablica rozkładu wyniku testu Wilcoxona oraz testu T- Studenta					
	Udo		**Podudzie**		**Staw kolanowy**	
	P	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**
RMS [°]	0,034171	0,236939	0,004742	0,116515	0,002218	0,001214
Średnia różnica [°]	0,002218	0,000003	0,000000	0,000000	0,000003	0,000000
Średnia różnica bezwzględna [°]	0,049861	0,239317	0,009633	0,116665	0,000892	0,002742

Analiza wartości RMS wykazała występowanie istotnych statystycznie różnic pomiędzy analizowanymi metodami dla prawej kończyny w obrębie uda ($p = 0,034171$), podudzia ($p = 0,004742$) oraz stawu kolanowego ($p = 0,002218$). Dla lewej kończyny istotną statystycznie różnicę stwierdzono jedynie w obrębie stawu kolanowego

(p = 0,001214), natomiast dla uda (p = 0,236939) i podudzia (p = 0,116515) nie uzyskano istotności statystycznej. Oznacza to, że w przypadku parametru RMS zgodność pomiędzy wartościami referencyjnymi a wartościami uzyskanymi z modelu różniła się w zależności od analizowanego segmentu oraz strony ciała.

W przypadku średniej różnicy we wszystkich analizowanych segmentach oraz dla obu stron ciała uzyskano istotne statystycznie różnice. Wartości *p* były mniejsze od 0,05 dla uda, podudzia oraz stawu kolanowego. Najniższą wartość odnotowano dla lewej kończyny w obrębie uda (p = 0,000003). Wyniki potwierdziły, że średnia różnica pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wynikami modelu była istotna statystycznie we wszystkich analizowanych przypadkach.

Dla średniej różnicy bezwzględnej obraz wyników był bardziej zróżnicowany. W obrębie uda istotność statystyczną stwierdzono dla prawej kończyny (p = 0,049861), natomiast dla lewej kończyny nie wykazano istotnej różnicy (p = 0,239317). W przypadku podudzia istotność uzyskano dla prawej kończyny (p = 0,009633), podczas gdy dla lewej kończyny wartość p = 0,116665 nie wskazywała na istotną różnicę. Dla stawu kolanowego różnice były istotne statystycznie zarówno dla prawej (p = 0,000892), jak i lewej kończyny (p = 0,002742).

W celu oceny zależności pomiędzy wynikami uzyskanymi z pomiaru referencyjnego 3D a wynikami uzyskanymi z modelu przeprowadzono analizę korelacji dla wcześniej analizowanych parametrów, tj. RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej. Wyniki przedstawiono w tabeli 37.

Tabela 37 Wyniki analizy korelacji dla parametrów RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej.

	Korelacja					
	Udo		**Podudzie**		**Staw kolanowy**	
	P	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**
RMS [°]	0,839408	0,286775	0,712467	0,434424	0,409713	0,561012
Średnia różnica [°]	0,972845	0,908813	0,864186	0,980467	0,425630	0,942649
Średnia różnica bezwzględna [°]	0,834116	0,225772	0,581727	0,365873	0,251003	0,413137

Analiza korelacji dla parametru RMS wykazała dodatnie zależności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu we wszystkich analizowanych segmentach i dla obu stron ciała. Współczynniki korelacji mieściły się w zakresie od 0,286775 do 0,839408. Najsilniejszą zależność uzyskano dla uda po stronie prawej (0,839408), natomiast najsłabszą dla uda po stronie lewej (0,286775). Dla podudzia wartości wyniosły 0,712467 dla strony prawej i 0,434424 dla strony lewej, a dla stawu kolanowego odpowiednio 0,409713 i 0,561012. Siła zależności była więc zróżnicowana pomiędzy analizowanymi segmentami, przy czym najwyższą korelację uzyskano dla prawego uda.

W przypadku średniej różnicy współczynniki korelacji przyjmowały wartości od 0,425630 do 0,980467. Najsilniejszą zależność uzyskano dla podudzia po stronie lewej

(0,980467), natomiast najsłabszą dla stawu kolanowego po stronie prawej (0,425630). Dla uda wartości wyniosły 0,972845 dla strony prawej oraz 0,908813 dla strony lewej. Wysokie wartości korelacji uzyskano więc dla uda i podudzia, natomiast dla stawu kolanowego zależność była wyraźnie słabsza.

Dla średniej różnicy bezwzględnej współczynniki korelacji mieściły się w zakresie od 0,225772 do 0,834116. Najsilniejszą zależność stwierdzono dla uda po stronie prawej (0,834116), a najsłabszą dla uda po stronie lewej (0,225772). Dla podudzia wartości wyniosły 0,581727 dla strony prawej i 0,365873 dla strony lewej, natomiast dla stawu kolanowego odpowiednio 0,251003 i 0,413137. W porównaniu ze średnią różnicą zależności dla średniej różnicy bezwzględnej były na ogół słabsze.

Przeprowadzono również analizę mocy statystycznej, która pozwoliła ocenić zdolność zastosowanych testów do wykrywania rzeczywistych różnic pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wynikami uzyskanymi z modelu. Analizę wykonano dla parametrów RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej. Wyniki przedstawiono w tabeli 38.

Tabela 38 Moc statystyczna dla parametrów RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej.

	Moc statystyczna					
	Udo		**Podudzie**		**Staw kolanowy**	
	P	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**
RMS [°]	0,7352	0,2081	0,9936	0,3433	0,9958	0,9750
Średnia różnica [°]	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
Średnia różnica bezwzględna [°]	0,6179	0,1683	0,9473	0,3371	0,9833	0,9368

W przypadku parametru RMS wartości mocy statystycznej różniły się w zależności od analizowanego segmentu i strony ciała. Dla prawej kończyny wyniosły 0,7352 dla uda, 0,9936 dla podudzia oraz 0,9958 dla stawu kolanowego, natomiast dla lewej odpowiednio 0,2081, 0,3433 oraz 0,9750. Najwyższą moc uzyskano dla podudzia i stawu kolanowego po stronie prawej oraz stawu kolanowego po stronie lewej. Znacznie niższe wartości odnotowano dla uda i podudzia po stronie lewej.

Dla średniej różnicy moc statystyczna we wszystkich analizowanych przypadkach wyniosła 1,0000, niezależnie od segmentu i strony ciała. Uzyskany wynik świadczył o bardzo wysokiej zdolności zastosowanego testu do wykrywania różnic pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wynikami modelu.

W przypadku średniej różnicy bezwzględnej wartości mocy również były zróżnicowane. Dla prawej kończyny wyniosły 0,6179 dla uda, 0,9473 dla podudzia oraz 0,9833 dla stawu kolanowego, a dla lewej odpowiednio 0,1683, 0,3371 oraz 0,9368. Najwyższe wartości uzyskano dla stawu kolanowego po obu stronach oraz podudzia po stronie prawej. Najniższa moc dotyczyła uda i podudzia po stronie lewej.

4.4. Badanie użyteczności opracowanej metody do wspomagania diagnostyki noworodków

W celu kompleksowej oceny możliwości wykorzystania opracowanego modelu do oceny symetrii kąta zgięcia w stawie kolanowym przeprowadzono analizę zakresu ruchu (ROM) dla prawej i lewej kończyny dolnej. Na podstawie wyznaczonych wartości ROM obliczono współczynnik symetrii zakresu ruchu, a następnie oceniono zgodność wartości tego współczynnika uzyskanych na podstawie danych referencyjnych oraz modelu.

W pierwszym etapie analizie poddano zakres ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym, wyznaczony niezależnie dla prawej i lewej kończyny. Dla każdej strony określono maksymalną i minimalną wartość kąta, na podstawie których obliczono zakres ruchu. Następnie, wykorzystując wartości ROM dla prawej i lewej kończyny, wyznaczono współczynnik symetrii zakresu ruchu. Współczynnik ten obliczono oddzielnie dla danych referencyjnych 3D oraz wartości uzyskanych z opracowanego modelu.

W drugim etapie przeprowadzono analizę zgodności współczynnika symetrii z wykorzystaniem metody Bland–Altmana. Porównano wartości współczynnika symetrii wyznaczone na podstawie pomiaru referencyjnego (SYM_RZ) z wartościami uzyskanymi z modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz po jej zastosowaniu (SYM_M_korekcja). Takie postępowanie umożliwiło ocenę zgodności współczynnika symetrii wyznaczonego na podstawie modelu z wartością uzyskaną z pomiaru referencyjnego oraz określenie wpływu funkcji korekcyjnej na zgodność oceny symetrii zakresu ruchu.

4.4.1. Ocena zgodności wartości zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym wyznaczanych na podstawie modelu i danych referencyjnych 3D

W tabeli 39 przedstawiono wartości ROM dla prawej i lewej kończyny, wyznaczone na podstawie pomiaru referencyjnego 3D, modelu rekonstrukcji oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

Tabela 39 Wartości zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym dla prawej (P) i lewej (L) kończyny uzyskane na podstawie pomiaru referencyjnego 3D, modelu rekonstrukcji oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Staw kolanowy					
	ROM [°]					
	3D		**Model**		**Model po korekcji**	
	P	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**
1	102,960	103,420	98,882	99,884	105,029	101,894
2	76,011	94,056	80,132	95,727	83,788	100,943
3	135,002	138,555	123,670	124,890	132,731	134,164
4	105,772	108,143	103,009	102,141	105,286	107,182
5	132,067	101,294	127,838	104,836	130,817	102,780
6	112,404	119,678	114,330	120,923	115,116	121,519
7	113,037	103,500	104,690	96,181	108,066	99,554
8	116,838	148,572	113,062	135,525	115,725	145,562
9	103,270	41,177	98,098	52,480	101,984	48,155
10	130,133	111,316	137,144	103,778	141,606	112,168
11	115,241	109,526	112,772	101,517	119,019	107,771
12	138,328	122,585	131,443	113,489	141,226	120,320

Wartości ROM uzyskane z pomiaru referencyjnego 3D były zróżnicowane pomiędzy analizowanymi przypadkami. Dla prawej kończyny mieściły się w zakresie od 76,011° do 138,328°, natomiast dla lewej kończyny od 41,177° do 148,572°. W przypadku modelu rekonstrukcji zakres wartości wynosił odpowiednio 80,132–137,144° dla prawej oraz 52,480–135,525° dla lewej kończyny. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wartości ROM dla prawej kończyny mieściły się w zakresie 83,788–141,606°, a dla lewej 48,155–145,562°.

Zestawienie wartości średnich ROM, odchyleń standardowych oraz współczynników zmienności dla pomiaru 3D, modelu oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej przedstawiono w tabeli 40.

Tabela 40 Wartość średnia, odchylenie standardowe i współczynnik zmienności zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym dla prawej (P) i lewej (L) kończyny, uzyskanych na podstawie pomiaru 3D, modelu oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.

	Staw kolanowy					
	ROM [°]					
	3D		**Model**		**Model po korekcji**	
	P	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**
Średnia	115,08846	108,48512	112,08914	104,28095	116,69949	108,50095
Odchylenie	17,4936912	26,4320997	16,2913423	20,4870728	17,3930695	23,7642235
Zmienność	0,15200213	0,24364724	0,14534273	0,19646036	0,14904152	0,21902319

Dla pomiaru referencyjnego 3D średnia wartość ROM wynosiła 115,09° dla prawej i 108,49° dla lewej kończyny. W przypadku modelu uzyskano średnio 112,09° dla prawej i 104,28° dla lewej kończyny, natomiast po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wartości te wynosiły odpowiednio 116,70° i 108,50°. We wszystkich analizowanych metodach średnia wartość ROM była zatem większa dla prawej kończyny.

Porównanie średnich wartości wskazuje, że w odniesieniu do pomiaru referencyjnego model bez korekcji dawał niższe wartości ROM o 3,00° dla prawej i 4,20° dla lewej kończyny. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej średnia wartość ROM wzrosła o 4,61° dla prawej oraz 4,22° dla lewej kończyny w stosunku do wartości uzyskanych z modelu przed korekcją. W rezultacie różnica pomiędzy wartością średnią uzyskaną z modelu po korekcji a pomiarem referencyjnym wynosiła 1,61° dla prawej i zaledwie 0,02° dla lewej kończyny.

Zróżnicowanie wyników oceniono również na podstawie odchylenia standardowego i współczynnika zmienności. Dla danych referencyjnych odchylenie standardowe wynosiło 17,49° dla prawej i 26,43° dla lewej kończyny, co odpowiada współczynnikom zmienności równym odpowiednio 15,20% i 24,36%. Dla modelu wartości te wynosiły 16,29° i 20,48°, przy współczynnikach zmienności 14,53% i 19,65%. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej odchylenie standardowe wynosiło 17,39° dla prawej i 23,76° dla lewej kończyny, a współczynniki zmienności odpowiednio 14,90% i 21,90%.

Największe zróżnicowanie wartości ROM obserwowano dla lewej kończyny, niezależnie od analizowanej metody. W odniesieniu do pomiaru referencyjnego 3D większe zróżnicowanie wyników dla lewej strony potwierdzały zarówno wyższa wartość odchylenia standardowego, jak i współczynnika zmienności w porównaniu z prawą kończyną. Dla wartości uzyskanych z modelu odnotowano niższe wartości obu miar zróżnicowania, natomiast po zastosowaniu funkcji korekcyjnej ich wartości wzrosły w porównaniu z wynikami uzyskanymi z modelu przed korekcją.

Uzyskane wyniki wskazują na zmniejszenie różnic pomiędzy średnimi wartościami ROM uzyskanymi z modelu po korekcji a wartościami referencyjnymi 3D. Ocena samego ROM nie pozwala jednak na bezpośrednie określenie symetrii ruchu pomiędzy kończynami. W tym celu, na podstawie wartości ROM dla prawej i lewej kończyny, wyznaczono współczynnik symetrii zakresu ruchu, którego analiza została przedstawiona w kolejnym podrozdziale.

Ocena zgodności wartości ROM metodą Bland–Altmana

Zgodność wartości symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym oceniono za pomocą analizy Bland–Altmana. W pierwszym etapie porównano wartości referencyjne SYM_RZ z wartościami SYM_M uzyskanymi z modelu przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej. Następnie zestawiono SYM_RZ z wartościami SYM_M_korekcja uzyskanymi po zastosowaniu korekcji. Porównanie obu wariantów pozwoliło ocenić wpływ funkcji korekcyjnej na zgodność miary symetrii wyznaczanej przez model z wartością referencyjną.

W analizie uwzględniono wartość biasu, granice zgodności (LoA), szerokość przedziału granic zgodności, charakter systematycznego odchylenia, możliwość występowania błędu proporcjonalnego lub trendu oraz obserwacje znajdujące się poza granicami zgodności. Na tej podstawie określono ogólną ocenę zgodności oraz możliwość zamiennego stosowania obu sposobów wyznaczania symetrii.

Zgodność pomiędzy SYM_RZ a SYM_M

Oceniono zgodność pomiędzy wartościami referencyjnymi symetrii uzyskanymi z pomiaru 3D (SYM_RZ) a wartościami wyznaczonymi przez model przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej (SYM_M). Wyniki analizy Bland–Altmana przedstawiono w tabeli 41.

Tabela 41 Ocena zgodności wartości symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym pomiędzy SYM_RZ a SYM_M na podstawie analizy Bland–Altmana.

	Staw kolanowy							
	SYM_RZ a SYM_M							
	Bias	**Granice zgodności (LoA)**	**Szerokość LoA**	**Charakter biasu**	**Błąd proporcjonalny / trend**	**Obserwacje poza LoA**	**Ocena zgodności**	**Możliwość zamiennego stosowania**
ROM	4,830	–6,540 do 16,300	22,840	dodatni, wyraźny	możliwa tendencja	brak	ograniczona	nie zaleca się bezpośredniego stosowania zamiennego
max	0,9659	–5,499 do 7,431	12,930	niewielki dodatni	brak jednoznacznego	1 – powyżej LoA	stosunkowo dobra	ograniczona
średnia	–0,7459	–3,498 do 2,006	5,504	niewielki ujemny	brak jednoznacznego	1 – powyżej LoA	dobra	możliwa częściowa zgodność
zmienność	0,4285	–0,865 do 1,722	2,587	niewielki dodatni	brak jednoznacznego	brak	dobra	ograniczona
TAE	177,800	–132,400 do 488,100	620,500	wyraźny dodatni	brak jednoznacznego	1 – powyżej LoA	ograniczona	nie zaleca się stosowania zamiennego

Analiza ROM wykazała dodatni bias na poziomie 3,602°. Szerokość przedziału zgodności wyniosła 24,533°, przy granicach wyznaczonych na poziomie od −8,663° do 15,870°. Nie zaobserwowano jednoznacznego trendu proporcjonalnego, jednak pojedyncze wyniki przekroczyły wyznaczone granice zgodności. Uzyskany bias wskazywał na tendencję modelu do zawyżania wartości symetrii w porównaniu z pomiarem referencyjnym 3D. Ogólną zgodność pomiędzy metodami oceniono jako ograniczoną, a ich bezpośrednie zamienne stosowanie nie było uzasadnione.

Dla wartości maksymalnej bias wyniósł 5,089°, a granice zgodności obejmowały zakres od −5,122° do 15,300°. Szerokość LoA wyniosła 20,422°. Stwierdzono możliwość występowania błędu proporcjonalnego oraz pojedynczą obserwację poza granicami zgodności. Zgodność oceniono jako ograniczoną.

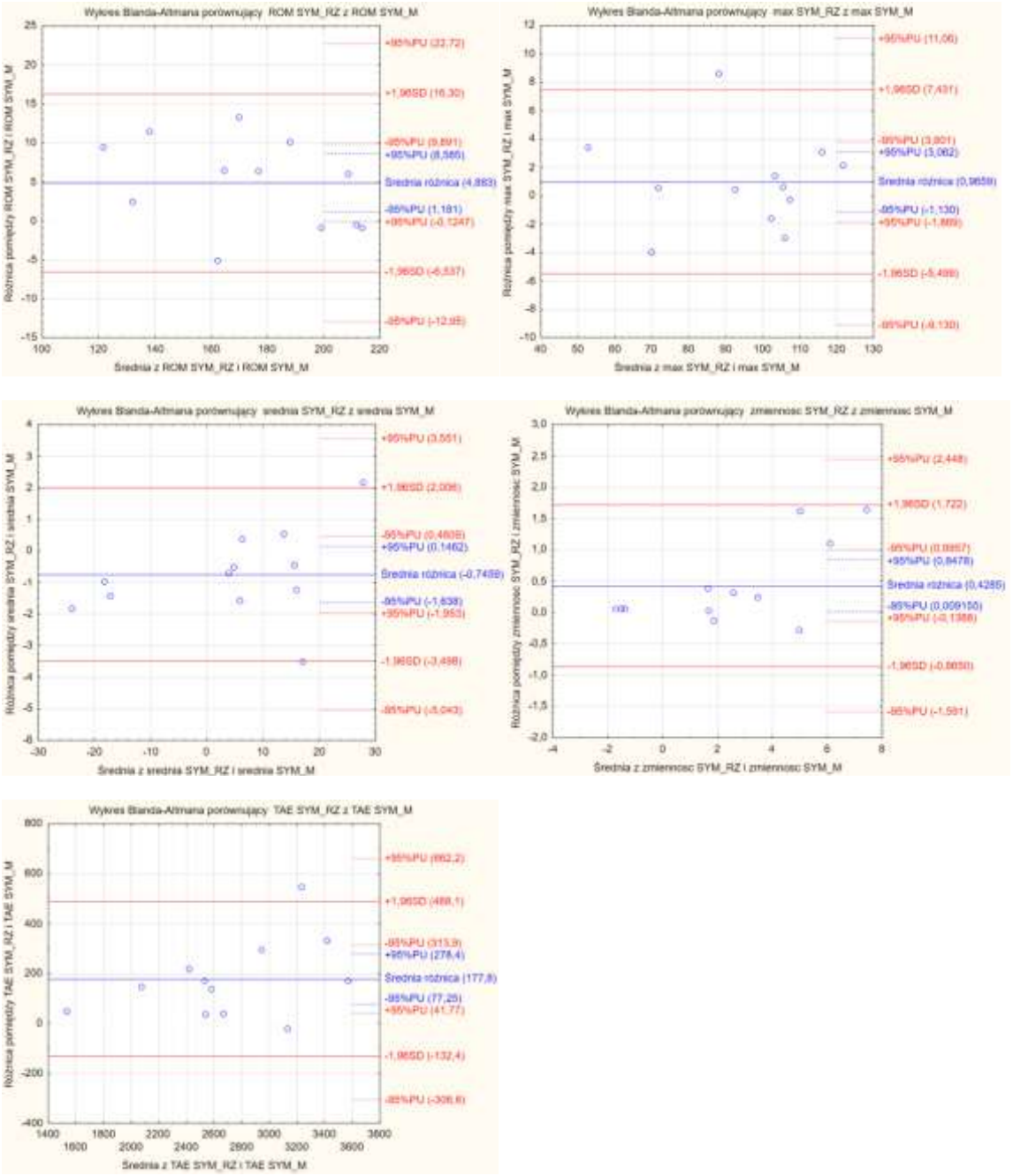
W przypadku wartości średniej uzyskano bias równy 3,506°, przy granicach zgodności od −0,04996° do 7,061° i szerokości LoA wynoszącej 7,111°. Nie stwierdzono obserwacji poza granicami zgodności, jednak zaobserwowano możliwość występowania trendu wzrostowego. Zgodność oceniono jako umiarkowaną, bez podstaw do uznania obu metod za w pełni zamienne.

Najmniejsze systematyczne odchylenie uzyskano dla zmienności. Bias wyniósł 0,001054, a granice zgodności obejmowały zakres od −0,03984 do 0,04195. Szerokość LoA wyniosła 0,08179. Bias był praktycznie zerowy, a na wykresie nie stwierdzono

wyraźnego trendu. Pomimo pojedynczej obserwacji poza granicami zgodności wynik ten wskazuje na dobrą zgodność i potencjalną możliwość zamiennego stosowania wartości zmienności.

Największe rozbieżności odnotowano dla TAE. Bias wyniósł 118,4, a szerokość granic zgodności osiągnęła 448,8. Wyraźny dodatni bias wskazywał na systematyczne zawyżanie wartości przez model. Dodatkowo zaobserwowano możliwość wzrostu rozrzutu różnic wraz ze wzrostem wartości parametru. Zgodność oceniono jako niską, a zamienne stosowanie wartości TAE nie zostało zalecane.

W ramach rozszerzenia oceny zgodności przygotowano również zestawione wykresy Bland–Altmana, przedstawiające różnice pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu (rysunek 24). Wykresy pozwoliły na graficzną ocenę rozkładu różnic, ich zróżnicowania oraz występowania wyników przekraczających wyznaczone granice zgodności.



Rysunek 24 Zbiorcze wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości symetrii pomiędzy SYM_RZ a SYM_M dla stawu kolanowego: A – ROM, B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – TAE.

Rozkład punktów na wykresach był zgodny z wynikami przedstawionymi w tabeli 41. Dla ROM, wartości maksymalnej i średniej większość różnic przyjmowała wartości dodatnie, co było zgodne z uzyskanym biasem. W przypadku zmienności punkty skupiały się wokół wartości bliskiej zeru. Największe zróżnicowanie różnic odnotowano dla TAE, dla którego punkty były najbardziej rozproszone.

Zgodność pomiędzy SYM_RZ a SYM_M po zastosowaniu funkcji korekcyjnej

Następnie oceniono zgodność wartości referencyjnych SYM_RZ z wartościami SYM_M po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Analizę przeprowadzono z wykorzystaniem tych samych kryteriów Bland–Altmana, co pozwoliło porównać stopień zgodności przed korekcją i po jej zastosowaniu. Wyniki przedstawiono w tabeli 42.

Tabela 42 Ocena zgodności wartości symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym pomiędzy SYM_RZ a SYM_M po zastosowaniu funkcji korekcyjnej na podstawie analizy Bland–Altmana.

	Staw kolanowy							
	SYM_RZ a SYM_M_korekcja							
	Bias	**Granice zgodności (LoA)**	**Szerokość LoA**	**Charakter biasu**	**Błąd proporcjonalny / trend**	**Obserwacje poza LoA**	**Ocena zgodności**	**Możliwość zamiennego stosowania**
ROM	–1,048	–9,425 do 7,329	16,754	niewielki ujemny	brak jednoznacznego	1 – poniżej LoA	stosunkowo dobra, lecz niepełna	brak podstaw do pełnej zamienności
max	–2,194	–9,579 do 5,192	14,771	niewielki ujemny	brak jednoznacznego	1 – poniżej LoA	stosunkowo dobra, lecz niepełna	ograniczona; brak podstaw do pełnej zamienności
średnia	–0,9303	–4,395 do 2,535	6,930	niewielki ujemny	brak jednoznacznego	1 – poniżej LoA	dobra	ograniczona
zmienność	0,2029	–1,290 do 1,696	2,986	bardzo niewielki dodatni	brak jednoznacznego	1 – powyżej LoA	dobra	potencjalnie możliwe
TAE	40,260	–225,800 do 306,300	532,100	dodatni, niewielki względem zakresu TAE	brak jednoznacznego	1 – powyżej LoA	umiarkowana	nie zaleca się stosowania zamiennego

Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla ROM uzyskano bias wynoszący −1,048°. Granice zgodności mieściły się od −9,425° do 7,329°, a ich szerokość wyniosła 16,754°. Nie zaobserwowano wyraźnej zależności proporcjonalnej, a jedynie pojedynczy wynik przekroczył dolną granicę zgodności. W porównaniu z wynikami przed korekcją zmniejszyła się zarówno bezwzględna wartość biasu, jak i szerokość granic zgodności. Zgodność pomiędzy metodami oceniono jako stosunkowo dobrą, jednak nadal niepełną, co ogranicza możliwość ich bezpośredniego zamiennego stosowania.

