

BADANIE RUCHU KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA PODCZAS CHODU

Małgorzata Syczewska

Warszawa, 2010

Recenzenci wydawniczy:

Prof. dr hab. n. med. Krzysztof Kwiatkowski

Prof. UM dr hab. n. med. Marek Józwiak

Praca powstała w ramach grantu MNiSW N N404 048336

Druk pracy finansowany z grantu MNiSW N N404 048336

Przygotowanie pracy do druku współfinansowane z grantu MNiSW N N514 297935

ISBN 978-83-926358-6-4

SPIS TREŚCI

Rozdział 1. Wstęp.....	5
1.1. Historia badań kręgosłupa.....	5
1.2. Współczesne badania kręgosłupa.....	8
1.3. Kręgosłup jako napędowy mechanizm przekładniowy („spinal engine”).....	11
1.4. Cele pracy.....	15
Rozdział 2. Analiza ruchu – badania i systemy.....	16
2.1. Rozwój badań analizy ruchu.....	16
2.2. Współczesne profesjonalne systemy analizy ruchu.....	22
2.2.1. Systemy oparte na zasadzie digitalizacji obrazu wideo.....	22
2.2.2. Systemy z analizą trajektorii markerów.....	23
2.2.3. Systemy elektromagnetyczne lub ultradźwiękowe analizy ruchu.....	24
2.2.4. Niedokładność pomiaru (błędy pomiarowe) systemów analizy ruchu.....	24
Rozdział 3. Metody opracowania wyników badań doświadczalnych w analizie ruchu.....	27
3.1. Klasyczne metody statystyczne.....	29
3.2. Metoda przedziału predykcji.....	29
3.3. Zastosowanie sztucznych sieci neuronowych.....	31
3.4. Funkcjonalna analiza danych doświadczalnych.....	31
3.5. Analiza składowych głównych sygnału.....	31
3.6. Indeks normalności i inne metody.....	33
Rozdział 4. Metody analizy sygnałowej w badaniach własnych.....	34
Rozdział 5. Model tułowia.....	43
5.1. Rozwój badań w zakresie modelowania ciała człowieka.....	43
5.2. Model parametryczny tułowia - propozycja własna.....	51
Rozdział 6. Zastosowane metody eksperymentalne w badaniach kręgosłupa.....	57
6.1. Systemy pomiarowe ruchu MacReflex i VICON 460.....	57
6.2. Założenia podstawowe.....	58
6.3. Badania kręgosłupa z wykorzystaniem systemu MacReflex.....	61
6.4. Badanie kręgosłupa z wykorzystaniem systemu VICON 460.....	63
Rozdział 7. Badanie ruchu kręgosłupa podczas chodu – wyniki badań i ich interpretacja.....	84
7.1. Charakterystyka badanych grup.....	84
7.2. Badanie kręgosłupa podczas stania swobodnego – powtarzalność kształtu kręgosłupa (postawy ciała).....	86
7.3. Analiza ruchu kręgosłupa podczas chodu u osób zdrowych.....	88
7.4. Ruch kręgosłupa u pacjentów z niedowładem połowicznym.....	93

7.5. Analiza ruchu kręgosłupa u pacjentów z bocznym skrzywieniem kręgosłupa	101
Rozdział 8. Znaczenie ruchów kręgosłupa w chodzie dla minimalizacji zużycia energii.....	112
8.1. Zużycie energii podczas chodu.....	112
8.2. Energia tułowia podczas chodu – badania własne.....	115
8.3. Porównanie energii mechanicznej kręgosłupa modelu własnego z modelem tułowia jako jednego segmentu.....	122
Rozdział 9. Uwagi i wnioski końcowe.....	126
Rozdział 10. Piśmiennictwo.....	129

ROZDZIAŁ 1. WSTĘP

1.1 Historia badań kręgosłupa

Najwcześniejsze doniesienia o urazach kręgosłupa można odnaleźć w tzw. ortopedycznym papirusie Edwina Smitha, pochodzącym z okresu Starego Państwa (2600-2200 p.n.e.). Jest on kopią zaginionego, znacznie starszego oryginału. Podejrzewa się że prawdziwym autorem papirusu był na poły legendarny architekt i lekarz Imhotep, działający na dworze faraona Dżosera z trzeciej dynastii. Opisał on w nich najrozmaitsze urazy głowy i szyi oraz odcinków piersiowego i lędźwiowego kręgosłupa.