Dla wartości maksymalnej bias po korekcji wyniósł −2,194°, a granice zgodności obejmowały zakres od −9,579° do 5,192°. Ich szerokość wyniosła 14,771°. Nie zaobserwowano jednoznacznego trendu proporcjonalnego, a jedna obserwacja znalazła się poniżej dolnej granicy zgodności. W odniesieniu do wyników przed korekcją zmniejszyły się zarówno wartość bezwzględna biasu, jak i szerokość granic zgodności. Uzyskany poziom zgodności oceniono jako stosunkowo dobry, lecz niepełny, a możliwość zamiennego stosowania metod jako ograniczoną.

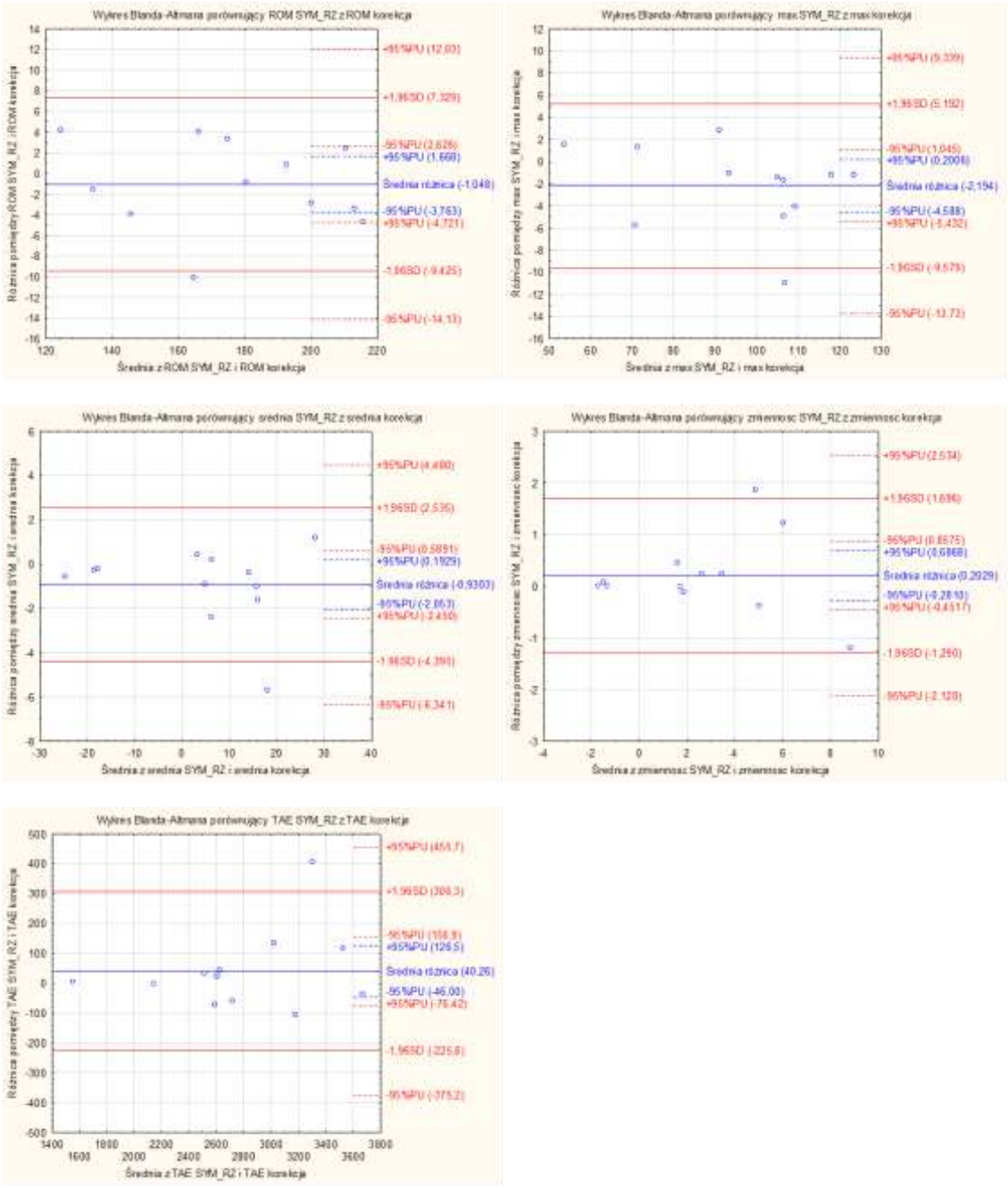
W przypadku wartości średniej bias wyniósł −0,9303°, a granice zgodności mieściły się od −4,395° do 2,535°. Ich szerokość wyniosła 6,930°. Jedna z obserwacji znalazła

się poniżej dolnej granicy zgodności, natomiast nie zaobserwowano jednoznacznego trendu proporcjonalnego. Pomimo tego poziom zgodności oceniono jako dobry. W porównaniu z wynikami przed korekcją zmniejszyła się bezwzględna wartość biasu, a granice zgodności uległy niewielkiemu zwężeniu. Możliwość zamiennego stosowania obu metod nadal oceniono jednak jako ograniczoną.

Dla zmienności odnotowano bardzo niewielki dodatni bias wynoszący 0,2029. Granice zgodności wyniosły od −1,290 do 1,696, przy szerokości LoA równej 2,986. Nie stwierdzono jednoznacznego trendu proporcjonalnego, a pojedynczy wynik znalazł się powyżej górnej granicy zgodności. Zgodność pomiędzy metodami oceniono jako dobrą, a zamienne stosowanie uznano za potencjalnie możliwe.

W przypadku TAE bias wyniósł 40,260, co było wartością niższą niż 118,4 uzyskane przed zastosowaniem korekcji. Przedział zgodności obejmował wartości od −225,800 do 306,300, a jego szerokość wynosiła 532,100. W analizowanym zbiorze nie zaobserwowano jednoznacznego trendu proporcjonalnego, jednak jedna obserwacja znalazła się powyżej górnej granicy zgodności. Pomimo zmniejszenia systematycznego odchylenia szerokość LoA zwiększyła się w porównaniu z wynikami przed korekcją. Zgodność oceniono jako umiarkowaną, a zamienne stosowanie wartości TAE nadal nie było zalecane.

Na rysunku 25 zestawiono wykresy Bland–Altmana dla ROM, wartości maksymalnej i średniej, zmienności oraz TAE po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.



Rysunek 25 Zbiorcze wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości symetrii pomiędzy SYM_RZ a SYM_M po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla stawu kolanowego: A – ROM, B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE).

Analiza graficzna była zgodna z wynikami przedstawionymi w tabeli 42. Dla ROM, wartości maksymalnej oraz średniej punkty skupiały się wokół niewielkich ujemnych wartości biasu, co odpowiadało mniejszemu systematycznemu odchyleniu niż przed zastosowaniem korekcji. W przypadku zmienności punkty rozmieszczone były wokół wartości biasu bliskiej zeru. Największy rozrzut nadal występował dla TAE, co było zgodne z szerokimi granicami zgodności.

Porównanie wyników analizy Bland–Altmana pokazało, że wpływ funkcji korekcyjnej różnił się w zależności od analizowanego parametru. Największą poprawę uzyskano dla ROM, wartości maksymalnej oraz wartości średniej.

Dla ROM wartość bezwzględna biasu zmniejszyła się z 3,602° do 1,048°, natomiast szerokość LoA z 24,533° do 16,754°. Zmniejszeniu uległo więc zarówno systematyczne odchylenie, jak i rozrzut różnic pomiędzy wartościami referencyjnymi a wynikami modelu.

W przypadku wartości maksymalnej wartość bezwzględna biasu zmniejszyła się z 5,089° do 2,194°, a szerokość LoA z 20,422° do 14,771°. Po korekcji ograniczeniu uległo zarówno systematyczne odchylenie, jak i zróżnicowanie różnic pomiędzy metodami.

Dla wartości średniej wartość bezwzględna biasu zmniejszyła się z 3,506° do 0,9303°, natomiast szerokość LoA zmieniła się nieznacznie – z 7,111° do 6,930°. Największą zmianę odnotowano więc w zakresie systematycznego odchylenia, przy zachowaniu zbliżonego rozrzutu różnic.

W przypadku zmienności bias przed korekcją wynosił 0,001054, czyli był praktycznie równy zeru, natomiast po korekcji wzrósł do 0,2029. Pod względem samej wartości biasu nie odnotowano zatem poprawy. Pomimo tego zgodność pomiędzy metodami oceniono jako dobrą, a zamienne stosowanie wartości określono jako potencjalnie możliwe.

Dla TAE bias zmniejszył się z 118,4 do 40,260, natomiast szerokość LoA zwiększyła się z 448,8 do 532,100. Ograniczenie systematycznego odchylenia nie wiązało się więc ze zmniejszeniem rozrzutu różnic. Zgodność dla tego parametru oceniono jako umiarkowaną, a zamienne stosowanie wartości TAE nadal nie było zalecane.

Największą poprawę uzyskano dla ROM, dla którego szerokość LoA zmniejszyła się o 7,779°, oraz dla wartości maksymalnej, gdzie zmniejszenie wyniosło 5,651°. W przypadku wartości średniej poprawa dotyczyła przede wszystkim ograniczenia systematycznego odchylenia. Dla zmienności korekcja nie poprawiła wartości biasu, który przed jej zastosowaniem był już praktycznie równy zeru. W przypadku TAE zmniejszeniu biasu towarzyszyło natomiast zwiększenie szerokości granic zgodności.

Uzyskane wyniki potwierdziły, że funkcja korekcyjna poprawiła zgodność modelu z pomiarem referencyjnym 3D dla większości analizowanych parametrów symetrii kąta zgięcia w stawie kolanowym. Efekt korekcji nie był jednak jednakowy dla wszystkich parametrów – największe zmiany dotyczyły ROM, wartości maksymalnej i średniej, natomiast dla zmienności oraz TAE poprawa była ograniczona.

4.4.2. Ocena zgodności współczynników symetrii ruchu określonej na podstawie wartości ROM wyznaczonych z modelu i danych referencyjnych 3D

W celu oceny zgodności wyznaczania symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym porównano wartości współczynnika symetrii uzyskane na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja). Przyjęto, że wartości współczynnika symetrii mieszczące się w zakresie do 10% wskazują na zachowanie symetrii ruchu, natomiast wartości przekraczające 10% świadczą o występowaniu asymetrii.

W tabeli 43 przedstawiono wartości współczynnika symetrii uzyskane dla pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu przed korekcją (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja).

Tabela 43 Wartości współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskane na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja).

	Staw kolanowy		
	Współczynnik symetrii [%]		
	SYM_RZ	**SYM_M**	**SYM_M_korekcja**
1	-0,5	-1,0	3,0
2	-21,2	-17,7	-18,6
3	-2,6	-1,0	-1,1
4	-2,2	0,9	-1,8
5	26,4	19,8	24,0
6	-6,3	-5,6	-5,4
7	8,8	8,5	8,2
8	-23,9	-18,1	-22,8
9	86,0	60,6	71,7
10	15,6	27,7	23,2
11	5,1	10,5	9,9
12	12,1	14,7	17,0

Analiza zgodności klasyfikacji do ruchów symetrycznych lub niesymetrycznych poszczególnych przypadków wykazała, że model rekonstrukcji był zgodny z pomiarem referencyjnym w 11 z 12 przypadków (91,7%). Jedyna rozbieżność wystąpiła w przypadku nr 11, dla którego wartość współczynnika symetrii uzyskana na podstawie pomiaru referencyjnego wynosiła 5,1%, natomiast dla modelu rekonstrukcji 10,5%. W związku z przyjętym progiem 10% przypadek ten został zaklasyfikowany odpowiednio jako symetryczny i asymetryczny. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wartość współczynnika zmniejszyła się do 9,9%, dzięki czemu uzyskano zgodność klasyfikacji z pomiarem referencyjnym. W rezultacie model po korekcji pozwolił na zgodną ocenę symetrii i asymetrii we wszystkich 12 analizowanych przypadkach.

Na podstawie danych przedstawionych w tabeli 43 pomiar referencyjny 3D wskazał na symetrię w 6 z 12 analizowanych przypadków, natomiast w pozostałych 6 przypadkach wartość współczynnika przekraczała przyjętą granicę 10%, wskazując na asymetrię. W przypadku modelu rekonstrukcji 5 przypadków spełniało kryterium symetrii, a 7 wskazywało na asymetrię. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej uzyskano 6 przypadków zaklasyfikowanych jako symetryczne i 6 jako asymetryczne, czyli taki sam podział jak w przypadku pomiaru referencyjnego. Wskazuje to, że zarówno model rekonstrukcji, jak i model po korekcji pozwalały na ocenę występowania symetrii i asymetrii zgodną z pomiarem referencyjnym, przy czym po zastosowaniu korekcji uzyskano pełną zgodność klasyfikacji.

Dla pełniejszej oceny wyników obliczono podstawowe parametry opisowe współczynnika symetrii, obejmujące średnią, odchylenie oraz zmienność. Zestawienie tych wartości przedstawiono w tabeli 44.

Tabela 44 Wartość średnia, odchylenie standardowe i współczynnik zmienności współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym dla pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja).

	Staw kolanowy		
	Współczynnik symetrii [%]		
	SYM_RZ	**SYM_M**	**SYM_M_korekcja**
Średnia	8,1	8,3	8,9
Odchylenie	27,178	20,581	23,557
Zmienność	335,430	249,134	263,257

Średnie wartości współczynnika symetrii wynosiły 8,1% dla pomiaru referencyjnego, 8,3% dla modelu rekonstrukcji oraz 8,9% dla modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Wszystkie wartości średnie znajdowały się więc poniżej przyjętej granicy 10%. Jednocześnie odchylenie standardowe wynosiło odpowiednio 27,178%, 20,581% oraz 23,557%, co wskazuje na znaczne zróżnicowanie wartości współczynnika symetrii pomiędzy analizowanymi przypadkami. Zróżnicowanie to wynikało z obecności zarówno przypadków o niewielkich wartościach współczynnika, odpowiadających symetrii ruchu, jak i przypadków charakteryzujących się znacznie większą asymetrią.

Ocena zgodności wartości współczynnika symetrii metodą Bland–Altmana

Zgodność wartości współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym oceniono za pomocą analizy Bland–Altmana. Porównano wartości referencyjne SYM_RZ z wartościami SYM_M uzyskanymi z modelu przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej. Następnie zestawiono SYM_RZ z wartościami SYM_M_korekcja uzyskanymi po zastosowaniu korekcji. Porównanie obu wariantów pozwoliło ocenić wpływ funkcji korekcyjnej na zgodność miary symetrii wyznaczanej przez model z wartością referencyjną.

W analizie uwzględniono wartość biasu, granice zgodności (LoA), szerokość przedziału granic zgodności, charakter systematycznego odchylenia, możliwość występowania błędu proporcjonalnego lub trendu oraz obserwacje znajdujące się poza granicami zgodności. Na tej podstawie określono ogólną ocenę zgodności oraz możliwość zamiennego stosowania obu sposobów wyznaczania symetrii.

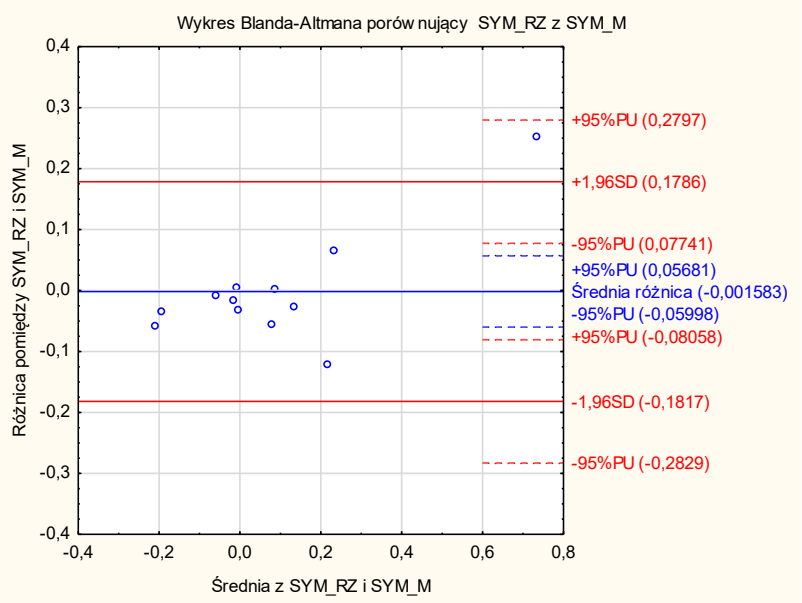
Zgodność pomiędzy SYM_RZ, SYM_M a SYM_M_korekcja

W tabeli 45 przedstawiono ocenę zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi współczynnika symetrii uzyskanymi z pomiaru 3D (SYM_RZ), wartościami wyznaczonymi przez model przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej (SYM_M) oraz po jej zastosowaniu (SYM_M_korekcja).

Tabela 45 Ocena zgodności wartości symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym pomiędzy SYM_RZ a SYM_M oraz SYM_RZ a SYM_M_korekcja na podstawie analizy Bland–Altmana.

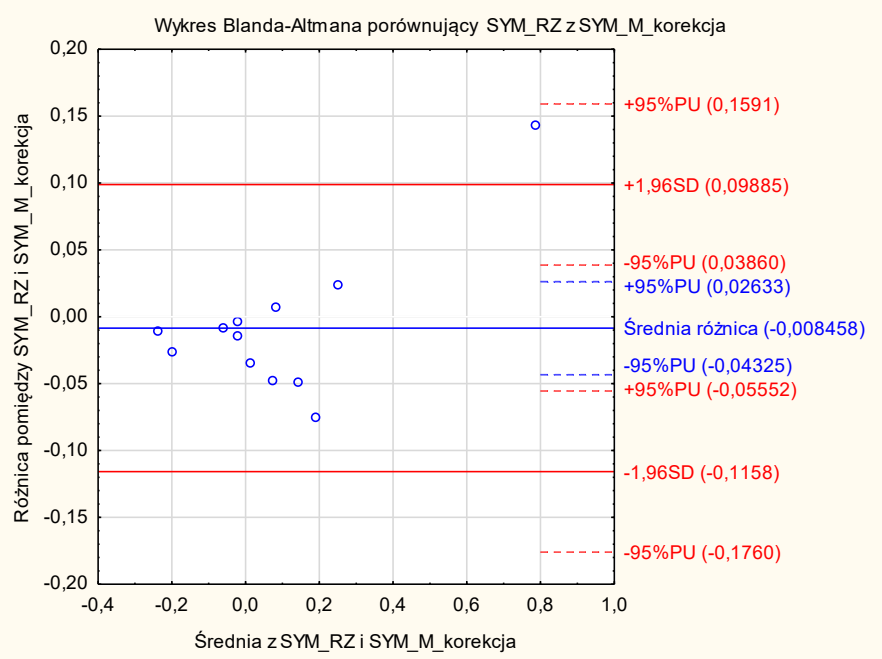
	Staw kolanowy	
	SYM_RZ a SYM_M	**SYM_RZ a SYM_M_korekcja**
Bias	−0,001583	−0,008458
Granice zgodności (LoA)	−0,1817 do 0,1786	−0,1158 do 0,09885
Szerokość LoA	0,3603	0,21465
Charakter biasu	ujemny, niewielki	ujemny, niewielki
Błąd proporcjonalny / trend	możliwa tendencja	możliwa tendencja
Obserwacje poza LoA	1	1
Ocena zgodności	ograniczona	ograniczona

Średnia różnica pomiędzy wartościami SYM_RZ i SYM_M wynosiła −0,001583. Uzyskana wartość biasu była niewielka, co wskazuje na małą różnicę pomiędzy wartościami uzyskanymi z obu metod. Granice zgodności wynosiły od −0,1817 do 0,1786, a ich szerokość wynosiła 0,3603. Jak przedstawiono na rysunku 26, większość obserwacji znajdowała się w obrębie wyznaczonych granic zgodności. Jedna obserwacja przekraczała górną granicę zgodności, osiągając różnicę około 0,26.



Rysunek 26 Wykres Bland–Altmana przedstawiający zgodność wartości współczynnika symetrii uzyskanych na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ) oraz modelu rekonstrukcji (SYM_M).

W przypadku porównania SYM_RZ z SYM_M_korekcja średnia różnica wynosiła −0,008458. Podobnie jak w przypadku modelu przed korekcją, uzyskano ujemną wartość biasu, jednak jego wartość bezwzględna pozostała niewielka. Granice zgodności wynosiły od −0,1158 do 0,09885, a ich szerokość wynosiła 0,21465. Wyniki przedstawiono na rysunku 27. Większość punktów znajdowała się w obrębie wyznaczonych granic zgodności, natomiast jedna obserwacja przekraczała górną granicę zgodności i osiągała wartość różnicy około 0,14.



Rysunek 27 Wykres Bland–Altmana przedstawiający zgodność wartości współczynnika symetrii uzyskanych na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja).

Porównanie obu analiz wskazuje na zmniejszenie zakresu granic zgodności po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Szerokość LoA zmniejszyła się z 0,3603 dla modelu przed korekcją do 0,21465 po korekcji, co odpowiada zmniejszeniu o około 40,4%. Jednocześnie wartość bezwzględna biasu zwiększyła się z 0,001583 do 0,008458, jednak nadal pozostawała niewielka w odniesieniu do szerokości uzyskanych granic zgodności.

W obu porównaniach wystąpiła pojedyncza obserwacja znajdująca się poza granicami zgodności. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej obserwacja ta nadal występowała, jednak granice zgodności uległy wyraźnemu zawężeniu. Wskazuje to na zmniejszenie zróżnicowania różnic pomiędzy wartościami współczynnika symetrii uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi.

Na podstawie uzyskanych wyników z modelu zgodność wartości współczynnika symetrii z wartościami referencyjnymi 3D oceniono jako ograniczoną. Zmniejszenie szerokości granic zgodności po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wskazuje na zmianę poziomu zgodności pomiędzy obiema metodami. W przypadku współczynnika symetrii efekt funkcji korekcyjnej widoczny jest zatem przede wszystkim w zmniejszeniu rozproszenia różnic, a nie w istotnej zmianie średniej różnicy pomiędzy metodami.

4.4.3. Analiza statystyczna współczynnika symetrii zakresu ruchu kąta zgięcia w stawie kolanowym

W ramach analizy statystycznej oceniono wartości współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym, wyznaczone na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelu

po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja). Wyniki przeprowadzonej analizy przedstawiono w tabeli 46.

Tabela 46 Wyniki testu Shapiro–Wilka dla wartości współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskanych na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja).

	Tablica rozkładu wyniku testu Shapiro-Wilka
	Współczynnik symetrii
	Staw kolanowy
SYM_RZ	0,01554
SYM_M	0,19689*
SYM_M_korekcja	0,10254*

*- rozkład normalny (p>0,05)

Wyniki przedstawione w tabeli 46 wskazują, że nie dla wszystkich analizowanych wartości uzyskano rozkład zgodny z rozkładem normalnym. Przyjęto poziom istotności $\alpha = 0,05$, przy czym wartości p większe od 0,05 oznaczono symbolem „*”.

Dla wartości SYM_RZ uzyskano wartość p = 0,01554, która była niższa od przyjętego poziomu istotności. Wskazuje to na istotne odchylenie rozkładu wartości referencyjnych od rozkładu normalnego. W przypadku wartości SYM_M wartość p wynosiła 0,19689, natomiast dla SYM_M_korekcja – 0,10254. W obu przypadkach wartości p były większe od 0,05, dlatego nie stwierdzono istotnych odchyleń od rozkładu normalnego.

Najniższą wartość p uzyskano dla wartości referencyjnych SYM_RZ (p = 0,01554), co wskazuje na brak spełnienia założenia normalności rozkładu. Dla wartości uzyskanych z modelu oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wartości p były wyższe od przyjętego poziomu istotności.

Uzyskane wyniki wskazują zatem, że wartości SYM_M oraz SYM_M_korekcja spełniały założenie normalności rozkładu, natomiast wartości SYM_RZ nie spełniały tego założenia. W związku z tym przy wyborze dalszych metod analizy statystycznej konieczne było uwzględnienie braku normalności rozkładu danych referencyjnych.

W celu określenia istotności statystycznej różnic pomiędzy wartościami współczynnika symetrii wyznaczonymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D oraz modelu rekonstrukcji przeprowadzono analizę statystyczną. Wyniki przedstawiono w tabeli 47.

Tabela 47 Wyniki analizy istotności statystycznej różnic pomiędzy wartościami współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym wyznaczonymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ) oraz modelu rekonstrukcji (SYM_M) i modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja).

	Tablica rozkładu wyniku testu Wilcoxona oraz testu T- Studenta
	Współczynnik symetrii
	Staw kolanowy
SYM_RZ a SYM_M	0,272096
SYM_RZ a SYM_M_korekcja	0,136098

Wyniki przedstawione w tabeli wskazują, że dla obu analizowanych porównań wartości p były większe od przyjętego poziomu istotności α = 0,05. Dla porównania SYM_RZ i SYM_M uzyskano p = 0,272096, natomiast dla porównania SYM_RZ i SYM_M_korekcja – p = 0,136098.

W obu przypadkach nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic pomiędzy wartościami współczynnika symetrii wyznaczonymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D a wartościami uzyskanymi z modelu rekonstrukcji. Również po zastosowaniu funkcji korekcyjnej różnice pomiędzy wartościami modelowymi a referencyjnymi nie osiągnęły przyjętego poziomu istotności statystycznej. Uzyskane wyniki wskazują zatem, że zarówno dla modelu przed korekcją, jak i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej nie wykazano istotnych statystycznie różnic względem wartości referencyjnych 3D.

Do oceny zależności pomiędzy wartościami współczynnika symetrii uzyskanymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D oraz wartościami wyznaczonymi z modelu rekonstrukcji przeprowadzono analizę korelacji. Oceniono zależność pomiędzy wartościami SYM_RZ a SYM_M oraz pomiędzy wartościami SYM_RZ a SYM_M_korekcja. Wyniki analizy przedstawiono w tabeli 48.

Tabela 48 Wartości współczynnika korelacji pomiędzy wartościami współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym wyznaczonymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ) oraz modelu rekonstrukcji (SYM_M) i modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja).

	Korelacja
	Współczynnik symetrii
	Staw kolanowy
SYM_RZ a SYM_M	0,969695
SYM_RZ a SYM_M_korekcja	0,988780

W przypadku porównania SYM_RZ i SYM_M uzyskano współczynnik korelacji na poziomie 0,969695, co wskazuje na bardzo silną dodatnią zależność pomiędzy wartościami współczynnika symetrii wyznaczonymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D i modelu rekonstrukcji.

Dla porównania SYM_RZ i SYM_M_korekcja wartość współczynnika korelacji wynosiła 0,988780. Również w tym przypadku stwierdzono bardzo silną dodatnią zależność pomiędzy analizowanymi wartościami. Wartość współczynnika korelacji była wyższa niż dla modelu przed zastosowaniem funkcji korekcyjnej.

Uzyskane wyniki wskazują na bardzo silną zależność pomiędzy wartościami współczynnika symetrii uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej współczynnik korelacji zwiększył się z 0,969695 do 0,988780, co wskazuje na większą zgodność zależności pomiędzy wartościami modelowymi a referencyjnymi. Należy jednak zaznaczyć, że wysoka korelacja opisuje siłę zależności pomiędzy metodami i nie jest równoznaczna z ich bezpośrednią zamiennością, która została oceniona odrębnie na podstawie analizy Bland–Altmana.

Dodatkowo określono moc statystyczną dla porównań współczynnika symetrii pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Wyniki przedstawiono w tabeli 49.

Tabela 49 Wartości mocy statystycznej dla porównań współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym pomiędzy pomiarem referencyjnym 3D (SYM_RZ) a modelem rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelem po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja).

	Moc statystyczna
	Współczynnik symetrii
	Staw kolanowy
SYM_RZ a SYM_M	0,0506
SYM_RZ a SYM_M_korekcja	0,0772

Dla porównania SYM_RZ i SYM_M uzyskano moc statystyczną na poziomie 0,0506, natomiast dla porównania SYM_RZ i SYM_M_korekcja wynosiła ona 0,0772. W obu przypadkach uzyskane wartości mocy były niskie, przy czym po zastosowaniu funkcji korekcyjnej odnotowano jej niewielki wzrost.

Najwyższą wartość mocy uzyskano dla porównania SYM_RZ z SYM_M_korekcja (0,0772), podczas gdy dla modelu przed korekcją wynosiła ona 0,0506. Zastosowanie funkcji korekcyjnej wiązało się zatem ze zwiększeniem mocy statystycznej analizy, jednak wzrost ten był niewielki.

Uzyskane wartości wskazują, że moc statystyczna obu analiz była niska, dlatego wyniki dotyczące braku istotnych różnic pomiędzy analizowanymi metodami należy interpretować z uwzględnieniem ograniczonej mocy przeprowadzonych testów.

5. Dyskusja

Celem pracy było opracowanie i walidacja modelu umożliwiającego ilościową ocenę spontanicznej aktywności ruchowej kończyn dolnych niemowląt na podstawie analizy obrazu oraz określenie zgodności uzyskiwanych wartości z pomiarem referencyjnym 3D. Uzyskane wyniki potwierdziły możliwość ilościowego odwzorowania ruchu kończyn dolnych z wykorzystaniem opracowanego modelu. Zastosowanie funkcji korekcyjnej wiązało się zatem z poprawą zgodności wyników modelowych z wartościami referencyjnymi dla części analizowanych parametrów, przy czym zakres uzyskanej poprawy był zależny od rodzaju analizowanej wielkości [105, 106, 107, 108, 109].

W badaniach Karch i in. wykazano możliwość ilościowej oceny spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt na podstawie analizy kinematyki poszczególnych segmentów kończyn [106]. Autorzy analizowali ruch poszczególnych segmentów ciała oraz zależności pomiędzy nimi, co pozwoliło na ilościową ocenę spontanicznej aktywności ruchowej. W niniejszej pracy, podobnie jak w badaniu Karch i in., wykorzystano ilościowe parametry do opisu ruchu segmentów kończyn dolnych. Zastosowane podejście różniło się jednak sposobem pozyskania danych, ponieważ wykorzystano analizę obrazu oraz rekonstrukcję przestrzenną, a uzyskane wartości odniesiono bezpośrednio do pomiaru referencyjnego 3D. Pozwoliło to nie tylko na ilościową ocenę ruchu, ale również na określenie dokładności opracowanego modelu względem wartości referencyjnych.

Do ilościowej oceny spontanicznej aktywności ruchowej na podstawie nagrań wideo odwołali się również Doroniewicz i in. [109]. W badaniu obejmującym 10 niemowląt analizowano wybrane wielkości kinematyczne ruchu kończyn, w tym prędkość i przyspieszenie, a także parametry związane z zakresem ruchu wyznaczanym na podstawie trajektorii kończyn [109]. Podejście to jest zbliżone do zastosowanego w niniejszej pracy ze względu na wykorzystanie informacji uzyskanych z nagrań wideo do ilościowej oceny ruchu. W obu badaniach uwzględniono zakres ruchu, jednak sposób jego wyznaczania był odmienny. Doroniewicz i in. określali zakres ruchu na podstawie trajektorii kończyn, natomiast w niniejszej pracy ROM wyznaczano na podstawie zmian wartości kątowych analizowanych segmentów kończyn dolnych. Zastosowanie odmiennego sposobu wyznaczania ROM wynikało z przyjętego celu badania, którym było również określenie zgodności uzyskiwanych wartości z pomiarem referencyjnym 3D.

W niniejszej pracy wykorzystano trajektorie punktów anatomicznych, stanowiące podstawę do wyznaczania parametrów przestrzennych i kątowych oraz dalszej oceny zgodności z pomiarem referencyjnym 3D. Zastosowanie pomiaru referencyjnego umożliwiło ocenę zgodności wartości uzyskanych z modelu z wartościami referencyjnymi oraz określenie wpływu zastosowanej funkcji korekcyjnej na dokładność modelu. W ten sposób ilościowa ocena ruchu została uzupełniona o bezpośrednią ocenę dokładności opracowanego modelu.

Zakres ruchu oraz różnice pomiędzy prawą i lewą stroną ciała analizowali również Affanasowicz i in. [108]. W badaniu wykorzystano komputerową analizę nagrań wideo do oceny spontanicznych ruchów noworodków, uwzględniając między innymi prędkość, przyspieszenie, zakres, charakter i lokalizację ruchów poszczególnych kończyn. Autorzy wykazali również występowanie różnic pomiędzy parametrami ruchu prawej i lewej

kończyny [108]. W niniejszej pracy również uwzględniono różnice pomiędzy stroną prawą i lewą, jednak oceniono je w sposób ilościowy poprzez wyznaczenie symetrii zakresu ruchu.

Zestawienie wyników niniejszej pracy z wcześniejszymi badaniami potwierdza, że komputerowa analiza obrazu może być wykorzystywana do ilościowej oceny różnych aspektów spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt. Karch i in. skupili się na kinematyce poszczególnych segmentów kończyn [106], Doroniewicz i in. na parametrach ruchu oraz zakresie ruchu wyznaczanym na podstawie trajektorii [109], natomiast Affanasowicz i in. uwzględnili między innymi zakres i charakter ruchów oraz różnice pomiędzy stronami ciała [108]. W niniejszej pracy analizę tę rozszerzono o ocenę parametrów kątowych kończyn dolnych, ilościowe określenie ROM i jego symetrii oraz bezpośrednie porównanie wyników z pomiarem referencyjnym 3D.

Kolejnym kierunkiem rozwoju komputerowej analizy spontanicznych ruchów niemowląt jest automatyczna identyfikacja i klasyfikacja wzorców ruchowych. Doroniewicz i in. opracowali system komputerowej klasyfikacji wzorców posturalno-ruchowych na podstawie nagrań spontanicznych ruchów 51 niemowląt w wieku od 6 do 15 tygodni [110]. W badaniu uwzględniono między innymi wzorce symetryczne, typowe wzorce asymetryczne oraz wzorce atypowe, a zaproponowany system osiągnął 84% zgodności decyzji z oceną eksperta [110]. Badanie to potwierdziło możliwość wykorzystania analizy komputerowej do obiektywizacji oceny wzorców ruchowych oraz uwzględnienia informacji dotyczących symetrii i asymetrii ruchu.

Wyniki te można odnieść do przeprowadzonej w niniejszej pracy analizy symetrii. W obu podejściach uwzględniono występowanie różnic pomiędzy stroną prawą i lewą, jednak zastosowano odmienne sposoby ich oceny. Doroniewicz i in. analizowali występowanie określonych wzorców symetrycznych i asymetrycznych [110], natomiast w niniejszej pracy symetrię oceniano ilościowo na podstawie różnic pomiędzy wartościami zakresu ruchu prawej i lewej kończyny. Nie można zatem bezpośrednio porównywać uzyskanej w badaniu Doroniewicz i in. zgodności klasyfikacji na poziomie 84% z wartościami korelacji uzyskanymi w niniejszej pracy, ponieważ miary te opisują odmienne właściwości metod. Wyniki [110] stanowią jednak potwierdzenie, że analiza komputerowa może uwzględniać informacje dotyczące symetrii i asymetrii ruchu, podczas gdy w niniejszej pracy informacje te zostały wyrażone za pomocą ilościowego wskaźnika symetrii zakresu ruchu.

W niniejszym badaniu przed zastosowaniem korekcji obserwowano systematyczne różnice pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D. Dla uda średnia różnica wynosiła 5,761° po stronie prawej i 3,748° po stronie lewej, natomiast wartości RMS wynosiły odpowiednio 6,831° i 5,409°. Po zastosowaniu korekcji wartości RMS zmniejszyły się do 4,359° po stronie prawej i 4,158° po stronie lewej. Jednocześnie średnia różnica zmniejszyła się do 0,834° po stronie prawej oraz −0,658° po stronie lewej. Otrzymane wyniki wskazują, że zastosowanie funkcji korekcyjnej pozwoliło ograniczyć część systematycznego błędu występującego w wartościach uzyskiwanych z modelu.

Wyniki te należy rozpatrywać również w kontekście różnic pomiędzy stroną prawą i lewą. Affanasowicz i in. wykazali występowanie różnic w parametrach ruchu prawej i lewej kończyny u noworodków [108]. W przeprowadzonym badaniu różnice pomiędzy stronami obserwowano zarówno w wielkości błędów modelu, jak i w wartościach analizowanych parametrów symetrii. Oznacza to, że przy ocenie dokładności modelu należy uwzględnić możliwość występowania naturalnych różnic w charakterystyce ruchu pomiędzy kończyną prawą i lewą. Obserwowane różnice pomiędzy stronami nie muszą zatem wynikać wyłącznie z niedokładności zastosowanej metody.

Zastosowanie korekcji nie prowadziło do jednakowej poprawy dokładności dla wszystkich analizowanych parametrów. Zmniejszenie błędu obserwowano zarówno dla wartości RMS, jak i średniej różnicy bezwzględnej, jednak w niektórych przypadkach nadal występowały wartości bardziej oddalone od pomiaru referencyjnego. Funkcja korekcyjna ograniczyła zatem część systematycznego błędu, jednak nie wyeliminowała całkowicie różnic pomiędzy wynikami modelu a pomiarem referencyjnym. Jedną z przyczyn utrzymujących się różnic może być naturalna zmienność spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt, obserwowana zarówno pomiędzy poszczególnymi epizodami ruchu, jak i pomiędzy badanymi.

Przeprowadzona analiza symetrii zakresu ruchu wykazała bardzo silną zależność pomiędzy wartościami współczynnika symetrii uzyskanymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D oraz wartościami wyznaczonymi z modelu. Współczynnik korelacji wynosił 0,969695 przed zastosowaniem korekcji oraz 0,988780 po jej zastosowaniu, wskazując na bardzo silną dodatnią zależność pomiędzy analizowanymi wartościami. Jednocześnie nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic pomiędzy wartościami SYM_RZ i SYM_M ($p = 0,272096$) ani pomiędzy SYM_RZ i SYM_M_korekcja ($p = 0,136098$). Należy jednak uwzględnić, że moc przeprowadzonych analiz była niska i wynosiła odpowiednio 0,0506 oraz 0,0772, dlatego brak istotności statystycznej nie może być interpretowany jako potwierdzenie równoważności obu metod.

Istotnym elementem oceny opracowanej metody była również zgodność klasyfikacji przypadków pod względem występowania symetrii i asymetrii. Na podstawie pomiaru referencyjnego 3D sześć z dwunastu analizowanych przypadków zaklasyfikowano jako symetryczne, a sześć jako asymetryczne. Model rekonstrukcji przed zastosowaniem korekcji zapewnił zgodną klasyfikację w 11 z 12 przypadków. Jedyna rozbieżność dotyczyła przypadku, w którym współczynnik symetrii wynosił 5,1% dla pomiaru referencyjnego oraz 10,5% dla modelu, co przy przyjętej granicy 10% prowadziło do odmiennej klasyfikacji. Po zastosowaniu funkcji korekcyjnej wartość współczynnika zmniejszyła się do 9,9%, dzięki czemu uzyskano zgodność klasyfikacji z pomiarem referencyjnym. W rezultacie model po korekcji prawidłowo zaklasyfikował wszystkie 12 analizowanych przypadków.

Uzyskane wyniki należy jednak interpretować z uwzględnieniem analizy Bland–Altmana, która pozwala ocenić zgodność metod niezależnie od samej zależności pomiędzy ich wynikami. Dla symetrii ROM przed zastosowaniem korekcji wartość bias wynosiła −0,001583, natomiast granice zgodności obejmowały zakres od −0,1817 do 0,1786. Po zastosowaniu korekcji bias wynosił −0,008458, a granice zgodności

zawęziły się do zakresu od −0,1158 do 0,09885. Szerokość granic zgodności zmniejszyła się z 0,3603 do 0,21465, co wskazuje na ograniczenie rozrzutu różnic pomiędzy wartościami modelowymi i referencyjnymi.

Wyniki te pokazują, że zastosowanie funkcji korekcyjnej wpłynęło przede wszystkim na zmniejszenie rozbieżności pomiędzy metodami, co znalazło odzwierciedlenie w zawężeniu granic zgodności. Jednocześnie w obu analizach występowała pojedyncza obserwacja znajdująca się poza granicami zgodności. Oznacza to, że pomimo uzyskania bardzo wysokiej korelacji, zmniejszenia szerokości granic zgodności oraz pełnej zgodności klasyfikacji symetrii i asymetrii po zastosowaniu korekcji, wykorzystanie wyników uzyskiwanych z modelu jest obecnie ograniczone i nie mogą one być traktowane jako bezpośredni zamiennik pomiaru referencyjnego 3D.

Uzyskane wyniki należy interpretować łącznie z analizą Bland–Altmana, ponieważ wysoka korelacja opisuje jedynie zależność pomiędzy wynikami, natomiast nie określa wielkości i rozrzutu różnic pomiędzy metodami. W niniejszym badaniu bardzo wysoka korelacja współczynnika symetrii wskazuje na zachowanie podobnej zależności pomiędzy wynikami uzyskanymi obiema metodami, natomiast zawężenie granic zgodności po korekcji wskazuje na ograniczenie rozbieżności pomiędzy nimi. Nadal jednak występują różnice pomiędzy poszczególnymi pomiarami, co wskazuje na potrzebę dalszej oceny zgodności obu metod.

Uzyskane wyniki są zgodne z obserwacją, że zastosowanie funkcji korekcyjnej nie prowadziło do jednakowej poprawy dokładności wszystkich analizowanych parametrów. W przypadku współczynnika symetrii korekcja wpłynęła na zwiększenie wartości korelacji oraz zmniejszenie szerokości granic zgodności. Efekt ten wskazuje na możliwość ograniczenia części rozbieżności wynikających z rekonstrukcji przestrzennej, jednak zakres uzyskanej poprawy pozostaje zależny od analizowanej wielkości. W przypadku oceny symetrii poprawa ta znalazła również odzwierciedlenie w zgodności klasyfikacji analizowanych przypadków.

Dodatkowym elementem oceny funkcji korekcyjnej była procedura Leave-One-Subject-Out. Stabilność współczynników uzyskiwanych w kolejnych iteracjach wskazywała, że funkcja korekcyjna nie była silnie zależna od wyników pojedynczego badanego. Jednocześnie występujące różnice pomiędzy poszczególnymi przypadkami wykazały, że opracowany model wymaga dalszej walidacji na większej i niezależnej grupie niemowląt.

Przeprowadzone badania potwierdziły możliwość wykorzystania opracowanego modelu do ilościowej analizy spontanicznych ruchów kończyn dolnych niemowląt. Uzyskane wyniki nawiązują do wcześniejszych badań, w których wykorzystywano komputerową analizę obrazu do ilościowej oceny spontanicznej aktywności ruchowej [105–110]. W niniejszym badaniu podejście to rozszerzono o analizę kątowych parametrów kończyn dolnych, wyznaczenie zakresu ruchu i jego symetrii, bezpośrednie porównanie uzyskanych wartości z pomiarem referencyjnym 3D oraz zastosowanie funkcji korekcyjnej. Zastosowana korekcja pozwoliła zmniejszyć część systematycznych różnic względem pomiaru referencyjnego, jednak jej wpływ był zależny od analizowanego parametru.

Wysokie wartości korelacji uzyskane dla symetrii ROM wskazują na silną zależność pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu i pomiaru referencyjnego. Jednocześnie analiza Bland–Altmana wykazała występowanie różnic pomiędzy wynikami obu metod, przy czym po zastosowaniu korekcji zmniejszyła się szerokość granic zgodności. Dodatkowo przeprowadzona klasyfikacja przypadków wykazała zgodność modelu z pomiarem referencyjnym w 11 z 12 przypadków przed korekcją oraz we wszystkich analizowanych przypadkach po jej zastosowaniu. Wyniki te wskazują, że opracowany model może dostarczać użytecznych informacji o symetrii zakresu ruchu i może wspomagać jej ilościową ocenę, jednak na obecnym etapie nie może być traktowany jako bezpośrednio zamienny z pomiarem referencyjnym 3D.

Opracowana metoda, pomimo wykazanej zgodności z pomiarem referencyjnym dla wybranych parametrów, posiada pewne ograniczenia. Dokładność uzyskiwanych wyników była zależna od rodzaju analizowanego parametru oraz badanego przypadku, a zastosowana funkcja korekcyjna nie prowadziła do jednakowej poprawy dla wszystkich analizowanych cech ruchu. Ograniczeniem pozostaje również liczebność wykorzystanego materiału badawczego, dlatego uzyskane wyniki wymagają potwierdzenia na większej i niezależnej grupie badanej. Uwzględnienie większej liczby badanych pozwoliłoby na dokładniejszą ocenę zmienności spontanicznej aktywności ruchowej oraz weryfikację uzyskanych zależności. Jednocześnie dalszego doskonalenia wymaga opracowany model, zwłaszcza w zakresie parametrów, dla których uzyskano mniejszą zgodność z pomiarem referencyjnym.

Rozszerzenie analizy o dodatkowe wielkości kinematyczne oraz automatyzacja procesu wykrywania i śledzenia punktów antropometrycznych mogłyby zwiększyć zakres i powtarzalność oceny spontanicznej aktywności ruchowej. Istotne znaczenie miałoby również przeprowadzenie badań z udziałem noworodków z rozpoznanymi zaburzeniami rozwoju psychomotorycznego. Pozwoliłoby to określić, czy parametry wyznaczane na podstawie analizy obrazu mogą dostarczać informacji umożliwiających różnicowanie prawidłowych i zaburzonych wzorców ruchowych oraz w jakim zakresie mogą wspierać ocenę kliniczną. Przedstawione ograniczenia wskazują na potrzebę dalszej weryfikacji opracowanej metody w warunkach zbliżonych do praktyki klinicznej.

.

.

6. Wnioski

Na podstawie uzyskanych wyników dotyczących możliwości ilościowej oceny spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt z wykorzystaniem analizy kinematycznej obrazu oraz opracowanego modelu rekonstrukcji przestrzennej, przeprowadzonych badań walidacyjnych i analizy zgodności z pomiarami referencyjnymi 3D, sformułowano następujące wnioski:

1. Analiza kinematyki spontanicznych ruchów noworodków z wykorzystaniem opracowanego modelu umożliwia uzyskanie obiektywnych, ilościowych informacji dotyczących kąta uda, kąta podudzia względem płaszczyzny XY, kąta zgięcia w stawie kolanowym oraz zakresu ruchu i jego symetrii pomiędzy kończyną prawą i lewą, które mogą uzupełniać ocenę spontanicznej aktywności ruchowej i funkcjonowania narządu ruchu.
2. Porównanie wartości kąta uda, kąta podudzia względem płaszczyzny XY oraz kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskanych z modelu bez funkcji korekcyjnej z wartościami pomiaru referencyjnego 3D wykazało zróżnicowany stopień zgodności pomiędzy metodami. Wielkość różnic była zależna od analizowanego parametru oraz strony kończyny, co wskazuje, że dokładność rekonstrukcji przestrzennej nie była jednakowa dla wszystkich analizowanych wielkości kinematycznych.
3. Zastosowanie funkcji korekcyjnej ograniczyło różnice pomiędzy wartościami uzyskanymi z modelu a wartościami pomiaru referencyjnego 3D dla analizowanych parametrów kątowych. Dla kąta uda wartość RMS zmniejszyła się z 6,831° do 4,359° dla kończyny prawej, czyli o 36,2%, oraz z 5,409° do 4,158° dla kończyny lewej, czyli o 23,1%. Jednocześnie średnia różnica zmniejszyła się z 5,761° do 0,834° po stronie prawej oraz z 3,748° do −0,658° po stronie lewej. Wyniki te wskazują na ograniczenie części systematycznego błędu rekonstrukcji po zastosowaniu funkcji korekcyjnej.
4. Wpływ funkcji korekcyjnej nie był jednakowy dla wszystkich analizowanych parametrów. Poprawa zgodności była wyraźniejsza dla wybranych wielkości kątowych, natomiast w przypadku parametrów opisujących zmienność ruchu oraz całkowity błąd bezwzględny (TAE) utrzymywały się większe rozbieżności względem pomiaru referencyjnego 3D. Wskazuje to, że możliwość wykorzystania opracowanego modelu powinna być oceniana odrębnie dla każdej analizowanej wielkości kinematycznej.
5. Opracowany model umożliwił ilościową ocenę symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym poprzez porównanie wartości uzyskanych dla kończyny prawej i lewej. Współczynnik symetrii wyznaczony na podstawie modelu wykazywał bardzo silną zależność z wartością uzyskaną z pomiaru referencyjnego 3D, przy współczynniku korelacji równym 0,969695 przed zastosowaniem korekcji oraz 0,988780 po jej zastosowaniu. Szerokość granic zgodności w analizie Bland–Altmana zmniejszyła się z 0,3603 do 0,21465 po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. Ponadto model zapewnił prawidłową klasyfikację 11 z 12 przypadków

pod względem symetrii i asymetrii przed korekcją oraz wszystkich 12 przypadków po zastosowaniu korekcji.