W papirusie znajduje się między innymi opis 48 „klinicznych” przypadków urazów kręgosłupa szyjnego. Wynika z nich iż Egipcjanie znakomicie zdawali sobie sprawę z tragicznych skutków przemieszczeń w układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka, a zwłaszcza w obrębie kręgosłupa. Znajomość anatomii w tym okresie była w Egipcie bardzo duża, ze względu na rytuał mumifikowania zmarłych, a także na częste urazy spowodowane wypadkami podczas budowy piramid i kompleksów świątynnych. Natomiast pierwsze doniesienia o leczeniu deformacji kręgosłupa można znaleźć w hinduskim eposie Srimad Bhagwat Mahapuram powstałym w okresie między 3500 a 1800 p.n.e. Opisuje on osiowe rozciąganie zdeformowanego kręgosłupa, jakie zastosował bóg Kriszna swojej wyznawczyni Kubji [1].

W starożytnej Grecji przyrodoznawstwem zajmowali się filozofowie [2]. Jeden z nich, Demokryt, uważał, że człowiek stanowi „mały świat”, będący odbiciem wszechświata. Jego ciało i dusza składają się z atomów. Atomy duszy są okrągłe oraz mogą się łatwo prześlizgiwać. Poruszając się wprawiają w ruch atomy ciała, ożywiając je. Zaś Platon uważał, że świat przyrody to zewnętrzne, uchwytnie zmysłami odzwierciedlenie się świata idei w przestrzeni i w czasie, dokonywane przez duszę świata. Elementarna struktura świata przyrody opiera się nie na atomach, a na liniach, wielobokach, a zwłaszcza trójkątach tworzących płaszczyzny. Ciało składa się w swym prapochodzeniu z niezliczonej ilości, urealnionych płaszczyzn przynależnych do idei wyrażonych przez liczby. Uczeń i następca Platona, Arystoteles, pozostawił po sobie ogromną spuściznę między innymi pisma logiczne, metodologiczne, pisma z dziedziny polityki i etyki, pisma przyrodnicze, w tym cztery tomy: „O anatomii zwierząt”, „O historii zwierząt”, „O rozmnażaniu się zwierząt”, „O poruszaniu się zwierząt” oraz „O chodzie zwierząt”. Ciało zwierzęcia składa się według niego z cząstek elementarnych, ale nie stanowi jednorodnie wymieszanej masy, lecz strukturalną całość wzajemnie powiązanych narządów, które umożliwiają organiczne życie zwierzęcia. W dziele poświęconym anatomii zwierząt Arystoteles opisał między innymi budowę kręgosłupa, a w dziełach poświęconych lokomocji zwierząt zwrócił uwagę na istotną, czynną rolę jaką jego zdaniem kręgosłup pełni podczas chodu i biegu. [2].

Najsłynniejszy lekarz starożytności, Hipokrates z wyspy Kos (460-361 p.n.e.) podsumował w swojej książce *Corpus Hippocraticum* (Dzieło Hipokratejskie - być może nie napisane w całości przez niego) całą ówczesną wiedzę medyczną. Jego znajomość anatomii nie była imponująca, aczkolwiek wiedział, że kręgosłup składa się z kręgów oraz krążków międzykręgowych, połączonych więzadłami i mięśniami. Znany był mu również fakt, że złamanie wyrostka kolczystego nie pociągało za sobą dużych konsekwencji, podczas gdy złamanie trzonu kończyło się zwykle uszkodzeniem jak to określał „szpiku kręgosłupa” (rdzenia kręgowego). W epoce Hipokratesa powszechnie stosowano w praktyce medycznej osiowe naciąganie zdeformowanego kręgosłupa. Praktykowano to również w Średniowieczu (np. Henri de Mondeville (1260-1320) czy Guy de Chauliac (1300-1368)) [1].