6. Opracowana metoda może stanowić narzędzie wspomagające ilościową ocenę spontanicznych ruchów kończyn dolnych noworodków. Możliwość wykorzystania danych uzyskanych z pojedynczego nagrania wideo stwarza perspektywę prowadzenia analizy poza specjalistycznym laboratorium biomechanicznym. Przed wykorzystaniem metody w praktyce klinicznej konieczna jest jednak dalsza walidacja poszczególnych parametrów na większej i niezależnej grupie badanej.
7. Wyniki walidacji wskazują, że wybrane wielkości kinematyczne uzyskiwane z opracowanego modelu mogą dostarczać ilościowej informacji o spontanicznej aktywności ruchowej, jednak model nie może być obecnie traktowany jako bezpośredni zamiennik pomiaru referencyjnego 3D dla wszystkich analizowanych parametrów. W przypadku symetrii ROM uzyskano bardzo silną zależność z pomiarem referencyjnym oraz zmniejszenie szerokości granic zgodności po zastosowaniu korekcji, jednak nadal występowały różnice pomiędzy wynikami obu metod. Z tego względu możliwość wykorzystania poszczególnych wielkości w praktyce klinicznej wymaga ich odrębnej weryfikacji.
8. Przeprowadzone badania wykazały możliwość wykorzystania rekonstrukcji przestrzennej opartej na danych 2D uzyskanych z pojedynczego nagrania wideo oraz ilościowych wielkości kinematycznych do oceny spontanicznych ruchów kończyn dolnych noworodków. Opracowane rozwiązanie może stanowić podstawę dalszego rozwoju narzędzia wspomagającego ocenę funkcjonowania narządu ruchu i rozwoju psychomotorycznego. Potwierdzenie jego przydatności w tym zakresie wymaga jednak dalszych badań obejmujących większą grupę noworodków, w tym grupy z rozpoznanymi zaburzeniami rozwoju psychomotorycznego.

7. Kierunek dalszych badań

Analiza wyników uzyskanych w przeprowadzonych badaniach wskazuje na potrzebę kontynuowania prac badawczych związanych z opracowaną metodą, obejmujących:

- weryfikację modelu korekcyjnego służącego do wyznaczania kąta uda i podudzia względem płaszczyzny oraz kąta zgięcia w stawie kolanowym szczególnie w odniesieniu do parametrów, dla których przed zastosowaniem korekcji uzyskiwano wysoką zgodność z pomiarem referencyjnym. Istotne będzie określenie zależności pomiędzy poziomem zgodności wyników przed korekcją a zmianami uzyskiwanymi po jej zastosowaniu oraz dalsze doskonalenie modelu z uwzględnieniem parametrów, dla których przed korekcją uzyskiwano niewielkie rozbieżności względem wartości referencyjnych,
- rozszerzenie zakresu analizy o kąty pozostałych segmentów kończyn górnych, dolnych, głowy, tułowia, miednicy, co pozwoliłoby na ocenę możliwości zastosowania opracowanej metody w ich analizie oraz weryfikację uzyskanych zależności,
- uwzględnienia długości ścieżek ruchu jako dodatkowego parametru analizy, co umożliwi określenie różnic pomiędzy wartościami uzyskiwanymi na podstawie analizy 2D i 3D oraz ocenę możliwości ich korekcji z wykorzystaniem opracowanego modelu,
- rozszerzenia analizy o dodatkowe wielkości kinematyczne, co umożliwi szerszą ocenę możliwości zastosowania opracowanej metody w ilościowej analizie spontanicznych ruchów noworodków oraz jej przydatności do oceny poszczególnych parametrów ruchu.

Bibliografia

1. World Health Organization, United Nations Children's Fund, & United Nations Population Fund. (2023). *Improving maternal and newborn health and survival and reducing stillbirth: Progress report 2023*. World Health Organization. https://www.who.int/publications/i/item/9789240073678
2. Novak, I., Morgan, C., Adde, L., Blackman, J., Boyd, R. N., Brunstrom-Hernandez, J., Cioni, G., Damiano, D., Darrah, J., Eliasson, A.-C., de Vries, L. S., Einspieler, C., Fahey, M., Fehlings, D., Ferriero, D. M., Fetters, L., Fiori, S., Forssberg, H., Gordon, A. M., Badawi, N. (2017). *Early, accurate diagnosis and early intervention in cerebral palsy: Advances in diagnosis and treatment*. *JAMA Pediatrics, 171*(9), 897–907. https://doi.org/10.1001/jamapediatrics.2017.1689
3. Chawanpaiboon, S., Vogel, J. P., Moller, A. B., Lumbiganon, P., Petzold, M., Hogan, D., Landoulsi, S., Jampathong, N., Kongwattanakul, K., Laopaiboon, M., Lewis, C., Rattanakanokchai, S., Teng, D. N., Thinkhamrop, J., Watananirun, K., Zhang, J., Zhou, W., & Gülmezoglu, A. M. (2019). Global, regional, and national estimates of levels of preterm birth in 2014: a systematic review and modelling analysis. *The Lancet. Global health*, *7*(1), e37–e46. https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(18\30451-0)
4. Blencowe, H., Cousens, S., Oestergaard, M. Z., Chou, D., Moller, A.-B., Narwal, R., Adler, A., Vera Garcia, C., Rohde, S., Say, L., & Lawn, J. E. (2012). *National, regional, and worldwide estimates of preterm birth rates in the year 2010 with time trends since 1990 for selected countries: A systematic analysis and implications*. *The Lancet, 379*(9832), 2162–2172. https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\60820-4)
5. Adolph, K. E., & Robinson, S. R. (2015). *Motor development*. In L. S. Liben & U. Müller (Eds.), *Handbook of child psychology and developmental science* (7th ed., Vol. 2, s. 113–157). John Wiley & Sons.
6. Hadders-Algra, M. (2010). *Variation and variability: Key words in human motor development*. *Physical Therapy, 90*(12), 1823–1837. https://doi.org/10.2522/ptj.20100006
7. Einspieler, C., & Prechtl, H. F. R. (2005). *Prechtl's assessment of general movements: A diagnostic tool for the functional assessment of the young nervous system*. *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews, 11*(1), 61–67. https://doi.org/10.1002/mrdd.20051
8. Volpe, J. J. (2009). *Brain injury in premature infants: A complex amalgam of destructive and developmental disturbances*. *The Lancet Neurology, 8*(1), 110–124. https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(08\70294-1)
9. te Velde, A., Morgan, C., Novak, I., Tantsis, E., & Badawi, N. (2019). *Early diagnosis and classification of cerebral palsy: An historical perspective and barriers to an early diagnosis*. *Journal of Clinical Medicine, 8*(10), 1599. https://doi.org/10.3390/jcm8101599
10. Oskoui, M., Coutinho, F., Dykeman, J., Jetté, N., & Pringsheim, T. (2013). *An update on the prevalence of cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis*.

Developmental Medicine & Child Neurology, 55(6), 509–519. https://doi.org/10.1111/dmcn.12080

11. Spittle, A. J., Morgan, C., Olsen, J. E., Novak, I., & Cheong, J. L. Y. (2021). *Early diagnosis and treatment of cerebral palsy in children with a history of preterm birth*. *Clinics in Perinatology, 48*(4), 747–763. https://doi.org/10.1016/j.clp.2021.07.004
12. Einspieler, C., Bos, A. F., Krieber-Tomantschger, M., Ferrari, F., Prechtl, H. F. R., & Marschik, P. B. (2019). *Cerebral palsy: Early markers of clinical phenotype and functional outcome*. *Journal of Clinical Medicine, 8*(10), 1616. https://doi.org/10.3390/jcm8101616
13. Prechtl, H. F. R. (1997). *State of the art of a new functional assessment of the young nervous system: An early predictor of cerebral palsy*. *Early Human Development, 50*(1), 1–11. https://doi.org/10.1016/S0378-3782\(97\00088-1)
14. Prechtl, H. F. R. (2001). *General movement assessment as a method of developmental neurology: New paradigms and their consequences*. *Developmental Medicine & Child Neurology, 43*(12), 836–842. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2001.tb00173.x
15. Einspieler, C., Marschik, P. B., Pansy, J., Scheuchenegger, A., Krieber, M., Yang, H., Kornacka, M. K., Rowińska, E., Soloveichick, M., & Bos, A. F. (2016). *The general movement optimality score: A detailed assessment of general movements during preterm and term age*. *Developmental Medicine & Child Neurology, 58*(4), 361–368. https://doi.org/10.1111/dmcn.12923
16. Kwong, A. K. L., Fitzgerald, T. L., Doyle, L. W., Cheong, J. L. Y., & Spittle, A. J. (2018). Predictive validity of spontaneous early infant movement for later cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *60*(5), 480–489. https://doi.org/10.1111/dmcn.13697
17. Støen, R., Boswell, L., de Regnier, R. A., Fjørtoft, T., Gaebler-Spira, D., Ihlen, E., Labori, C., Loennecken, M., Msall, M., Möinichen, U. I., Peyton, C., Russow, A., Schreiber, M. D., Silberg, I. E., Songstad, N. T., Vågen, R., Øberg, G. K., & Adde, L. (2019). 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. *Journal of Clinical Medicine*, *8*(11), 1790. https://doi.org/10.3390/jcm8111790
18. Philippi, H., Karch, D., Kang, K.-S., Wochner, K., Pietz, J., Dickhaus, H., & Hadders-Algra, M. (2014). *Computer-based analysis of general movements reveals stereotypies predicting cerebral palsy*. *Developmental Medicine & Child Neurology, 56*(10), 960–967. https://doi.org/10.1111/dmcn.12477
19. Ihlen, E. A. F., Støen, R., Boswell, L., de Regnier, R.-A., Fjørtoft, T., Gaebler-Spira, D., Labori, C., Loennecken, M. C., Msall, M. E., Möinichen, U. I., Peyton, C., Schreiber, M. D., Silberg, I. E., Songstad, N. T., Vågen, R. T., & Øberg, G. K. (2020). Machine learning of infant spontaneous movements for the early prediction of cerebral palsy: A multi-site cohort study. *Journal of Clinical Medicine, 9*(1), 5. https://doi.org/10.3390/jcm9010005

20. Irshad, M. T., Nisar, M. A., Gouverneur, P., Rapp, M., & Grzegorzek, M. (2020). *AI approaches towards Prechtl's assessment of general movements: A systematic literature review*. *Sensors, 20*(18), 5321. https://doi.org/10.3390/s20185321
21. Bernstein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press.
22. Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). *Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? Human Movement Science, 30*(5), 869–888. https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002
23. Hadders-Algra, M. (2007). *Putative neural substrate of normal and abnormal general movements*. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 31*(8), 1181–1190. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.04.009
24. Thelen, E., & Smith, L. B. (1994). *A dynamic systems approach to the development of cognition and action*. MIT Press.
25. Raghuram, K., Orlandi, S., Church, P., Chau, T., Uleryk, E., Pechlivanoglou, P., Shah, V., & Fehlings, D. (2021). *Automated movement recognition to predict cerebral palsy in high-risk infants: A systematic review of diagnostic test accuracy and machine learning approaches*. *Frontiers in Pediatrics, 9*, 720619. https://doi.org/10.3389/fped.2021.720619
26. Groos, D., Adde, L., Aubert, S., Boswell, L., de Regnier, R.-A., Fjørtoft, T., Gaebler-Spira, D., Haukeland, A., Loennecken, M., Msall, M., Möinichen, U. I., Pascal, A., Peyton, C., Ramampiaro, H., Schreiber, M. D., Silberg, I. E., Songstad, N. T., Thomas, N., Van den Broeck, C., Øberg, G. K., Ihlen, E. A. F., & Støen, R. (2022). *Development and validation of a deep learning method to predict cerebral palsy from spontaneous movements in infants at high risk*. *JAMA Network Open, 5*(7), e2221325. https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2022.21325
27. Hesse, N., Pujades, S., Romero, J., Black, M. J., Bodensteiner, C., Arens, M., Hofmann, U. G., Tacke, U., Hadders-Algra, M., Weinberger, R., Müller-Felber, W., & Schroeder, A. S. (2018). *Learning an infant body model from RGB-D data for accurate full body motion analysis*. In J. A. Schnabel, C. Davatzikos, C. Alberola-López, G. Fichtinger, & A. F. Frangi (Eds.), *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2018* (Lecture Notes in Computer Science, Vol. 11070, pp. 792–800). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-030-00928-1_89
28. Drazan, J. F., Phillips, W. T., Seethapathi, N., Hullfish, T. J., & Baxter, J. R. (2021). *Moving outside the lab: Markerless motion capture accurately quantifies sagittal plane kinematics during the vertical jump*. *Journal of Biomechanics, 125*, 110547. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110547
29. Leo, M., Bernava, G. M., Carcagnì, P., & Distante, C. (2022). Video-Based Automatic Baby Motion Analysis for Early Neurological Disorder Diagnosis: State of the Art and Future Directions. *Sensors*, *22*(3), 866. https://doi.org/10.3390/s22030866
30. Redd, C. B., Karunanithi, M., Boyd, R. N., & Barber, L. A. (2021). Technology-assisted quantification of movement to predict infants at high risk of motor

disability: A systematic review. *Research in Developmental Disabilities, 118*, 104071. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2021.104071

31. Sankar, A., Monin, A., Vullings, R., Daanen, H., & van Pul, C. (2014). *Infant trunk posture and arm movement assessment using pressure mattress, inertial and magnetic measurement units (IMUs). Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 11*, 133. https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-133
32. Marchi, V., Hakala, A., Knight, A., D'Acunto, F., Scattoni, M. L., Guzzetta, A., & Vanhatalo, S. (2019). *Automated pose estimation captures key aspects of General Movements at eight to 17 weeks from conventional videos. Acta Paediatrica, 108*(10), 1817–1824. https://doi.org/10.1111/apa.14781
33. Einspieler, C., Prechtl, H. F. R., Ferrari, F., Cioni, G., & Bos, A. F. (1997). *The qualitative assessment of general movements in preterm, term and young infants: Review of the methodology*. *Early Human Development, 50*(1), 47–60. https://doi.org/10.1016/S0378-3782\(97\00092-3)
34. Ferrari, F., Cioni, G., & Prechtl, H. F. (1990). Qualitative changes of general movements in preterm infants with brain lesions. *Early Human Development*, *23*(3), 193–231. https://doi.org/10.1016/0378-3782\(90\90013-9)
35. Ferrari, F., Cioni, G., Einspieler, C., Roversi, M. F., Bos, A. F., Paolicelli, P. B., Ranzi, A., & Prechtl, H. F. (2002). Cramped synchronized general movements in preterm infants as an early marker for cerebral palsy. *Archives of pediatrics & adolescent medicine*, *156*(5), 460–467. https://doi.org/10.1001/archpedi.156.5.460
36. Spittle, A. J., Spencer-Smith, M. M., Cheong, J. L., Eeles, A. L., Lee, K. J., Anderson, P. J., & Doyle, L. W. (2013). General movements in very preterm children and neurodevelopment at 2 and 4 years. *Pediatrics*, *132*(2), e452–e458. https://doi.org/10.1542/peds.2013-0177
37. Borszewska-Kornacka, M. K. (Red.). (2017). *Standardy opieki medycznej nad noworodkiem w Polsce: Zalecenia Polskiego Towarzystwa Neonatologicznego* (2nd ed., updated and supplemented). Media Press.
38. Matyja, M. (2012). *Neurorozwojowa analiza wad postawy ciała u dzieci i młodzieży*. Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach.
39. Prechtl, H. F. R. (1990). *Qualitative changes of spontaneous movements in fetus and preterm infant are a marker of neurological dysfunction*. *Early Human Development, 23*(3), 151–158. https://doi.org/10.1016/0378-3782\(90\90011-7)
40. Einspieler, C., Bos, A. F., Libertus, M. E., & Marschik, P. B. (2016). The General Movement Assessment Helps Us to Identify Preterm Infants at Risk for Cognitive Dysfunction. *Frontiers in Psychology*, *7*, 406. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00406
41. Einspieler, C., Bos, A. F., Krieber-Tomantschger, M., & Marschik, P. B. (2019). The General Movement Assessment helps us to identify preterm infants at risk for cognitive dysfunction. Frontiers in Psychology, 10, 1549. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01549

42. Hadders-Algra, M. (2018). Early human motor development: From variation to the ability to vary and adapt. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 90*, 411–427. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2018.05.009
43. Einspieler, C., Marschik, P. B., Bos, A. F., Ferrari, F., Cioni, G., & Prechtl, H. F. R. (2012). Early markers for cerebral palsy: Insights from the assessment of general movements. Future Neurology, 7(6), 709–717. https://doi.org/10.2217/fnl.12.60
44. Latash, M. L. (2008). Synergy. Oxford University Press.
45. Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Dan, B., & Jacobsson, B. (2007). *A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006*. *Developmental Medicine & Child Neurology, 49*(s109), 8–14. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x
46. Sadowska, M., Sarecka-Hujar, B., & Kopyta, I. (2020). Cerebral palsy: Current opinions on definition, epidemiology, risk factors, classification and treatment options. *Neuropsychiatric Disease and Treatment, 16*, 1505–1518. https://doi.org/10.2147/NDT.S235165
47. Morgan, C., Fetters, L., Adde, L., Badawi, N., Bancale, A., Boyd, R. N., Chorna, O., Cioni, G., Damiano, D. L., Darrah, J., de Vries, L. S., Dusing, S., Einspieler, C., Eliasson, A.-C., Ferriero, D. M., Fehlings, D., Forssberg, H., Gordon, A. M., Greaves, S., Novak, I. (2021). Early intervention for children aged 0 to 2 years with or at high risk of cerebral palsy: International clinical practice guideline based on systematic reviews. *JAMA Pediatrics, 175*(8), 846–858. https://doi.org/10.1001/jamapediatrics.2021.0878
48. Korzeniewski, S. J., Slaughter, J., Lenski, M., Haak, P., & Paneth, N. (2018). *The complex aetiology of cerebral palsy*. *Nature Reviews Neurology, 14*(9), 528–543. https://doi.org/10.1038/s41582-018-0043-6
49. McIntyre S. (2018). The continually changing epidemiology of cerebral palsy. *Acta Paediatrica*, *107*(3), 374–375. https://doi.org/10.1111/apa.14232
50. Novak, I., Morgan, C., Fahey, M., Finch-Edmondson, M., Galea, C., Hines, A., Langdon, K., Mc Namara, M., Paton, M. C. B., Popat, H., Shore, B., Khamis, A., Stanton, E., Finemore, O. P., Tricks, A., te Velde, A., Dark, L., Morton, N., & Badawi, N. (2020). *State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic review of interventions for preventing and treating children with cerebral palsy*. *Current Neurology and Neuroscience Reports, 20*(2), Article 3. https://doi.org/10.1007/s11910-020-1022-z
51. McIntyre, S., Goldsmith, S., Webb, A., Ehlinger, V., Hollung, S. J., McConnell, K., Arnaud, C., Smithers-Sheedy, H., Oskoui, M., Kwon, J. Y., & Badawi, N. (2022). *Global prevalence of cerebral palsy: A systematic analysis. Developmental Medicine & Child Neurology, 64*(12), 1494–1506. https://doi.org/10.1111/dmcn.15346
52. Christine, C., Dolk, H., Platt, M. J., Colver, A., Prasauskiene, A., Krägeloh-Mann, I., & SCPE Collaborative Group (2007). Recommendations from the SCPE collaborative group for defining and classifying cerebral palsy. *Developmental*

Medicine & Child Neurology Supplement, *109*, 35–38. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12626.x

53. Sellier, E., Platt, M. J., Andersen, G. L., Krägeloh-Mann, I., De La Cruz, J., Cans, C., & Surveillance of Cerebral Palsy Network. (2016). *Decreasing prevalence in cerebral palsy: A multi-site European population-based study, 1980 to 2003*. *Developmental Medicine & Child Neurology, 58*(1), 85–92. https://doi.org/10.1111/dmcn.12865
54. Hadders-Algra, M. (2014). Early diagnosis and early intervention in cerebral palsy. *Frontiers in Neurology, 5*, 185. https://doi.org/10.3389/fneur.2014.00185
55. Stiles, J., & Jernigan, T. L. (2010). The basics of brain development. *Neuropsychology Review, 20*(4), 327–348. https://doi.org/10.1007/s11065-010-9148-4
56. Einspieler, C., Prechtl, H. F. R., Bos, A. F., Ferrari, F., & Cioni, G. (2004). *Prechtl's method on the qualitative assessment of general movements in preterm, term and young infants*. Cambridge University Press.
57. Bosanquet, M., Copeland, L., Ware, R., & Boyd, R. (2013). A systematic review of tests to predict cerebral palsy in young children. *Developmental Medicine & Child Neurology, 55*(5), 418–426. https://doi.org/10.1111/dmcn.12140
58. Kolb, B., & Gibb, R. (2011). Brain plasticity and behaviour in the developing brain. *Journal of the Canadian Academy of Child and Adolescent Psychiatry = Journal de l'Academie canadienne de psychiatrie de l'enfant et de l'adolescent*, *20*(4), 265–276.
59. Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2017). *Motor control: Translating research into clinical practice* (5th ed.). Wolters Kluwer.
60. Adolph, K. E., & Hoch, J. E. (2019). Motor development: Embodied, embedded, enculturated, and enabling. *Annual Review of Psychology, 70*, 141–164. https://doi.org/10.1146/annurev-psych-010418-102836
61. Bundy, A. C., Lane, S. J., & Murray, E. A. (Eds.). (2020). *Sensory Integration: Theory and Practice* (3rd ed.). F. A. Davis Company.
62. Ayres, A. J. (1972). *Sensory integration and learning disorders*. Western Psychological Services.
63. Thapar, A., Cooper, M., & Rutter, M. (2017). *Neurodevelopmental disorders*. *The Lancet Psychiatry, 4*(4), 339–346. https://doi.org/10.1016/S2215-0366\(16\30376-5)
64. Wilson, P. H., Smits-Engelsman, B., Caeyenberghs, K., Steenbergen, B., Sugden, D., Clark, J., Mumford, N., & Blank, R. (2017). *Cognitive and neuroimaging findings in developmental coordination disorder: New insights from a systematic review of recent research*. *Developmental Medicine & Child Neurology, 59*(11), 1117–1129. https://doi.org/10.1111/dmcn.13530
65. Blank, R., Barnett, A. L., Cairney, J., Green, D., Kirby, A., Polatajko, H., Rosenblum, S., Smits-Engelsman, B., Sugden, D., Wilson, P., & Vinçon, S. (2019). *International clinical practice recommendations on the definition, diagnosis, assessment, intervention, and psychosocial aspects of developmental coordination*

disorder. *Developmental Medicine & Child Neurology, 61*(3), 242–285. https://doi.org/10.1111/dmcn.14132
66. Licari, M. K., Alvares, G. A., Varcin, K., Evans, K. L., Cleary, D., Reid, S. L., Glasson, E. J., Bebbington, K., Reynolds, J. E., Wray, J., & Whitehouse, A. J. O. (2020). *Prevalence of motor difficulties in autism spectrum disorder: Analysis of a population-based cohort*. *Autism Research, 13*(2), 298–306. https://doi.org/10.1002/aur.2230
67. Romeo, D. M., Ricci, D., Brogna, C., & Mercuri, E. (2016). *Use of the Hammersmith Infant Neurological Examination in infants with cerebral palsy: A critical review of the literature*. *Developmental Medicine & Child Neurology, 58*(3), 240–245. https://doi.org/10.1111/dmcn.12876
68. Orlandi, S., Moro, M., i wsp. (2023). *Pose estimation methods for automatic general movements assessment in infants: Influence of video acquisition settings and processing*. *Gait & Posture, 105*(Suppl. 1), S46–S47. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.07.340
69. Dubowitz, L. M. S., Mercuri, E., & Dubowitz, V. (1999). *The Neurological Assessment of the Preterm and Full-term Newborn Infant* (2nd ed.). Cambridge University Press.
70. Swain, T. A., McNarry, M. A., Runacres, A. W. H., & Mackintosh, K. A. (2023). *The role of multi-sensor measurement in the assessment of movement quality: A systematic review*. *Sports Medicine, 53*(12), 2477–2504. https://doi.org/10.1007/s40279-023-01905-1
71. Lam, W. W. T., Tang, Y. M., & Fong, K. N. K. (2023). *A systematic review of the applications of markerless motion capture (MMC) technology for clinical measurement in rehabilitation. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 20*, Article 49. https://doi.org/10.1186/s12984-023-01186-9
72. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). John Wiley & Sons.
73. Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research methods in biomechanics* (2nd ed.). Human Kinetics.
74. Huang, T., Ruan, M., Huang, S., Fan, L., & Wu, X. (2024). Comparison of kinematics and joint moments calculations for lower limbs during gait using markerless and marker-based motion capture. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 12*, 1280363. https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1280363
75. Baker, R. (2006). *Gait analysis methods in rehabilitation.* Mac Keith Press.
76. Richards, J. G. (1999). *The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. Human Movement Science, 18*(5), 589–602.
77. Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). *Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1. Theoretical background. Gait & Posture, 21*(2), 186–196.
78. Davis, R. B., Õunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). *A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science, 10*(5), 575–587.

79. Mündermann, L., Corazza, S., & Andriacchi, T. P. (2006). *The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 3*, 6.
80. Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait & Posture, 21*(2), 212–225.
81. Peters, A., Galna, B., Sangeux, M., Morris, M., & Baker, R. (2010). *Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review. Gait & Posture, 31*(1), 1–8.
82. Deng, Y., & others. (2026). Inertial measurement units (IMUs) for biomechanical analysis in sport: A review of applications, challenges and future directions. *Sensor Review, 46*(1), 88–104. https://doi.org/10.1108/SR-04-2025-0261
83. Xiong, S., Chen, Z., Wang, Z., Li, X., & Zhang, M. (2023). *Extended application of inertial measurement units in biomechanics: From activity recognition to force estimation. Sensors, 23*(9), 4229. https://doi.org/10.3390/s23094229
84. Sabatini, A. M. (2011). *Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. Sensors, 11*(2), 1489–1525.
85. Cao, Z., Hidalgo, G., Simon, T., Wei, S.-E., & Sheikh, Y. (2021). OpenPose: Realtime multi-person 2D pose estimation using Part Affinity Fields. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 43*(1), 172–186. https://doi.org/10.1109/TPAMI.2019.2929257
86. Avogaro, A., Cunico, F., Rosenhahn, B., & Setti, F. (2023). Markerless human pose estimation for biomedical applications: A survey. *Frontiers in Computer Science, 5*, 1153160. https://doi.org/10.3389/fcomp.2023.1153160
87. Huang, T., Ruan, M., Huang, S., Fan, L., & Wu, X. (2024). Comparison of kinematics and joint moments calculations for lower limbs during gait using markerless and marker-based motion capture. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 12*, 1280363. https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1280363
88. McCay, K. D., Hu, P., Shum, H. P. H., Woo, W. L., Marcroft, C., Embleton, N. D., Munteanu, A., & Ho, E. S. L. (2022). *A pose-based feature fusion and classification framework for the early prediction of cerebral palsy in infants. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 30*, 8–19. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2021.3139858
89. Passmore, E., Kwong, A. K. L., Olsen, J. E., Eeles, A. L., Cheong, J. L. Y., Spittle, A. J., & Ball, G. (2024). Quantifying spontaneous infant movements using state-space models. *Scientific Reports, 14*, 28598. https://doi.org/10.1038/s41598-024-80202-x
90. Wechsler, I., Wolf, A., Shanbhag, J., Leyendecker, S., Eskofier, B. M., Koelewijn, A. D., Wartzack, S., & Miehling, J. (2024). *Bridging the sim2real gap: Investigating deviations between experimental motion measurements and musculoskeletal simulation results—A systematic review. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 12*, 1386874. https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1386874

91. Topol, E. (2019). *Deep medicine: How artificial intelligence can make healthcare human again.* Hodder & Stoughton.
92. Sun, K., Xiao, B., Liu, D., & Wang, J. (2019). *Deep high-resolution representation learning for human pose estimation.* In *Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)* (pp. 5693–5703). https://doi.org/10.1109/CVPR.2019.00584
93. Guyon, I., & Elisseeff, A. (2003). An introduction to variable and feature selection. *Journal of Machine Learning Research, 3*, 1157–1182.
94. Chandrashekar, G., & Sahin, F. (2014). A survey on feature selection methods. *Computers & Electrical Engineering, 40*(1), 16–28. https://doi.org/10.1016/j.compeleceng.2013.11.024
95. Goodfellow, I., Bengio, Y., & Courville, A. (2016). *Deep learning.* MIT Press.
96. Arrieta, A. B., Díaz-Rodríguez, N., Del Ser, J., Bennetot, A., Tabik, S., Barbado, A., Garcia, S., Gil-Lopez, S., Molina, D., Benjamins, R., Chatila, R., & Herrera, F. (2020). Explainable artificial intelligence (XAI): Concepts, taxonomies, opportunities and challenges toward responsible AI. *Information Fusion, 58*, 82–115. https://doi.org/10.1016/j.inffus.2019.12.012
97. Adde, L., Helbostad, J. L., Jensenius, A. R., Taraldsen, G., & Støen, R. (2009). *Using computer-based video analysis in the study of fidgety movements. Early Human Development, 85*(9), 541–547. https://doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2009.05.003
98. Adde, L., Helbostad, J. L., Jensenius, A. R., Taraldsen, G., Grunewaldt, K. H., & Støen, R. (2010). *Early prediction of cerebral palsy by computer-based video analysis of general movements: A feasibility study. Developmental Medicine & Child Neurology, 52*(8), 773–778. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2010.03629.x
99. Adde, L., Brown, A., van den Broeck, C., De Coen, K., Horsberg Eriksen, B., Fjørtoft, T., Groos, D., Ihlen, E. A. F., Osland, S., Pascal, A., Paulsen, H., Skog, O. M., Sivertsen, W., & Støen, R. (2021). *In-Motion-App for remote General Movement Assessment: A multi-site observational study.* BMJ Open, 11*(3), e042147. https://doi.org/10.1136/bmjopen-2020-042147
100. Adolph, K. E., & Franchak, J. M. (2017). The development of motor behavior. *Wiley interdisciplinary reviews. Cognitive science*, *8*(1-2), 10.1002/wcs.1430. https://doi.org/10.1002/wcs.1430
101. Romeo, D. M., Velli, C., Sini, F., Pede, E., Cicala, G., Cowan, F. M., Ricci, D., Brogna, C., & Mercuri, E. (2024). Neurological assessment tool for screening infants during the first year after birth: The Brief-Hammersmith Infant Neurological Examination. *Developmental Medicine & Child Neurology, 66*(9), 1173–1180. https://doi.org/10.1111/dmcn.15871
102. Khodadadzadeh, M., Sloan, A. T., Jones, N. A., Coyle, D., & Kelso, J. A. S. (2024). Artificial intelligence detects awareness of functional relation with the environment in 3 month old babies. *Scientific Reports*, *14*(1), 15580. https://doi.org/10.1038/s41598-024-66312-6

103. Laudanska, Z., López Pérez, D., Kozioł, A., Radkowska, A., Babis, K., Malinowska-Korczak, A., & Tomalski, P. (2022). Longitudinal changes in infants' rhythmic arm movements during rattle-shaking play with mothers. *Frontiers in Psychology, 13*, 896319. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2022.896319
104. Passmore, E., Kwong, A. K. L., Olsen, J. E., Eeles, A. L., Cheong, J. L. Y., Spittle, A. J., & Ball, G. (2020). Deep learning for automated pose estimation of infants at home from smartphone videos. *Gait & Posture, 81*. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.08.026
105. Tsuji, T., Nakashima, S., Hayashi, H., Soh, Z., Furui, A., Shibanoki, T., Shima, K., & Shimatani, K. (2020). Markerless Measurement and Evaluation of General Movements in Infants. *Scientific Reports*, *10*(1), 1422. https://doi.org/10.1038/s41598-020-57580-z
106. Karch, D., Kim, K. S., Wochner, K., Pietz, J., Dickhaus, H., & Philippi, H. (2008). Quantification of the segmental kinematics of spontaneous infant movements. *Journal of Biomechanics*, *41*(13), 2860–2867. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.033
107. Doroniewicz, I., Ledwoń, D. J., Affanasowicz, A., Kieszczyńska, K., Latos, D., Matyja, M., Mitas, A. W., & Myśliwiec, A. (2020). Writhing Movement Detection in Newborns on the Second and Third Day of Life Using Pose-Based Feature Machine Learning Classification. *Sensors*, *20*(21), 5986. https://doi.org/10.3390/s20215986
108. Affanasowicz, A., Ledwoń, D., Doroniewicz, I., Bugdol, M., Kieszczyńska, K., Latos, D., Matyja, M., & Myśliwiec, A. (2026). Assessment of spontaneous movements of newborns on second or third day of life using computer-aided video analysis. *Journal of child health care : for professionals working with children in the hospital and community*, *30*(2), 278–292. https://doi.org/10.1177/13674935251342511
109. Doroniewicz, I., Ledwoń, D., Bugdol, M., Kieszczyńska, K., Affanasowicz, A., Matyja, M., Badura, D., Mitas, A., & Myśliwiec, A. (2021). Computer-based analysis of spontaneous infant activity: a pilot study. In E. Piętka, P. Badura, J. Kawa, & W. Więcławek (Eds.), *Information Technology in Biomedicine* (T. 1186, s. 147–159). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-030-49666-1_12
110. Doroniewicz, I., Ledwoń, D. J., Bugdol, M., Kieszczyńska, K., Affanasowicz, A., Latos, D., Matyja, M., & Myśliwiec, A. (2024). Towards novel classification of infants' movement patterns supported by computerized video analysis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *21*(1), 129. https://doi.org/10.1186/s12984-024-01429-3
111. United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division. (2022). *World population prospects 2022: Summary of results.* United Nations.
112. Hesse, N., Bodensteiner, C., Arens, M., Hofmann, U.G., Weinberger, R., Sebastian Schroeder, A. (2019). *Computer Vision for Medical Infant Motion Analysis: State of the Art and RGB-D Data Set.* In: Leal-Taixé, L., Roth, S. (eds)

Computer Vision – ECCV 2018 Workshops. ECCV 2018. Lecture Notes in Computer Science(), vol 11134. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-11024-6_3

Spis rysunków

Rysunek 1 Przykładowe kamienie milowe rozwoju posturalnego i motorycznego w pierwszych miesiącach życia dziecka [100]. 13

Rysunek 2 Czynniki ryzyka mózgowego porażenia dziecięcego [46]. 17

Rysunek 3 Przebieg rozwoju General Movements od okresu płodowego do pojawienia się ruchów intencjonalnych i antygrawitacyjnych [14]. 25

Rysunek 4 Skrócona wersja badania Hammersmith Infant Neurological Examination (Brief-HINE) wraz z kryteriami punktacji [101]. 26

Rysunek 5 Rejestracja spontanicznej aktywności ruchowej noworodka z wykorzystaniem systemu Motion Capture [102]. 29

Rysunek 6 Rejestracja ruchów niemowląt z wykorzystaniem systemów inercyjnych (IMU) [103]. 30

Rysunek 7 Przykład estymacji pozy ciała niemowlęcia z automatycznie wyznaczonymi punktami anatomicznymi (keypoints) oraz trajektoriami ich przemieszczania podczas rejestracji wideo. [104] 32

Rysunek 8 Schemat procesu komputerowej analizy spontanicznej aktywności ruchowej niemowląt, obejmującego rejestrację obrazu, ekstrakcję cech, analizę ruchu oraz automatyczną ocenę z wykorzystaniem metod sztucznej inteligencji [105]. 35

Rysunek 9 Schemat metodyki analizy danych kinematycznych. 43

Rysunek 10 Przykładowe sekwencje ruchowe ze zbioru MINI-RGBD: (a), (d)- obrazy RGB; (b), (e)- chmury punktów uzyskane na podstawie obrazów głębi; (c), (f)- referencyjne szkielety ruchu (ground truth) [112]. 45

Rysunek 11 Dwuwymiarowa (2D) i trójwymiarowa (3D) prezentacja pozycji ciała noworodka dla wybranej klatki obrazu. 48

Rysunek 12 Schemat wyznaczania kąta nachylenia segmentu kończyny dolnej względem płaszczyzny XY. 49

Rysunek 13 Schemat wyznaczania kąta β określającego kierunek rzutu segmentu uda na płaszczyznę XY. 50

Rysunek 14 Przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 1. 58

Rysunek 15 Przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 1. 59

Rysunek 16 Przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 1. 61

Rysunek 17 Przykładowy rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 1. 61

Rysunek 18 Wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu dla parametrów kąta uda względem płaszczyzny: A – ROM, B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – TAE. 80

Rysunek 19 Wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla analizowanych parametrów kąta uda względem płaszczyzny: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE). 83

Rysunek 20 Zbiorcze wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu dla analizowanych parametrów kąta podudzia względem płaszczyzny: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE). 90

Rysunek 21 Zbiorcze wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla analizowanych parametrów kąta podudzia względem płaszczyzny: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE). 93

Rysunek 22 Wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu dla analizowanych parametrów kąta zgięcia w stawie kolanowym: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE). 99

Rysunek 23 Wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości referencyjnych 3D z wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla analizowanych parametrów kąta zgięcia w stawie kolanowym: A – zakres ruchu (ROM), B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE). 102

Rysunek 24 Zbiorcze wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości symetrii pomiędzy SYM_RZ a SYM_M dla stawu kolanowego: A – ROM, B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – TAE. 112

Rysunek 25 Zbiorcze wykresy Bland–Altmana przedstawiające zgodność wartości symetrii pomiędzy SYM_RZ a SYM_M po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla stawu kolanowego: A – ROM, B – wartość maksymalna, C – wartość średnia, D – zmienność, E – całkowity błąd bezwzględny (TAE). 115

Rysunek 26 Wykres Bland–Altmana przedstawiający zgodność wartości współczynnika symetrii uzyskanych na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ) oraz modelu rekonstrukcji (SYM_M). 119

Rysunek 27 Wykres Bland–Altmana przedstawiający zgodność wartości współczynnika symetrii uzyskanych na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja). 120

Rysunek 28 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 2..... 159

Rysunek 29 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 2.....159
Rysunek 30 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 2.....159
Rysunek 31 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 2.....159
Rysunek 32 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 3.....160
Rysunek 33 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 3.....160
Rysunek 34 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 3.....160
Rysunek 35 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 3.....160
Rysunek 36 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 4.....161
Rysunek 37 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 4.....161
Rysunek 38 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 4.....161
Rysunek 39 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 4.....161
Rysunek 40 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 5.....162
Rysunek 41 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 5.....162
Rysunek 42 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 5.....162

Rysunek 43 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 5.....162

Rysunek 44 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 6.....163

Rysunek 45 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 6.....163

Rysunek 46 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 6.....163

Rysunek 47 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 6.....163

Rysunek 48 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 7.....164

Rysunek 49 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 7.....164

Rysunek 50 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 7.....164

Rysunek 51 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 7.....164

Rysunek 52 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 8.....165

Rysunek 53 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 8.....165

Rysunek 54 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 8.....165

Rysunek 55 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 8.....165

Rysunek 56 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 9.....166

Rysunek 57 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 9. 166

Rysunek 58 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 9. 166

Rysunek 59 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 9. 166

Rysunek 60 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 10. 167

Rysunek 61 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 10. 167

Rysunek 62 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 10. 167

Rysunek 63 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 10. 167

Rysunek 64 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 11. 168

Rysunek 65 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 11. 168

Rysunek 66 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 11. 168

Rysunek 67 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 11. 168

Rysunek 68 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 12. 169

Rysunek 69 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 12. 169

Rysunek 70 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 12. 169

Rysunek 71 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 1 169

Spis tabel

Tabela 1 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej pomiędzy wartością kąta uda względem płaszczyzny uzyskaną z pomiaru 3D a wartością uzyskaną z modelu, z uwzględnieniem strony ciała. 57

Tabela 2 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta uda względem płaszczyzny dla poszczególnych osób z uwzględnieniem strony ciała. 58

Tabela 3 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej pomiędzy wartością kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskaną z pomiaru 3D a wartością uzyskaną z modelu, z uwzględnieniem strony ciała. 59

Tabela 4 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny dla poszczególnych osób, z uwzględnieniem strony ciała. 60

Tabela 5 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej pomiędzy wartością kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskaną z pomiaru 3D a wartością uzyskaną z modelu, z uwzględnieniem strony ciała. 62

Tabela 6 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym dla poszczególnych osób, z uwzględnieniem strony ciała. 63

Tabela 7 Wartości p testu Shapiro–Wilka dla parametrów oceny zgodności wartości kątów uzyskanych z modelu. 64

Tabela 8 Wartości współczynników korekty uzyskanych w kolejnych iteracjach procedury LOSO dla kąta uda względem płaszczyzny. 65

Tabela 9 Średnie wartości, odchylenia i zmienność współczynników korekty modelu dla kąta uda względem płaszczyzny uzyskanych w walidacji LOSO. 65

Tabela 10 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta uda względem płaszczyzny uzyskane dla poszczególnych osób w procedurze walidacji LOSO po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 66

Tabela 11 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta uda względem płaszczyzny. 67

Tabela 12 Wartości współczynników funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskane w kolejnych iteracjach walidacji LOSO. 69

Tabela 13 Średnie wartości, odchylenia i zmienność współczynników funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny. 69

Tabela 14 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskane dla poszczególnych osób w procedurze walidacji LOSO po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 70

Tabela 15 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny. 71

Tabela 16 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskane dla poszczególnych osób po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 72

Tabela 17 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym. 73

Tabela 18 Współczynniki funkcji korekcyjnej zastosowanej dla kąta uda względem płaszczyzny. 74

Tabela 19 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta uda względem płaszczyzny po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 74

Tabela 20 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta uda względem płaszczyzny. 75

Tabela 21 Średnia, odchylenie i zmienność analizowanych miar dla całego zbioru przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 76

Tabela 22 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu dla parametrów kąta uda względem płaszczyzny na podstawie analizy Bland–Altmana. 78

Tabela 23 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta uda względem płaszczyzny na podstawie analizy Bland–Altmana. 81

Tabela 24 Współczynniki funkcji korekcyjnej zastosowanej dla kąta podudzia względem płaszczyzny. 84

Tabela 25 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskane po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 85

Tabela 26 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny. 86

Tabela 27 Średnia, odchylenie standardowe i współczynnik zmienności analizowanych miar dla kąta podudzia względem płaszczyzny przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 86

Tabela 28 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny na podstawie analizy Bland–Altmana. 88

Tabela 29 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta podudzia względem płaszczyzny na podstawie analizy Bland–Altmana. 91

Tabela 30 Wartości RMS, średniej różnicy oraz średniej różnicy bezwzględnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskane dla poszczególnych osób po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 94

Tabela 31 Zestawienie wartości analizowanych miar przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym. 95

Tabela 32 Średnia, odchylenie standardowe i zmienność analizowanych miar dla kąta zgięcia w stawie kolanowym przed i po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 96

Tabela 33 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu dla kąta zgięcia w stawie kolanowym na podstawie analizy Bland–Altmana. 97

Tabela 34 Ocena zgodności pomiędzy wartościami referencyjnymi 3D a wartościami uzyskanymi z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej dla kąta zgięcia w stawie kolanowym na podstawie analizy Bland–Altmana. 100

Tabela 35 Wartości p testu Shapiro–Wilka dla parametrów oceny zgodności wartości kątów uzyskanych z modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 104

Tabela 36 Wyniki testu Wilcoxona oraz testu t-Studenta dla parametrów RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej. 104

Tabela 37 Wyniki analizy korelacji dla parametrów RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej. 105

Tabela 38 Moc statystyczna dla parametrów RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej. 106

Tabela 39 Wartości zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym dla prawej (P) i lewej (L) kończyny uzyskane na podstawie pomiaru referencyjnego 3D, modelu rekonstrukcji oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 108

Tabela 40 Wartość średnia, odchylenie standardowe i współczynnik zmienności zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym dla prawej (P) i lewej (L) kończyny, uzyskanych na podstawie pomiaru 3D, modelu oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej. 108

Tabela 41 Ocena zgodności wartości symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym pomiędzy SYM_RZ a SYM_M na podstawie analizy Bland–Altmana. 110

Tabela 42 Ocena zgodności wartości symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym pomiędzy SYM_RZ a SYM_M po zastosowaniu funkcji korekcyjnej na podstawie analizy Bland–Altmana. 113

Tabela 43 Wartości współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskane na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja)..... 117

Tabela 44 Wartość średnia, odchylenie standardowe i współczynnik zmienności współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym dla pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja). 118

Tabela 45 Ocena zgodności wartości symetrii zakresu ruchu (ROM) w stawie kolanowym pomiędzy SYM_RZ a SYM_M oraz SYM_RZ a SYM_M_korekcja na podstawie analizy Bland–Altmana. 119

Tabela 46 Wyniki testu Shapiro–Wilka dla wartości współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym uzyskanych na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ), modelu rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja). 121

Tabela 47 Wyniki analizy istotności statystycznej różnic pomiędzy wartościami współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym wyznaczonymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ) oraz modelu rekonstrukcji (SYM_M) i modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja)..... 121

Tabela 48 Wartości współczynnika korelacji pomiędzy wartościami współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym wyznaczonymi na podstawie pomiaru referencyjnego 3D (SYM_RZ) oraz modelu rekonstrukcji (SYM_M) i modelu po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja). 122

Tabela 49 Wartości mocy statystycznej dla porównań współczynnika symetrii zakresu ruchu (ROM) kąta zgięcia w stawie kolanowym pomiędzy pomiarem referencyjnym 3D (SYM_RZ) a modelem rekonstrukcji (SYM_M) oraz modelem po zastosowaniu funkcji korekcyjnej (SYM_M_korekcja). 123

Tabela 50 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności stawu kolanowego prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 170

Tabela 51 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej stawu kolanowego prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 170

Tabela 52 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE stawu kolanowego prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 171

Tabela 53 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności stawu kolanowego lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 171

Tabela 54 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej stawu kolanowego lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 172

Tabela 55 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE stawu kolanowego lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 172

Tabela 56 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności kąta uda względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 173

Tabela 57 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej kąta uda względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 173

Tabela 58 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE kąta uda względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 174

Tabela 59 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności kąta uda względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 174

Tabela 60 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej kąta uda względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 175

Tabela 61 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE kąta uda względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 175

Tabela 62 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności kąta podudzia względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 176

Tabela 63 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej kąta podudzia względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 176

Tabela 64 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE kąta podudzia względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 177

Tabela 65 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności kąta podudzia względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 177

Tabela 66 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej kąta podudzia względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 178

Tabela 67 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE kąta podudzia względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 178

Tabela 68 Ocena symetrii stawu kolanowego prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 179

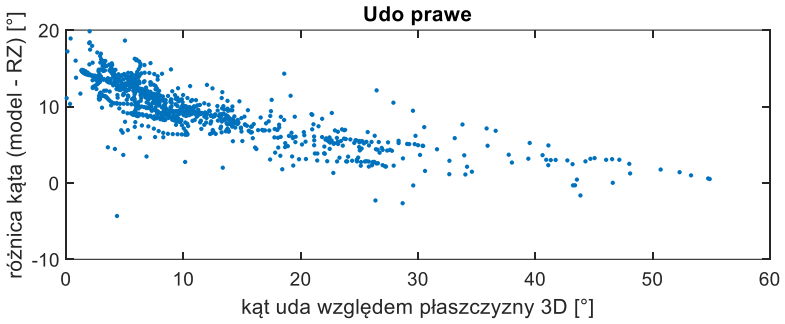
Tabela 69 Ocena symetrii kąta uda względem płaszczyzny prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji..... 180

Tabela 70 Ocena symetrii kąta uda względem płaszczyzny prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości średniej, zmienności, maksymalnej, zakresu ruchu i TAE dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 181

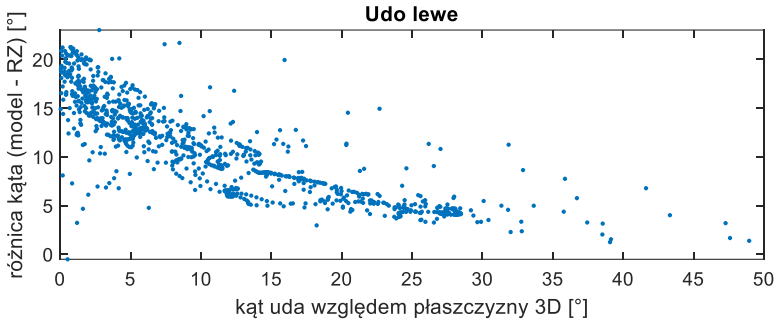
Tabela 71 Ocena symetrii kąta podudzia względem płaszczyzny prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji..... 182

Tabela 72 Ocena symetrii kąta podudzia względem płaszczyzny prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości średniej, zmienności, maksymalnej, zakresu ruchu i TAE dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji 183

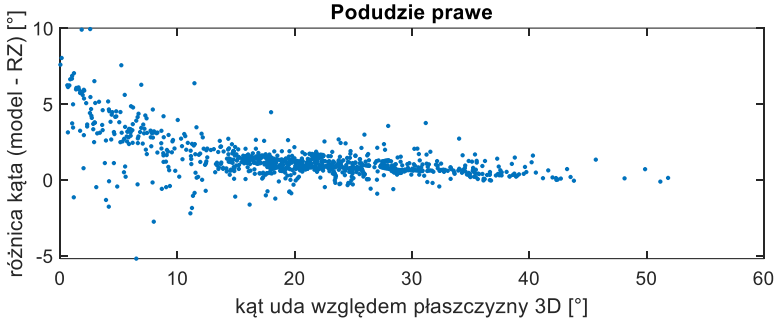
Załączniki



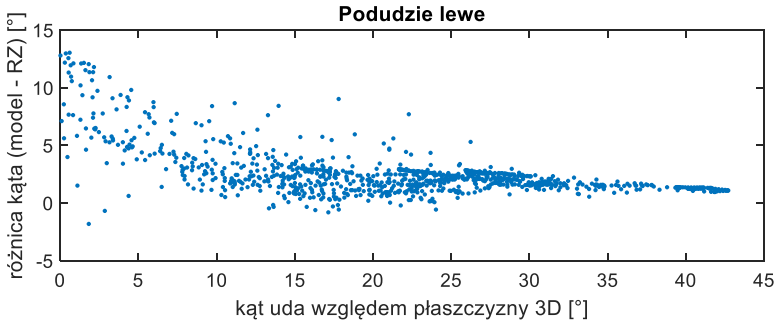
Rysunek 28 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 2.



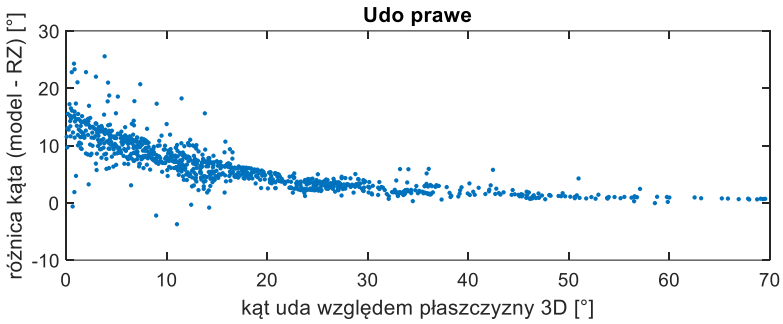
Rysunek 29 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 2.



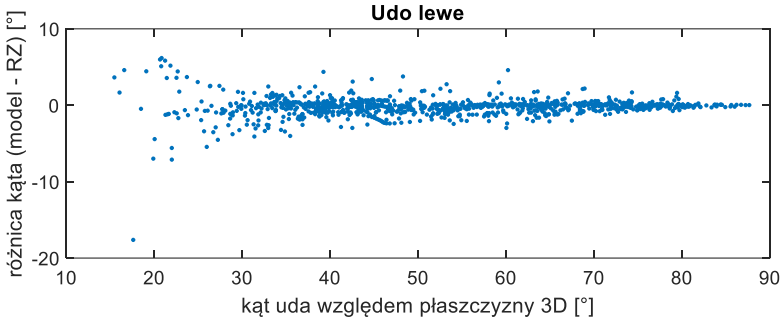
Rysunek 30 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 2.



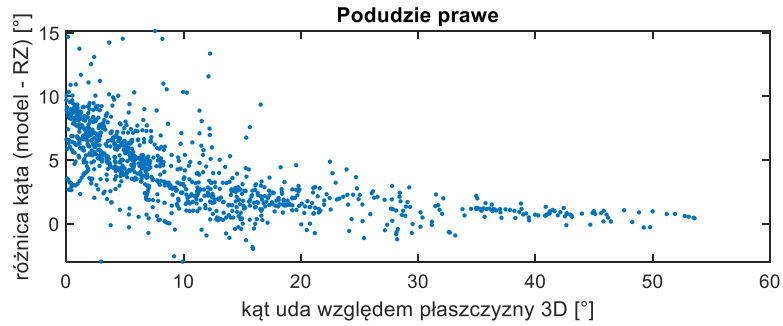
Rysunek 31 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 2.



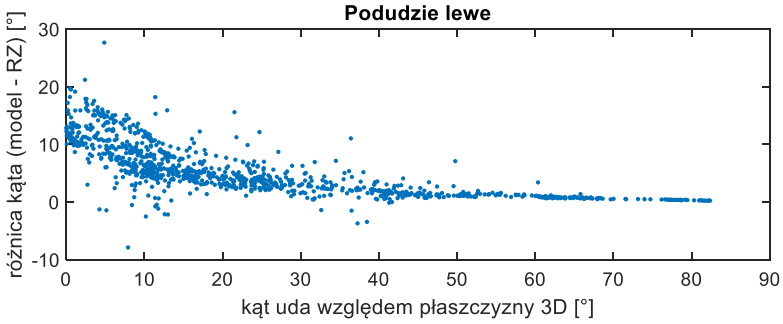
Rysunek 32 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 3.



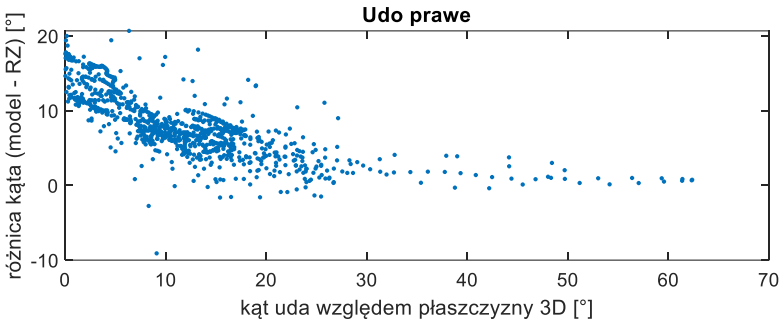
Rysunek 33 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 3.



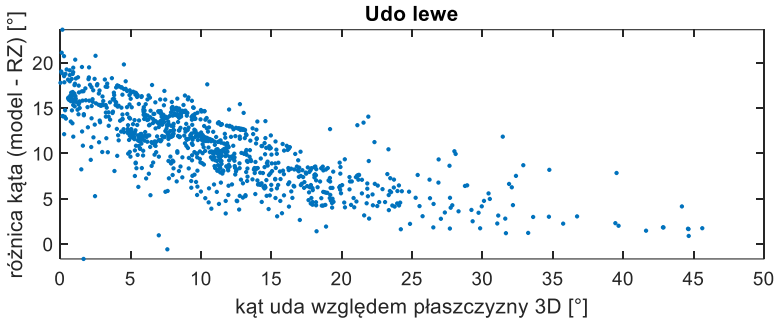
Rysunek 34 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 3.



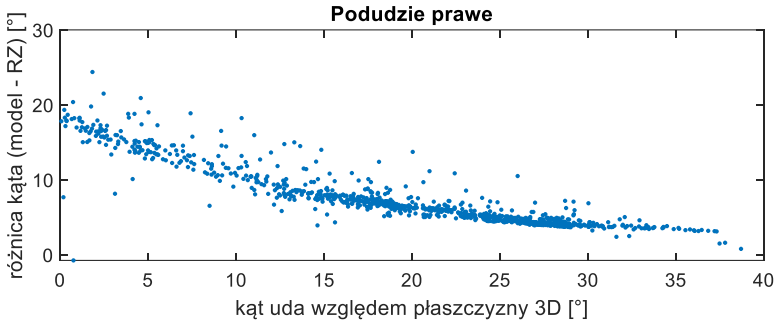
Rysunek 35 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 3.



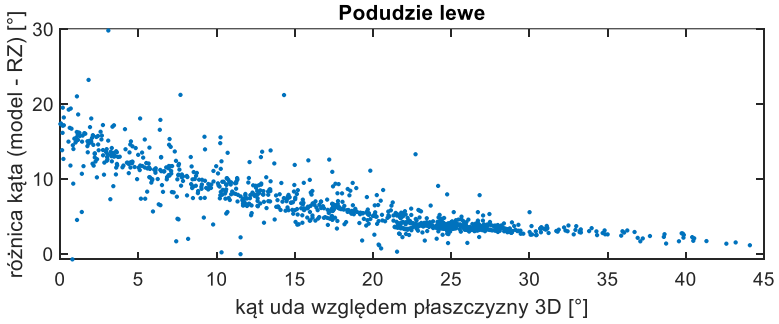
Rysunek 36 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 4.



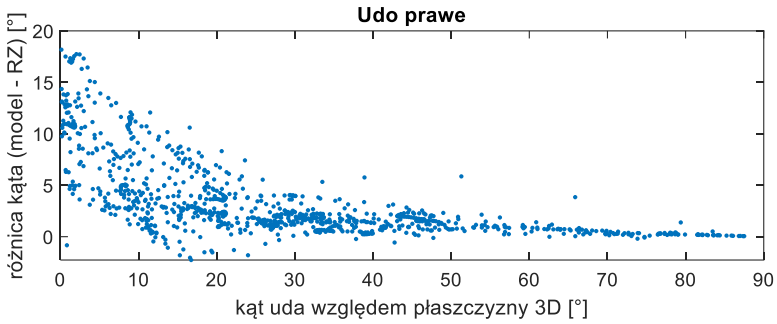
Rysunek 37 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 4.



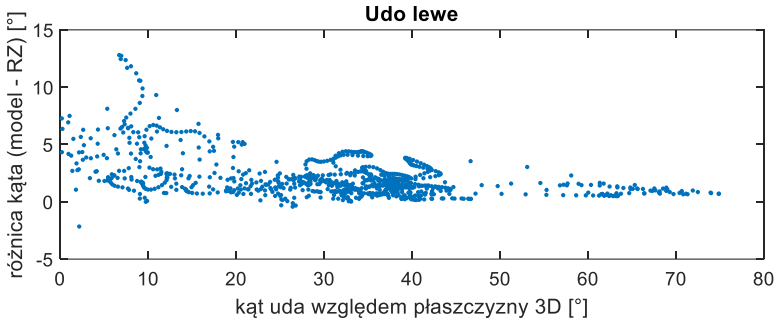
Rysunek 38 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 4.



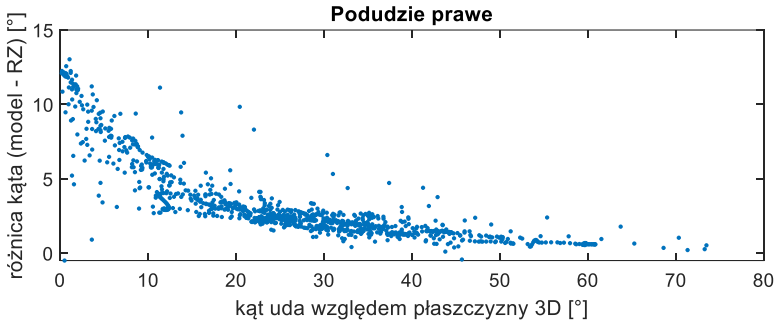
Rysunek 39 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 4.



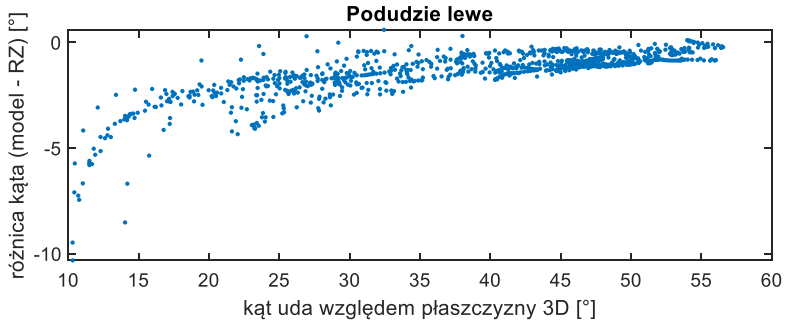
Rysunek 40 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 5.



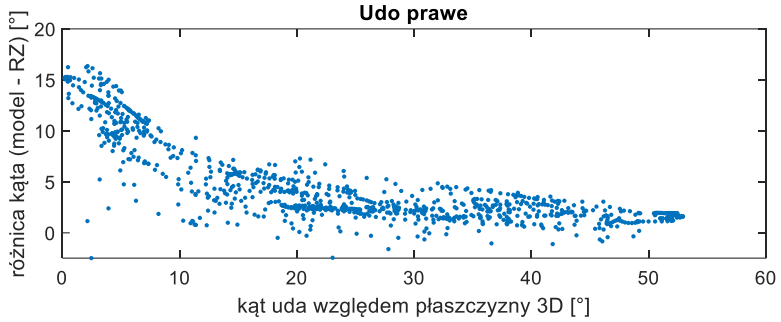
Rysunek 41 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 5.



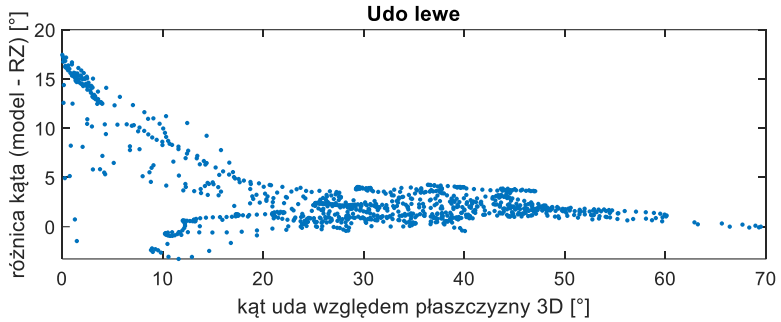
Rysunek 42 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 5.



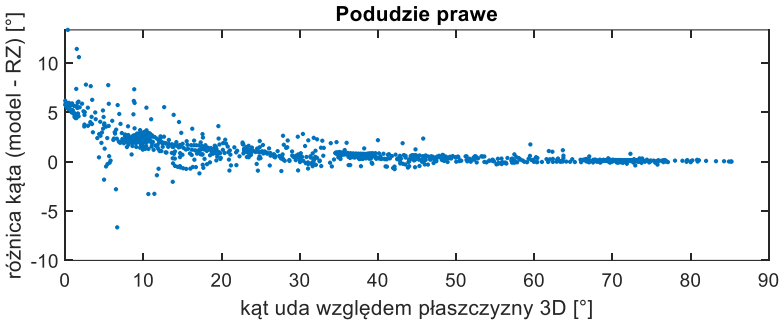
Rysunek 43 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 5.



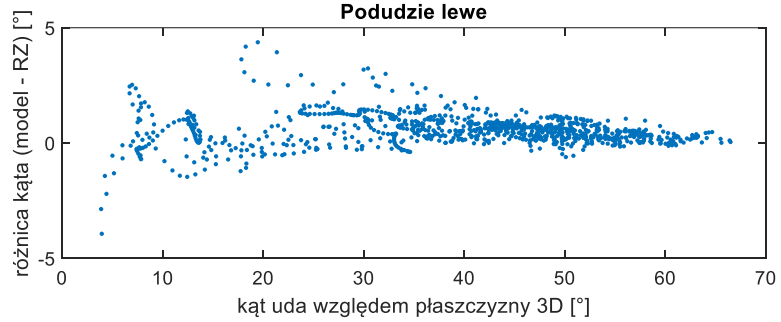
Rysunek 44 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 6.



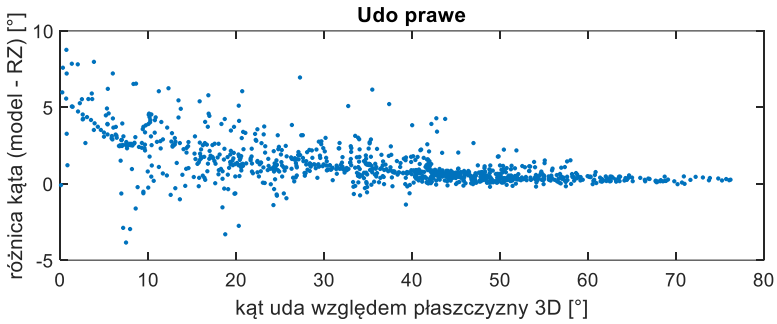
Rysunek 45 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 6.



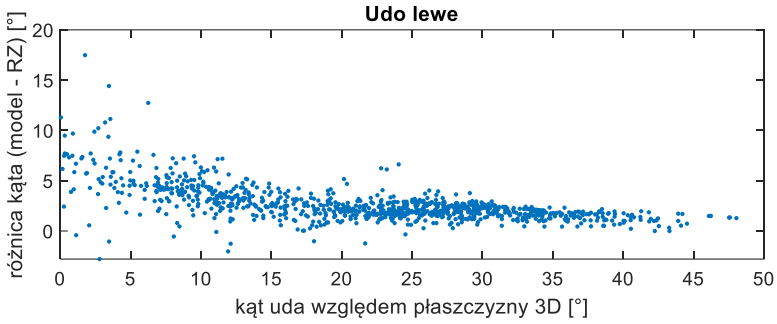
Rysunek 46 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 6.



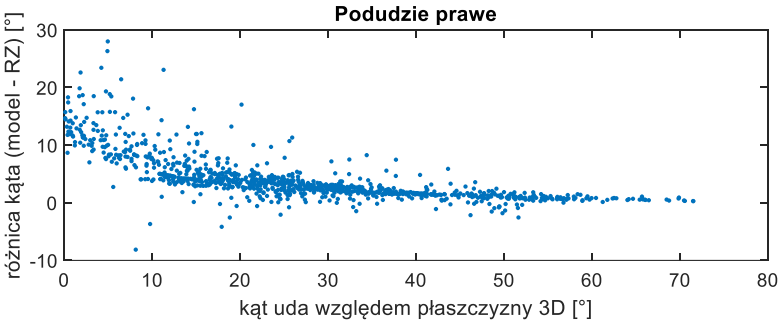
Rysunek 47 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 6.



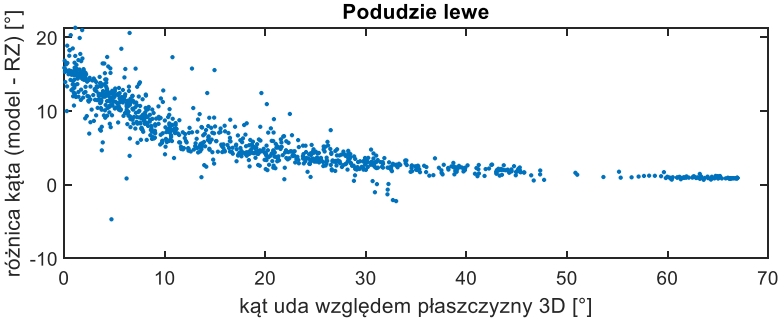
Rysunek 48 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 7.



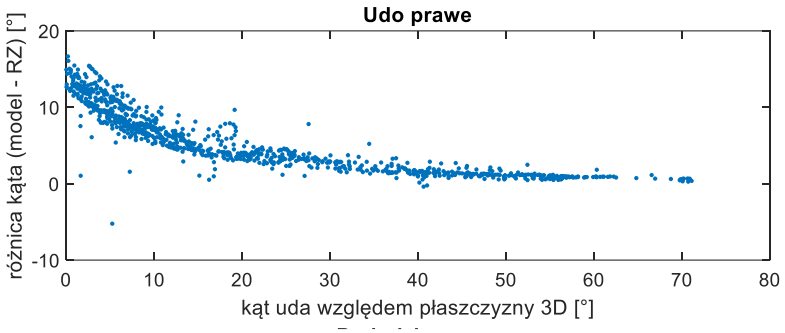
Rysunek 49 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 7.



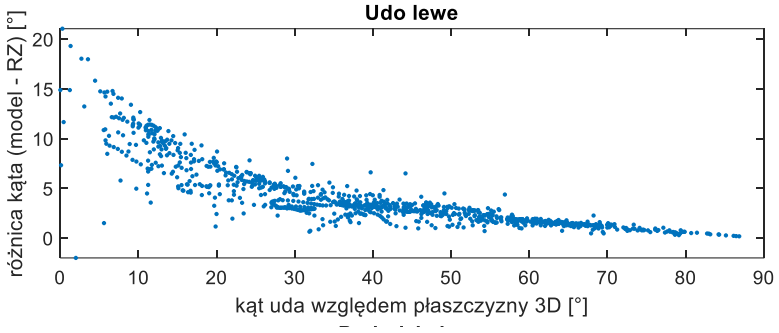
Rysunek 50 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 7.



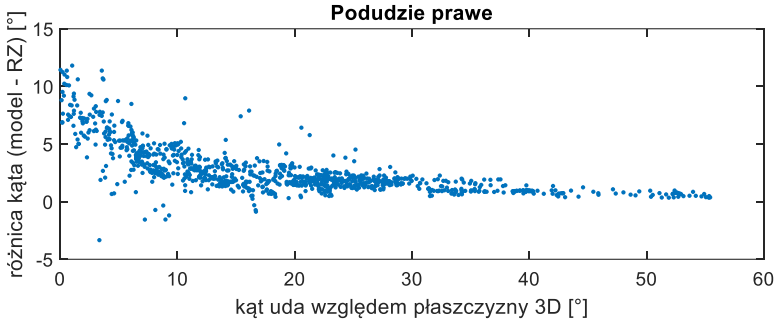
Rysunek 51 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 7.



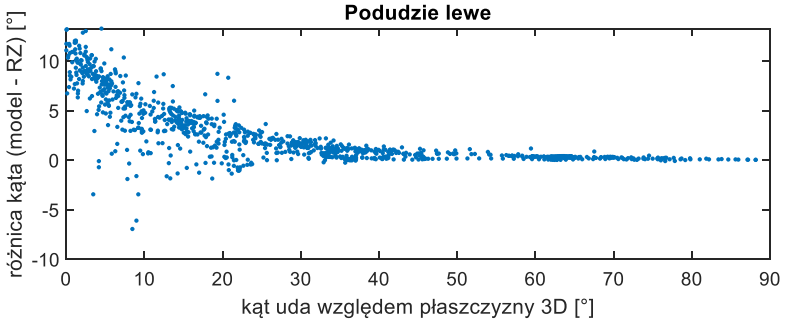
Rysunek 52 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 8.



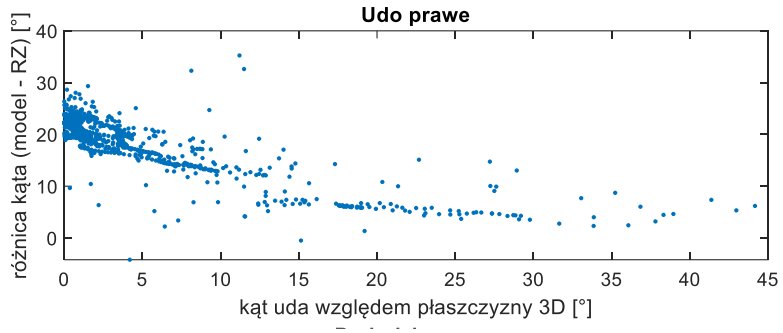
Rysunek 53 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 8.



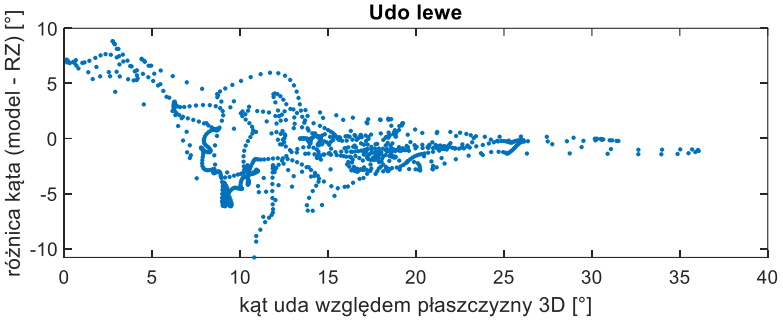
Rysunek 54 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 8.



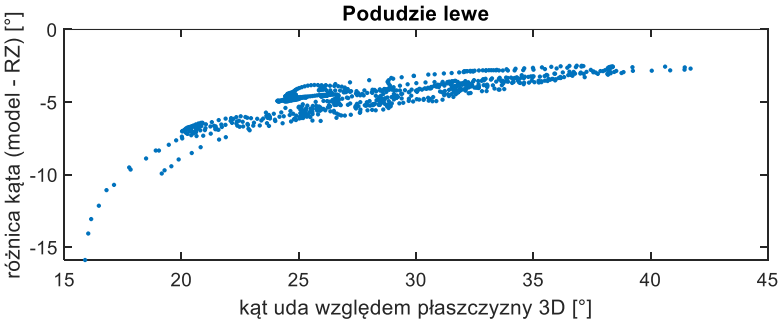
Rysunek 55 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 8.



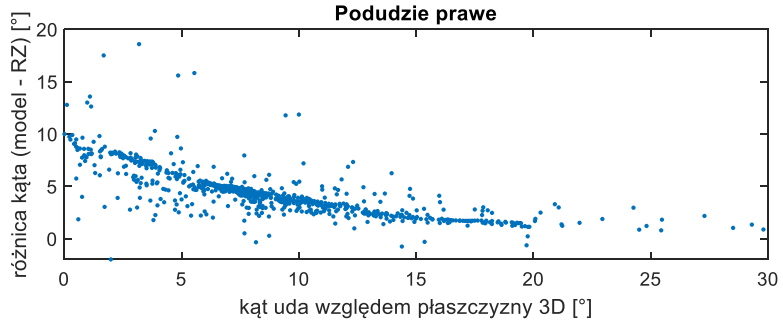
Rysunek 56 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 9.



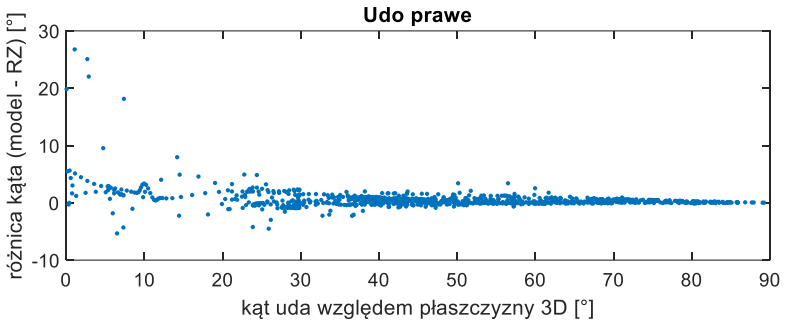
Rysunek 57 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 9.



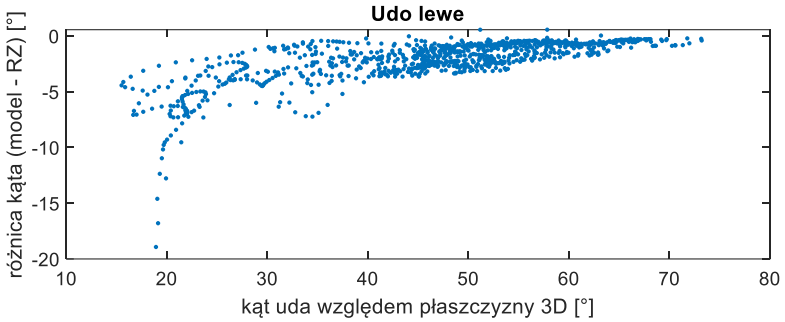
Rysunek 58 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 9.



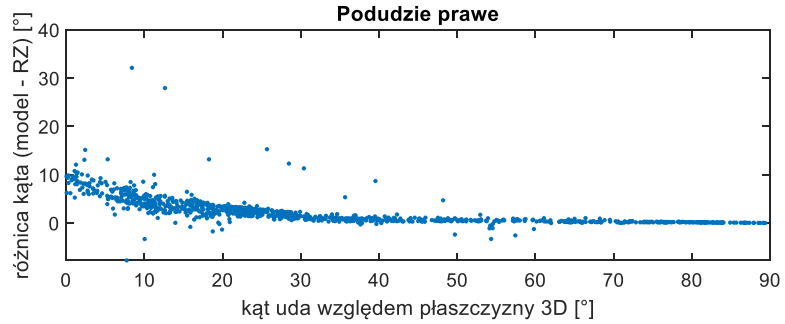
Rysunek 59 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 9.



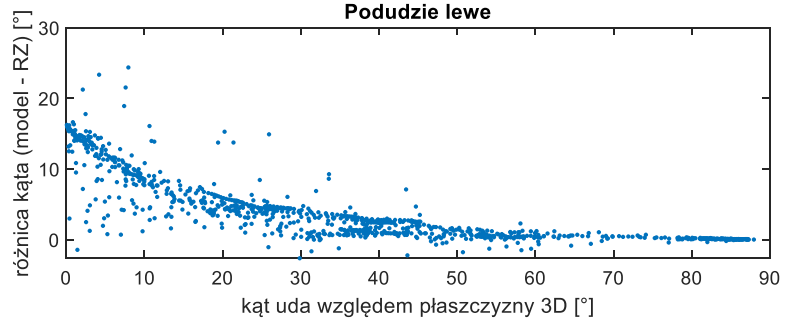
Rysunek 60 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 10.



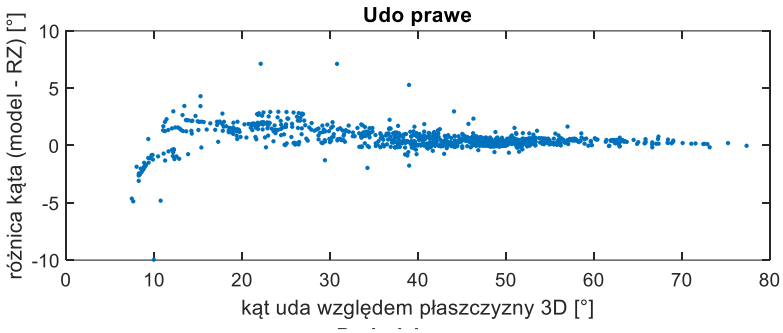
Rysunek 61 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 10.



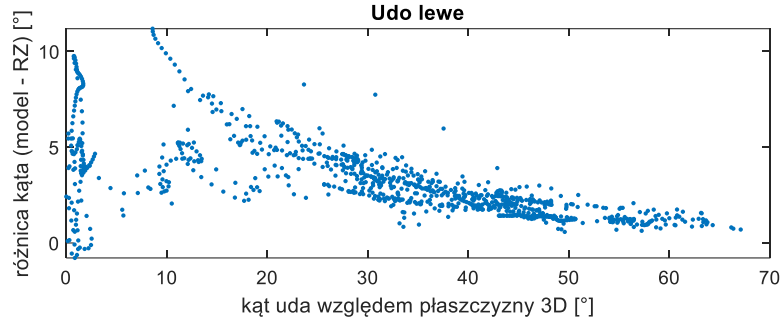
Rysunek 62 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 10.



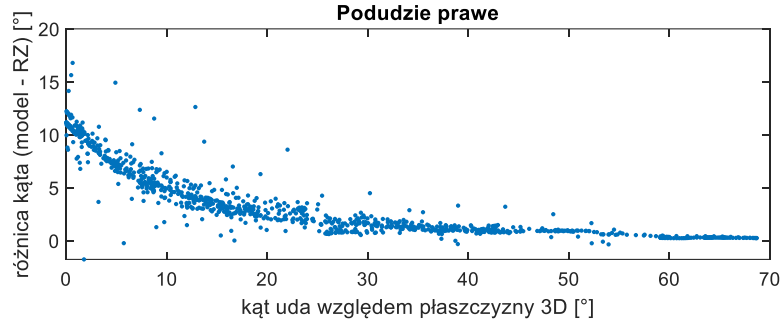
Rysunek 63 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 10.



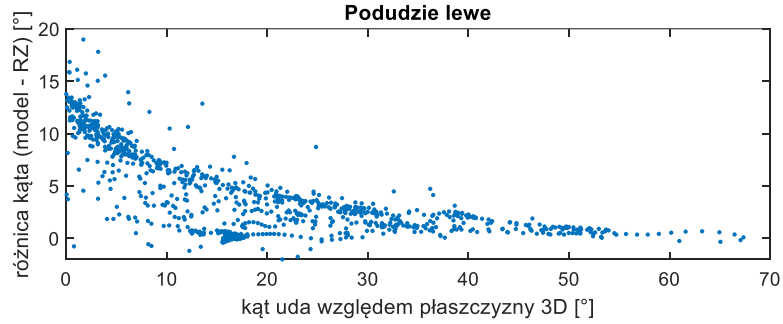
Rysunek 64 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 11.



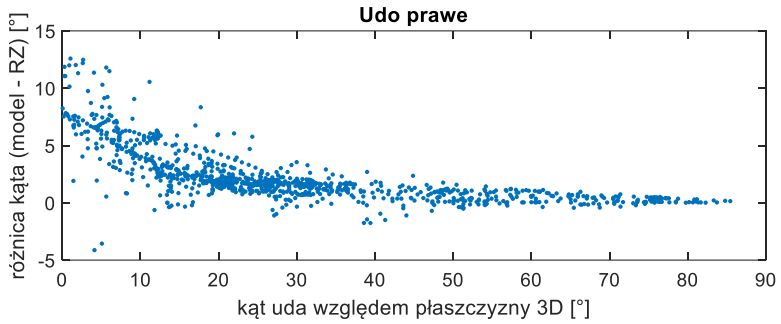
Rysunek 65 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 11.



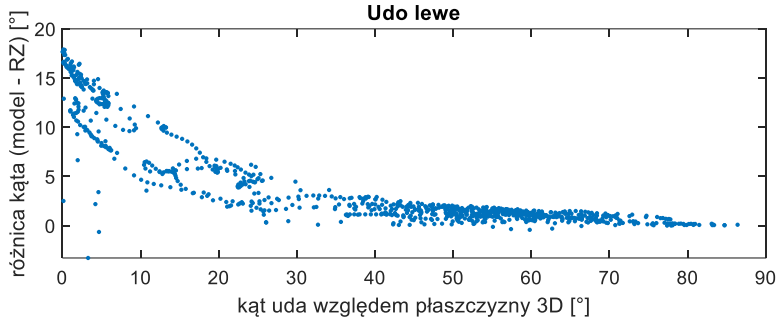
Rysunek 66 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 11.



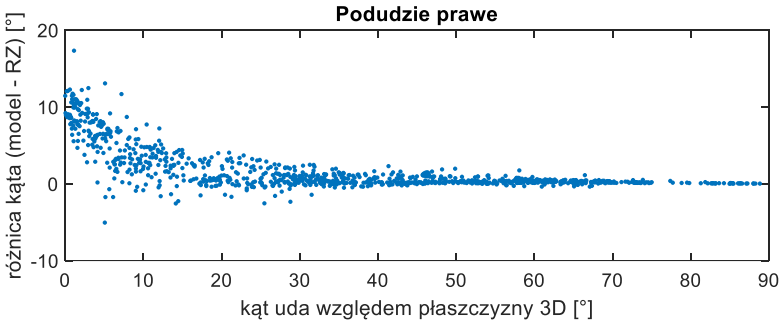
Rysunek 67 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 11.



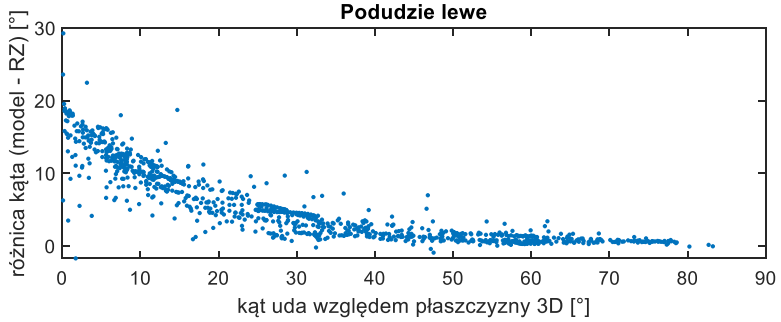
Rysunek 68 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 12.



Rysunek 69 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta uda względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny lewej u osoby 12.



Rysunek 70 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 12.



Rysunek 71 Rozkład różnic pomiędzy wartościami kąta podudzia względem płaszczyzny uzyskanymi z modelu a wartościami referencyjnymi 3D dla kończyny prawej u osoby 1

Tabela 50 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności stawu kolanowego prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Staw kolanowy								
	P								
	Średnia			Odchylenie			Zmienność		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	65,805	62,342	65,001	24,498	23,746	24,880	0,372	0,381	0,383
2	41,394	38,717	40,268	11,791	11,888	12,410	0,285	0,307	0,308
3	90,523	87,049	90,632	35,000	32,725	34,965	0,387	0,376	0,386
4	97,622	91,336	95,375	21,891	20,026	21,162	0,224	0,219	0,222
5	80,505	77,633	80,732	34,606	33,657	34,975	0,430	0,434	0,433
6	64,258	62,521	65,264	24,375	24,191	25,451	0,379	0,387	0,390
7	75,767	72,649	76,090	20,743	19,605	20,121	0,274	0,270	0,264
8	94,670	90,652	94,938	33,972	33,239	34,613	0,359	0,367	0,365
9	39,398	39,036	40,283	25,384	23,484	24,405	0,644	0,602	0,606
10	85,096	82,556	86,766	30,554	29,311	31,633	0,359	0,355	0,365
11	96,274	92,747	97,744	30,674	28,673	30,717	0,319	0,309	0,314
12	100,901	97,382	103,395	35,167	33,659	35,980	0,349	0,346	0,348

Tabela 51 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej stawu kolanowego prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Staw kolanowy					
	P					
	RMS		Średnia różnica		Średnia różnica bezwzględna	
Nr folderu	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji
1	3,994	2,009	3,463	0,805	3,487	1,479
2	3,334	2,254	2,677	1,126	2,968	1,967
3	4,663	1,743	3,475	-0,109	3,533	1,183
4	6,821	3,060	6,286	2,246	6,289	2,377
5	3,331	1,622	2,872	-0,227	2,879	1,252
6	2,013	1,801	1,738	-1,005	1,763	1,350
7	4,522	3,294	3,118	-0,323	3,183	2,400
8	4,559	1,745	4,018	-0,267	4,023	1,369
9	2,714	2,502	0,361	-0,885	2,040	1,655
10	3,865	3,670	2,540	-1,671	2,641	2,652
11	4,687	2,955	3,527	-1,470	3,591	2,365
12	4,760	3,633	3,519	-2,495	3,617	3,024

Tabela 52 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE stawu kolanowego prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Staw kolanowy								
	P								
	Max			Min			TAE		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcie	3D	Model	Model po korekcie	3D	Model	Model po korekcie
1	126,142	121,819	128,058	23,182	22,936	23,148	1933,552	1852,722	1929,803
2	98,254	97,972	102,172	22,243	17,840	18,396	1325,330	1350,960	1400,650
3	153,560	142,671	151,721	18,558	19,001	18,894	2200,942	2062,478	2170,074
4	146,263	143,112	145,203	40,492	40,102	40,148	1985,107	1835,975	1942,159
5	138,926	133,598	137,624	6,859	5,760	7,155	2195,780	2141,038	2224,872
6	135,071	135,303	137,299	22,667	20,973	22,227	1919,062	1924,909	1994,920
7	133,495	125,409	133,246	20,458	20,719	25,529	2642,253	2254,176	2366,351
8	144,726	135,742	143,502	27,888	22,680	27,600	1706,507	1626,765	1726,275
9	113,757	108,794	112,979	10,487	10,696	10,814	1425,826	1307,930	1361,193
10	151,173	157,980	162,557	21,040	20,836	20,571	2060,398	1981,683	2134,693
11	142,834	140,393	148,456	27,593	27,621	29,425	1510,539	1398,166	1505,481
12	153,925	147,234	158,077	15,597	15,791	16,940	2512,207	2378,798	2559,791

Tabela 53 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności stawu kolanowego lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Staw kolanowy								
	L								
	Średnia			Odchylenie			Zmienność		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	83,701	78,826	82,685	22,359	20,888	21,850	0,267	0,265	0,264
2	60,067	56,437	58,677	23,478	22,471	23,736	0,391	0,398	0,405
3	75,302	70,613	73,748	33,342	30,461	32,218	0,443	0,431	0,437
4	93,200	86,413	90,081	27,255	25,204	26,490	0,292	0,292	0,294
5	51,795	51,101	53,321	25,614	26,079	26,677	0,495	0,510	0,500
6	57,888	56,528	59,121	22,411	22,351	23,515	0,387	0,395	0,398
7	100,697	95,763	100,507	23,877	21,846	22,445	0,237	0,228	0,223
8	79,441	75,003	78,700	39,313	36,208	38,474	0,495	0,483	0,489
9	35,936	34,880	36,927	9,061	11,257	10,784	0,252	0,323	0,292
10	71,209	69,219	72,576	30,152	27,045	28,526	0,423	0,391	0,393
11	91,181	86,095	90,248	30,672	27,806	29,858	0,336	0,323	0,331
12	85,663	78,658	82,425	25,458	22,028	23,143	0,297	0,280	0,281

Tabela 54 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej stawu kolanowego lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Staw kolanowy					
	L					
	RMS		Średnia różnica		Średnia różnica bezwzględna	
Nr folderu	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji	Model po korekcji	Model
1	5,267	1,719	4,875	1,015	4,897	1,231
2	4,165	2,252	3,630	1,390	3,757	1,733
3	6,558	4,095	4,689	1,554	4,910	3,184
4	7,282	3,563	6,787	3,119	6,792	3,144
5	1,601	2,368	0,694	-1,526	1,120	1,846
6	1,714	2,038	1,359	-1,234	1,449	1,570
7	5,766	2,528	4,934	0,190	4,937	2,044
8	5,785	2,097	4,437	0,741	4,467	1,530
9	3,185	2,728	1,056	-0,992	1,886	2,226
10	4,813	4,237	1,991	-1,366	3,328	3,184
11	6,220	2,452	5,086	0,933	5,088	1,612
12	8,543	5,250	7,005	3,238	7,009	3,861

Tabela 55 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE stawu kolanowego lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Staw kolanowy								
	L								
	Max			Min			TAE		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	125,198	119,111	123,627	21,778	19,228	21,845	1619,474	1525,044	1571,636
2	120,861	117,680	123,829	26,805	21,953	22,922	1693,145	1632,824	1722,614
3	145,706	131,895	141,149	7,151	7,004	6,887	3129,598	2917,577	3100,341
4	139,509	130,657	136,595	31,366	28,516	29,717	2544,572	2281,189	2418,338
5	113,198	114,168	114,563	11,904	9,333	11,853	1478,036	1532,791	1552,014
6	122,644	122,759	123,730	2,966	1,836	2,224	1620,235	1613,667	1664,726
7	132,942	124,749	132,027	29,442	28,568	32,630	1800,170	1573,768	1632,621
8	152,700	139,471	149,615	4,127	3,945	3,999	1954,070	1769,827	1915,706
9	57,100	61,101	60,315	15,922	8,620	11,896	428,625	531,062	494,554
10	136,684	129,770	138,614	25,368	25,992	26,215	2027,165	1836,410	1966,436
11	134,331	125,699	132,603	24,805	24,182	24,947	1497,290	1344,265	1434,763
12	143,564	133,330	141,793	20,979	19,840	21,739	2163,723	1857,989	1969,069

Tabela 56 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności kąta uda względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt uda względem płaszczyzny									
	P									
	Średnia			Średnia poprawka	Odchylenie			Zmienność		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji		3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	11,738	20,136	13,658	7,627	12,821	9,667	11,177	1,092	0,480	0,818
2	11,479	21,049	14,725	7,418	9,264	6,752	7,824	0,807	0,321	0,531
3	18,254	24,666	18,932	6,737	14,187	11,188	12,922	0,777	0,454	0,683
4	12,281	20,250	13,794	7,581	9,461	7,047	8,154	0,770	0,348	0,591
5	29,178	32,459	27,923	5,352	20,788	18,730	21,526	0,712	0,577	0,771
6	24,626	29,157	24,140	5,877	15,041	12,320	14,251	0,611	0,423	0,590
7	35,822	37,060	33,311	4,444	17,210	16,408	18,843	0,480	0,443	0,566
8	21,802	27,463	22,137	6,254	18,724	15,439	17,846	0,859	0,562	0,806
9	4,505	23,237	17,291	6,962	7,107	3,912	4,500	1,578	0,168	0,260
10	48,263	48,808	46,821	2,422	20,295	19,833	22,554	0,421	0,406	0,482
11	41,102	41,651	38,629	3,572	14,101	13,948	15,961	0,343	0,335	0,413
12	30,210	32,453	27,908	5,358	20,361	18,885	21,719	0,574	0,582	0,778

Tabela 57 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej kąta uda względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt uda względem płaszczyzny					
	P					
	RMS		Średnia różnica		Średnia różnica bezwzględna	
Nr folderu	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji
1	9,434	3,950	8,399	1,920	8,414	3,222
2	10,216	4,453	9,570	3,246	9,593	3,702
3	7,693	3,473	6,411	0,678	6,427	2,427
4	9,038	4,226	7,969	1,513	8,015	3,119
5	4,940	3,558	3,281	-1,255	3,323	2,910
6	5,986	3,106	4,531	-0,486	4,559	2,414
7	1,897	3,262	1,239	-2,510	1,313	2,678
8	6,951	2,595	5,662	0,336	5,674	1,928
9	19,537	13,914	18,733	12,786	18,742	12,890
10	1,945	3,330	0,545	-1,442	0,768	2,622
11	1,110	3,200	0,549	-2,473	0,734	2,590
12	3,225	3,236	2,243	-2,303	2,303	2,825

Tabela 58 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE kąta uda względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt uda względem płaszczyzny								
	P								
	Max			Min			TAE		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	67,524	68,082	68,845	0,000	0,000	0,000	1189,166	884,139	1000,905
2	54,871	55,380	54,394	0,037	0,000	0,000	1038,984	822,336	937,701
3	69,537	70,231	71,278	0,047	0,000	0,000	1147,706	1008,847	1143,244
4	63,366	63,116	63,210	0,012	0,000	0,000	904,517	858,207	979,326
5	87,499	87,553	90,765	0,134	0,000	0,000	1443,986	1305,499	1481,981
6	52,927	54,545	53,440	0,191	0,000	0,000	1018,532	894,731	1019,351
7	76,197	76,461	78,313	0,090	0,000	0,000	1336,983	1313,086	1476,736
8	71,112	71,549	72,769	0,014	0,000	0,000	1153,794	911,805	1037,062
9	44,167	50,360	48,650	0,002	0,000	0,000	465,454	547,290	617,464
10	89,233	89,253	92,665	0,047	0,000	0,000	1331,666	1360,630	1521,345
11	77,361	77,336	79,299	7,458	0,000	0,000	983,384	1015,587	1130,627
12	85,449	85,593	88,572	0,060	0,000	0,000	1551,798	1451,434	1641,933

Tabela 59 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności kąta uda względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt uda względem płaszczyzny									
	L									
	Średnia			Średnia poprawka	Odchylenie			Zmienność		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji		3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	15,375	22,633	16,568	7,112	10,504	8,249	9,562	0,683	0,365	0,577
2	11,025	22,048	15,904	7,209	9,198	5,850	6,761	0,834	0,265	0,425
3	52,770	52,554	51,072	1,738	16,295	16,426	18,762	0,309	0,313	0,367
4	11,345	22,127	15,994	7,191	7,695	5,306	6,137	0,678	0,240	0,384
5	31,156	33,236	28,926	5,114	14,943	14,167	16,229	0,480	0,426	0,561
6	29,639	32,956	28,560	5,162	15,232	13,208	15,228	0,514	0,401	0,533
7	21,740	24,371	18,654	6,766	10,398	9,416	10,821	0,478	0,386	0,580
8	40,001	44,043	41,297	3,210	19,631	17,107	19,634	0,491	0,388	0,475
9	14,126	13,251	6,493	8,860	6,443	6,609	6,714	0,456	0,499	1,034
10	46,669	44,507	41,876	3,080	12,932	14,401	16,548	0,277	0,324	0,395
11	31,730	34,849	31,124	4,777	17,123	15,895	17,626	0,540	0,456	0,566
12	40,090	44,067	41,296	3,266	24,021	20,101	23,108	0,599	0,456	0,560

Tabela 60 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej kąta uda względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt uda względem płaszczyzny					
	L					
	RMS		Średnia różnica		Średnia różnica bezwzględna	
Nr folderu	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji
1	7,844	2,543	7,258	1,193	7,258	1,851
2	12,013	6,534	11,022	4,878	11,023	5,130
3	1,304	3,259	-0,216	-1,698	0,738	2,570
4	11,529	6,034	10,782	4,648	10,786	5,056
5	2,764	3,129	2,080	-2,230	2,087	2,637
6	5,206	3,823	3,316	-1,080	3,416	2,850
7	3,162	3,470	2,632	-3,086	2,653	3,185
8	5,127	2,331	4,042	1,296	4,046	1,734
9	3,169	8,057	-0,874	-7,633	2,439	7,639
10	2,898	6,128	-2,162	-4,793	2,164	4,817
11	3,679	1,420	3,119	-0,605	3,126	1,026
12	6,213	3,168	3,977	1,206	3,988	2,100

Tabela 61 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE kąta uda względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt uda względem płaszczyzny								
	L								
	Max			Min			TAE		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	49,029	51,337	49,769	0,002	0,000	0,000	884,996	687,918	781,286
2	48,952	50,465	48,770	0,031	0,000	0,000	944,720	713,448	806,465
3	87,662	87,684	90,911	15,476	0,000	0,000	2073,541	2225,825	2525,085
4	45,624	48,310	46,298	0,018	0,000	0,000	1288,778	1079,679	1236,041
5	74,881	75,583	77,324	0,180	0,000	0,000	871,810	826,404	907,576
6	69,500	59,504	70,457	0,009	0,000	0,000	971,419	878,555	992,879
7	48,045	49,328	47,466	0,046	0,000	0,000	1286,122	1164,937	1302,200
8	86,855	87,028	90,178	0,018	0,000	0,000	1153,794	1332,044	1511,821
9	36,074	34,989	30,943	0,130	0,000	0,000	285,588	366,847	341,665
10	73,212	72,911	74,309	15,505	0,000	0,000	1022,328	1148,264	1301,668
11	67,101	67,802	68,528	0,009	0,000	0,000	1006,112	949,941	1060,973
12	86,395	86,481	89,565	0,036	0,000	0,000	1152,410	1045,030	1178,457

Tabela 62 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności kąta podudzia względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt podudzia względem płaszczyzny									
	P									
	Średnia			Średnia poprawka	Odchylenie			Zmienność		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji		3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	20,717	24,597	21,072	6,353	11,065	9,125	10,247	0,534	0,371	0,486
2	20,564	21,887	18,039	6,863	9,430	6,752	9,819	0,459	0,398	0,544
3	11,713	15,829	11,075	8,077	11,528	9,854	11,101	0,984	0,623	1,002
4	19,651	26,999	23,854	5,862	8,610	5,330	5,985	0,438	0,197	0,251
5	26,650	29,898	26,934	5,420	15,094	13,137	14,576	0,566	0,439	0,541
6	35,027	36,180	33,504	4,514	23,878	22,887	24,994	0,682	0,633	0,746
7	26,900	31,015	28,180	5,217	15,692	13,190	14,566	0,583	0,425	0,517
8	18,863	21,608	17,626	5,954	12,226	10,920	12,301	0,648	0,505	0,698
9	8,573	13,003	7,848	8,607	4,432	3,269	3,733	0,517	0,251	0,476
10	33,605	36,043	33,371	4,516	23,867	22,121	23,923	0,710	0,614	0,717
11	25,216	28,800	25,573	5,689	19,094	16,534	18,286	0,757	0,574	0,715
12	35,220	37,079	34,552	4,323	23,457	21,631	23,616	0,666	0,583	0,684

Tabela 63 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej kąta podudzia względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt podudzia względem płaszczyzny					
	P					
	RMS		Średnia różnica		Średnia różnica bezwzględna	
Nr folderu	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji
1	4,895	2,470	3,879	0,355	3,939	1,393
2	1,899	2,797	1,323	-2,525	1,395	2,578
3	5,085	2,666	4,116	-0,638	4,177	2,093
4	8,315	5,402	7,348	4,203	7,350	4,208
5	4,160	1,758	3,249	0,284	3,250	1,076
6	2,007	2,245	1,153	-1,523	1,256	1,685
7	5,773	3,695	4,115	1,280	4,198	1,971
8	3,454	2,076	2,746	-1,237	2,767	1,698
9	4,861	1,975	4,430	-0,725	4,438	1,468
10	3,720	2,136	4,438	-0,234	2,494	1,134
11	4,887	2,112	3,584	0,357	3,590	1,446
12	3,488	2,310	1,859	-0,668	1,962	1,606

Tabela 64 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE kąta podudzia względem płaszczyzny prawej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt podudzia względem płaszczyzny								
	P								
	Max			Min			TAE		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	48,504	49,507	48,634	0,126	0,000	0,000	1204,295	965,331	1076,628
2	51,834	51,956	51,250	0,015	0,000	0,000	1129,306	1064,554	1166,906
3	53,566	53,997	53,419	0,004	0,000	0,000	1161,975	891,340	991,542
4	38,703	40,429	38,805	0,064	0,000	0,000	1109,932	672,916	746,489
5	73,477	74,007	74,120	0,175	0,000	0,000	1278,055	1108,783	1221,929
6	85,218	85,232	85,289	0,006	0,000	0,000	1243,779	1201,957	1288,268
7	71,524	71,805	71,892	0,102	0,000	0,000	2480,615	1656,152	1833,773
8	55,422	55,820	55,346	0,025	0,000	0,000	946,747	833,356	930,794
9	29,805	30,678	28,015	0,011	0,000	0,000	509,947	378,530	417,295
10	89,382	89,392	89,348	0,030	0,000	0,000	1638,378	1333,519	1463,447
11	68,693	68,937	68,970	0,007	0,000	0,000	1206,659	947,855	1050,454
12	88,847	88,857	88,828	0,000	0,000	0,000	1828,207	1590,091	1725,375

Tabela 65 Porównanie wyników analizy średniej, odchylenia i zmienności kąta podudzia względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt podudzia względem płaszczyzny									
	L									
	Średnia			Średnia poprawka	Odchylenie			Zmienność		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji		3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	30,965	34,689	32,353	4,516	12,412	10,681	11,745	0,401	0,308	0,363
2	21,430	23,968	20,369	6,471	10,112	5,850	10,220	0,472	0,378	0,502
3	24,397	29,935	26,808	5,449	20,565	17,578	19,226	0,843	0,587	0,717
4	17,889	24,579	21,102	6,328	9,466	5,306	7,174	0,529	0,259	0,340
5	38,275	36,886	34,748	4,155	11,591	12,467	13,795	0,303	0,338	0,397
6	39,301	39,866	37,954	3,677	14,472	14,455	15,944	0,368	0,363	0,420
7	19,983	26,798	23,426	6,004	17,189	13,679	15,068	0,860	0,510	0,643
8	30,237	32,983	30,087	5,013	22,552	20,386	22,263	0,746	0,618	0,740
9	27,800	23,075	19,410	6,611	4,811	5,998	6,759	0,173	0,260	0,348
10	36,780	40,802	38,610	3,690	25,405	22,113	23,713	0,691	0,542	0,614
11	19,260	23,485	19,732	6,607	14,397	12,025	13,433	0,748	0,512	0,681
12	31,115	26,747	34,379	4,279	21,605	17,575	19,103	0,694	0,478	0,556

Tabela 66 Porównanie wyników analizy RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej kąta podudzia względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt podudzia względem płaszczyzny					
	L					
	RMS		Średnia różnica		Średnia różnica bezwzględna	
Nr folderu	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji	Model	Model po korekcji
1	4,569	2,501	3,724	1,387	3,776	1,580
2	3,285	2,150	2,538	-1,061	2,553	1,625
3	7,137	4,407	5,538	2,411	5,600	2,892
4	7,865	4,871	6,691	3,213	6,692	3,333
5	1,779	4,216	-1,389	-3,527	1,392	3,527
6	0,875	2,146	0,565	-1,347	0,670	1,404
7	8,300	5,158	6,815	3,443	6,839	3,630
8	4,238	2,279	2,746	-0,150	2,842	1,542
9	4,922	8,641	-4,725	-8,390	4,725	8,390
10	6,067	3,876	4,021	1,830	4,067	2,316
11	5,869	3,614	4,225	0,472	4,256	2,719
12	7,554	5,061	5,632	3,264	5,639	3,431

Tabela 67 Porównanie wyników analizy wartości maksymalnej, minimalnej i TAE kąta podudzia względem płaszczyzny lewej kończyny dolnej uzyskanych dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt podudzia względem płaszczyzny								
	L								
	Max			Min			TAE		
Nr folderu	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji	3D	Model	Model po korekcji
1	67,863	68,554	68,579	0,158	0,000	0,000	1064,082	869,587	952,769
2	42,709	43,786	42,464	0,014	0,000	0,000	796,067	678,566	759,294
3	82,352	82,570	82,670	0,023	0,000	0,000	2016,873	1451,053	1601,772
4	44,092	45,202	43,999	0,010	0,000	0,000	1410,606	910,425	1020,101
5	56,541	56,308	55,862	10,313	0,000	0,000	758,256	861,546	936,343
6	66,490	66,533	66,506	3,872	0,000	0,000	820,468	820,775	884,335
7	66,942	67,872	67,880	0,008	0,000	0,000	1286,122	1164,937	1351,814
8	88,163	88,189	88,178	0,007	0,000	0,000	1306,409	1103,003	1203,833
9	41,707	39,099	37,250	15,891	0,000	0,000	232,850	312,928	341,003
10	87,953	87,975	87,970	0,079	0,000	0,000	1882,632	1492,049	1613,286
11	67,351	67,439	67,436	0,008	0,000	0,000	1239,005	1029,978	1143,769
12	83,223	88,160	83,252	0,107	0,000	0,000	1908,205	1502,458	1627,644

Tabela 68 Ocena symetrii stawu kolanowego prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Staw kolanowy								
	RMS			Średnia różnica			Średnia różnica bezwzględna		
Nr folderu	SYM_RZ	SYM_M	SYM_M_ korekcja	SYM_RZ	SYM_M	SYM_M_ korekcja	SYM_RZ	SYM_M	SYM_M_ korekcja
1	35,613	35,220	35,259	-17,895	-16,483	-17,685	29,620	27,982	29,419
2	33,076	33,870	33,897	-18,673	-17,720	-18,409	25,304	25,059	26,146
3	44,413	45,268	45,336	15,221	16,435	16,884	36,140	34,725	36,573
4	29,679	29,294	29,197	4,422	4,923	5,295	24,160	22,520	23,785
5	59,075	59,314	59,247	28,710	26,532	27,411	51,582	50,110	51,879
6	31,382	32,498	32,558	6,371	5,992	6,143	23,171	22,879	23,986
7	41,724	40,908	40,964	-24,930	-23,115	-24,417	35,483	33,653	34,885
8	56,545	56,542	56,618	15,230	15,649	16,238	46,289	43,862	46,046
9	28,711	28,655	28,617	3,462	4,157	3,355	20,724	19,378	20,181
10	27,471	28,246	28,355	13,887	13,337	14,191	21,205	20,127	22,061
11	30,038	30,483	30,491	5,093	6,652	7,496	22,027	20,986	22,419
12	31,825	35,653	35,596	15,238	18,724	20,970	25,390	27,089	29,373

Tabela 69 Ocena symetrii kąta uda względem płaszczyzny prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt uda względem płaszczyzny								
	RMS			**Średnia różnica**			**Średnia różnica bezwzględna**		
Nr folderu	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**
1	15,986	12,475	14,490	-3,637	-2,496	-2,925	11,922	8,716	10,152
2	14,105	9,734	11,328	0,454	-0,999	-1,170	10,650	7,033	8,197
3	41,011	34,720	39,983	-34,515	-27,888	-32,157	36,592	30,423	35,077
4	11,865	8,867	10,309	0,935	-1,877	-2,201	8,769	5,994	6,799
5	32,854	30,629	35,391	-1,978	-0,777	-0,956	26,459	24,351	28,187
6	22,595	20,015	23,200	-5,014	-3,799	-4,401	18,450	16,322	18,923
7	24,450	21,854	25,293	14,082	12,689	14,663	19,357	17,955	19,357
8	36,065	31,237	36,057	-18,200	-16,579	-19,164	30,391	26,295	30,379
9	12,354	12,429	14,554	-9,621	9,986	11,696	10,783	10,806	12,652
10	27,056	28,384	32,632	1,594	4,301	4,872	21,650	22,183	25,500
11	20,118	18,337	21,261	9,373	6,803	7,881	14,894	13,869	16,053
12	22,943	21,601	24,931	-9,879	-11,614	-13,399	18,318	16,604	19,170

Tabela 70 Ocena symetrii kąta uda względem płaszczyzny prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości średniej, zmienności, maksymalnej, zakresu ruchu i TAE dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt uda względem płaszczyzny														
	Średnia			**Zmienność**			**Max**			**ROM**			**TAE**		
Nr folderu	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**
1	-3,637	-2,496	-2,910	-4,283	-4,899	-4,858	58,540	51,487	59,324	107,161	88,368	102,079	1560,443	1238,601	1396,109
2	0,454	-0,998	-1,178	31,050	-9,702	-9,493	53,163	43,978	45,136	89,862	72,314	77,939	1594,889	1251,169	1418,446
3	-34,515	-27,888	-32,140	-0,642	-0,742	-0,738	45,381	47,023	54,105	129,260	120,538	138,340	2564,065	2609,491	2957,389
4	0,935	-1,877	-2,200	12,653	-4,618	-4,562	50,050	41,565	47,892	95,226	78,850	91,205	1702,642	1474,340	1678,409
5	-1,978	-0,777	-1,003	-16,591	-39,449	-35,033	82,684	80,136	90,765	152,648	147,041	167,866	2081,616	1949,087	2213,190
6	-5,014	-3,799	-4,420	-4,397	-5,175	-5,131	47,036	42,212	49,027	106,640	99,772	115,436	1492,730	1374,792	1567,301
7	14,082	12,689	14,657	1,332	1,403	1,392	70,697	64,417	72,113	105,098	99,972	109,094	2089,401	1937,697	2171,275
8	-18,199	-16,579	-19,160	-1,712	-1,598	-1,592	61,536	55,011	57,739	147,955	129,459	143,104	2128,301	1822,918	2064,561
9	-9,621	9,986	10,798	-0,806	0,741	0,724	28,229	39,202	45,049	56,042	49,990	57,609	571,634	735,453	789,460
10	1,594	4,301	4,945	16,951	6,527	6,478	63,054	74,608	84,241	121,036	132,459	141,514	1686,561	1760,507	1984,071
11	9,372	6,803	7,505	1,900	2,504	2,519	48,449	47,496	49,135	83,111	82,332	89,145	1381,946	1385,379	1549,831
12	-9,879	-11,614	-13,388	-2,097	-1,569	-1,563	51,190	50,787	49,601	124,615	122,429	126,318	1735,687	1611,972	1811,100

Tabela 71 Ocena symetrii kąta podudzia względem płaszczyzny prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości RMS, średniej różnicy i średniej różnicy bezwzględnej dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt podudzia względem płaszczyzny								
	RMS			**Średnia różnica**			**Średnia różnica bezwzględna**		
Nr folderu	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**
1	21,529	19,101	21,286	-10,248	-10,093	-11,280	17,053	15,207	17,007
2	11,549	10,580	11,989	-0,866	-2,082	-2,363	9,532	8,893	10,094
3	29,374	26,775	29,759	-12,684	-14,106	-15,793	21,809	19,617	22,010
4	10,734	7,745	8,768	1,763	2,420	2,753	8,297	6,009	6,799
5	24,460	21,646	24,088	-11,625	-6,988	-7,792	19,976	17,944	19,967
6	24,950	24,157	26,542	-4,274	-3,686	-4,453	20,486	19,836	21,762
7	24,624	20,699	22,846	6,917	4,217	4,754	19,261	15,431	17,154
8	31,528	28,990	31,998	-11,375	-11,375	-12,450	25,067	22,493	23,034
9	20,310	12,095	13,854	-19,227	-10,072	-11,560	19,257	10,483	12,033
10	17,269	15,116	16,665	-3,175	-4,758	-5,231	13,863	11,932	13,141
11	22,641	20,866	23,118	5,957	5,316	5,846	17,126	14,903	16,626
12	21,408	19,154	20,804	4,105	0,332	0,165	16,949	15,192	16,596

Tabela 72 Ocena symetrii kąta podudzia względem płaszczyzny prawej i lewej kończyny dolnej na podstawie wartości średniej, zmienności, maksymalnej, zakresu ruchu i TAE dla danych referencyjnych, modelowych oraz modelowych po zastosowaniu korekcji

	Kąt podudzia względem płaszczyzny														
	Średnia			**Zmienność**			**Max**			**ROM**			**TAE**		
Nr folderu	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**	**SYM_RZ**	**SYM_M**	**SYM_M_ korekcja**
1	-10,248	-10,093	-11,281	-1,848	-1,607	-1,598	36,118	33,004	36,783	100,595	92,703	102,367	1853,652	1525,825	1686,042
2	-0,866	-2,082	-2,330	-13,302	-4,985	-5,021	36,452	34,658	38,511	63,555	59,140	66,629	1378,975	1277,805	1409,098
3	-12,684	-14,106	-15,733	-2,090	-1,614	-1,595	42,689	37,071	41,555	121,114	109,865	120,771	2473,780	1881,252	2077,941
4	1,762	2,420	2,752	6,011	3,042	3,009	31,687	26,799	26,916	67,083	49,870	51,747	1909,387	1194,454	1334,436
5	-11,625	-6,988	-7,814	-1,852	-2,933	-2,910	54,294	58,191	63,375	107,334	100,865	110,627	1670,474	1590,562	1753,106
6	-4,274	-3,686	-4,450	-5,754	-6,481	-5,872	46,267	46,258	50,225	105,218	101,129	111,107	1349,029	1328,502	1431,847
7	6,917	4,217	4,754	3,418	4,808	4,698	70,684	59,766	65,313	125,530	110,854	121,068	3262,701	2215,119	2456,110
8	-11,374	-11,375	-12,461	-2,586	-2,345	-2,364	54,828	45,908	51,115	130,440	116,382	127,380	1640,350	1425,821	1575,957
9	-19,226	-10,072	-11,561	-0,341	-0,665	-0,656	4,633	10,659	12,070	45,880	40,097	45,483	622,118	560,614	615,579
10	-3,175	-4,758	-5,239	-5,349	-3,017	-3,015	37,041	35,165	39,825	92,477	80,634	89,184	2032,204	1631,963	1778,911
11	5,957	5,316	5,841	3,669	3,798	3,827	52,222	52,220	56,863	99,376	100,247	106,277	1482,786	1286,965	1424,537
12	4,105	0,332	0,173	5,121	57,758	119,751	52,525	46,333	51,202	131,377	119,115	129,735	2433,165	2021,653	2184,462

Streszczenie

Ocena spontanicznej aktywności ruchowej noworodków stanowi istotny element wczesnej oceny rozwoju psychoruchowego oraz identyfikacji potencjalnych zaburzeń neurologicznych. Wczesne wykrycie nieprawidłowości ruchowych zwiększa możliwość podjęcia odpowiedniego postępowania terapeutycznego. Stosowane metody ilościowej analizy ruchu, w tym systemy trójwymiarowej rejestracji, dostarczają szczegółowych informacji o przebiegu ruchu, jednak ich wykorzystanie wymaga specjalistycznej aparatury i odpowiedniej infrastruktury pomiarowej. Analiza obrazów dwuwymiarowych stanowi prostszą alternatywę, jednak ograniczenie informacji przestrzennej może wpływać na dokładność wyznaczanych parametrów.

Celem pracy było opracowanie i ocena metody umożliwiającej ilościową analizę spontanicznych ruchów noworodków na podstawie obrazów dwuwymiarowych oraz określenie zgodności uzyskiwanych wyników z pomiarem referencyjnym 3D. Analizę przeprowadzono dla kończyny dolnej, uwzględniając kąty uda i podudzia względem płaszczyzny, kąt zgięcia w stawie kolanowym oraz zakres ruchu i jego symetrię. Na podstawie różnic pomiędzy wynikami obu metod opracowano model korekcyjny.

Materiał badawczy stanowiły dane z bazy MINI-RGBD. Wykorzystano zarejestrowane sekwencje ruchowe, na podstawie których wyznaczono analizowane wielkości kinematyczne dla prawej i lewej kończyny dolnej. Wyniki uzyskane w analizie 2D zestawiono z wartościami uzyskanymi na podstawie rekonstrukcji 3D. Ocenę przeprowadzono z wykorzystaniem analizy statystycznej obejmującej ocenę różnic, korelacji oraz zgodności obu metod, a następnie określono wpływ zastosowanego modelu korekcyjnego.

Uzyskane wyniki wykazały występowanie różnic pomiędzy wartościami uzyskanymi z analizy 2D i 3D, których wielkość zależała od analizowanego parametru oraz strony kończyny. W przypadku części wielkości analiza dwuwymiarowa prowadziła do niedoszacowania wartości w stosunku do pomiaru referencyjnego. Zastosowanie modelu korekcyjnego ograniczyło część rozbieżności pomiędzy wynikami modelowymi i referencyjnymi, przy czym zakres uzyskanej poprawy był zależny od analizowanej wielkości kinematycznej. W zakresie oceny symetrii ROM uzyskano bardzo silną zależność pomiędzy wynikami modelu i pomiaru referencyjnego, a zastosowanie korekcji wiązało się ze zmniejszeniem szerokości granic zgodności oraz poprawą klasyfikacji symetrii i asymetrii.

Przeprowadzone badania potwierdziły możliwość wykorzystania analizy dwuwymiarowej do ilościowej oceny wybranych parametrów spontanicznej aktywności ruchowej noworodków. Opracowany model korekcyjny pozwolił na ograniczenie części rozbieżności pomiędzy wynikami analizy 2D i 3D. Uzyskane rezultaty wskazują na możliwość dalszego rozwijania metody poprzez doskonalenie modelu korekcyjnego, rozszerzenie badań na pozostałe stawy i wielkości kinematyczne oraz uwzględnienie długości ścieżek ruchu.

Słowa kluczowe: ruchy spontaniczne noworodków; analiza kinematyczna; analiza 2D; rekonstrukcja 3D; symetria ruchu; model korekcyjny; analiza biomechaniczna

Abstract

The assessment of spontaneous motor activity in newborns is an important component of the early evaluation of psychomotor development and the identification of potential neurological disorders. Early detection of abnormal movement patterns increases the possibility of implementing appropriate therapeutic interventions. Quantitative methods of movement analysis, including three-dimensional recording systems, provide detailed information on movement patterns; however, their use requires specialized equipment and appropriate measurement infrastructure. Two-dimensional image analysis represents a simpler alternative, but the limited spatial information may affect the accuracy of the determined parameters.

The aim of this study was to develop and evaluate a method enabling the quantitative analysis of spontaneous movements in newborns based on two-dimensional images and to determine the agreement between the obtained results and the reference 3D measurement. The analysis was performed for the lower limb and included the angles of the thigh and shank relative to the plane, the knee joint flexion angle, as well as the range of motion and its symmetry. Based on the differences between the results obtained using the two methods, a correction model was developed.

The research material consisted of data from the MINI-RGBD database. Recorded movement sequences were used to determine the analyzed kinematic quantities for the right and left lower limbs. The results obtained from the 2D analysis were compared with the values obtained from 3D reconstruction. The assessment was performed using statistical analysis, including the evaluation of differences, correlations, and agreement between the two methods, followed by an assessment of the effect of the applied correction model.

The results revealed differences between the values obtained from the 2D and 3D analyses, with their magnitude depending on the analyzed parameter and the side of the limb. For some quantities, the two-dimensional analysis resulted in an underestimation of values compared with the reference measurement. The application of the correction model reduced some of the discrepancies between the model-based and reference results, although the extent of improvement depended on the analyzed kinematic quantity. For the assessment of ROM symmetry, a very strong relationship was obtained between the model-based and reference measurement results, while the application of the correction was associated with a reduction in the width of the limits of agreement and an improvement in the classification of symmetry and asymmetry.

The conducted study confirmed the possibility of using two-dimensional analysis for the quantitative assessment of selected parameters of spontaneous motor activity in newborns. The developed correction model enabled the reduction of some discrepancies between the results of the 2D and 3D analyses. The obtained results indicate the potential for further development of the method through refinement of the correction model, extension of the analysis to other joints and kinematic quantities, and inclusion of movement path lengths.

Keywords: spontaneous movements in newborns; kinematic analysis; 2D analysis; 3D reconstruction; movement symmetry; correction model; biomechanical analysis

Oświadczenie dotyczące wykorzystania sztucznej inteligencji w przygotowaniu rozprawy doktorskiej

Podczas opracowywania rozprawy doktorskiej korzystano z możliwości oferowanych przez narzędzia generatywnej sztucznej inteligencji, w tym ChatGPT (OpenAI). Ich zastosowanie miało charakter wspomagający i obejmowało wybrane etapy pracy nad rozprawą.

ChatGPT był wykorzystywany przede wszystkim jako wsparcie w opracowaniu warstwy językowej i redakcyjnej tekstu. Pomoc obejmowała m.in. korektę stylistyczną, poprawę przejrzystości sformułowań, parafrazowanie przygotowanych wcześniej fragmentów, porządkowanie wybranych części tekstu oraz tłumaczenie. Narzędzie wykorzystywano także przy przygotowywaniu i modyfikowaniu niektórych elementów graficznych, w tym schematów oraz ilustracji związanych z przedstawieniem metodyki badań.

Proponowane rozwiązania były każdorazowo dostosowywane do przyjętej metodyki oraz samodzielnie sprawdzane. Wykorzystanie sztucznej inteligencji nie zastępowało samodzielnego prowadzenia badań, analizy danych ani interpretacji uzyskanych wyników.

Dane badawcze oraz wyniki przedstawione w rozprawie nie były generowane ani modyfikowane za pomocą narzędzi sztucznej inteligencji. Podstawę analiz stanowiły dane uzyskane w ramach przeprowadzonych badań, a sposób ich opracowania, dobór metod analizy i interpretacja wyników zostały wykonane przez autora.

Informacje i propozycje uzyskane z wykorzystaniem sztucznej inteligencji były każdorazowo oceniane pod względem ich poprawności i przydatności. W przypadku treści wymagających potwierdzenia merytorycznego korzystano z odpowiednich źródeł naukowych, oraz wyników własnych analiz. Ostateczna treść rozprawy, zastosowane rozwiązania metodologiczne, przedstawione wyniki oraz ich interpretacja pozostają odpowiedzialnością autora.