Pod koniec istnienia cesarstwa rzymskiego, poza Galenem, zagadnienia biomechaniki nie cieszyły się zainteresowaniem badaczy. Galen (131-201 n.e.) pierwszy wprowadził pojęcia „skolioza“, „kyfoza“ i „lordoza“. Bardzo interesował się anatomią, ale ponieważ sekcje przeprowadzał na zwierzętach, a wnioski z tych zabiegów przenosił na ludzi, zdarzało mu się popełniać błędy. Jednak prawidłowo zidentyfikował liczbę kręgów (7 szyjnych, 12 piersiowych, 5 lędźwiowych) oraz poprawnie powiązał np. obserwowane objawy neurologiczne z poziomem uszkodzenia rdzenia [1].

W epoce włoskiego renesansu (XV i XVI wiek) odkryto wiele starożytnych rzymskich i greckich tekstów, w tym medycznych, przechowanych w arabskich bibliotekach. Niedokończone dzieło *De Figura Humana* (O postaci ludzkiej) Leonarda da Vinci (1452-1519) pokazuje mechanicystyczne podejście uczonego do zagadnień anatomii człowieka. Był pierwszym uczonym, który dokładnie opisał budowę kręgosłupa a także poszukiwał związku między jego budową a pełnioną przez niego funkcją [1].

Kartezjusz w dwóch swoich dziełach: *L'Homme* (Człowiek, 1632) i *La Description du corps humain* (Opis ciała ludzkiego, 1648) przedstawił swoje poglądy anatomiczno-fizjologiczne. Według jego hipotezy człowiek jest układem mechaniczno-ciepłno-pneumatyczno-hydraulicznym. Części stałe budują mechaniczną konstrukcję, której elementy przemieszczają się względem siebie w przestrzeni. Mózg uważał za źródło tchnień docierających za pośrednictwem nerwów do mięśni i ścięgien w celu ich uruchomienia. Tchnienia wchodząc do mięśnia powodują jego nabrzmiewanie i skracanie, przez co pociąga on za sobą kość do której jest przyczepiony. Gdy tchnienia uchodzą z mięśnia, wiotczeje on i wydłuża się. Kartezjusz [3] rozważał także wzajemne współdziałanie mięśni antagonistycznych, drogi czuciowej, połączeń odruchowych oraz propriocepcji.

Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) był zaś jednym z ojców tzw. „jatro mechaniki” czyli nauki zajmującej się zastosowaniem praw mechaniki do fizjologii. Zainteresowanie Borellego ludzkim ruchem spowodował Marcello Malphigi, profesor teorii medycyny na Uniwersytecie w Pizie. Dzięki Malphigiemu Borelli, nie znający anatomii, mógł np. potwierdzać czy jego matematyczne obliczenia mają sens biologiczny. Osiągnięcia tych dwóch uczonych oraz ich współpraca

1.2. Współczesne badania kręgosłupa

Badania kręgosłupa od wielu lat były domeną głównie lekarzy ortopedów. Od niedawna dołączyli się do nich także inżynierowie. Wymagało tego projektowanie przez nich elementów wszczepianych w kręgosłup w celu korekcji jego krzywizn czy rekonstrukcji po urazach. W badaniach tych uwzględnia się nie tylko analizę kręgosłupa podczas chodu ale także podczas jego innych ruchów.

Przez wiele lat ciało człowieka dzielono na dwie części: pierwszą odpowiedzialną za przemieszczanie się w przestrzeni (lokomocję), to znaczy obręcz biodrową z kończynami dolnymi, oraz drugą, „biernego pasażera”, na którego składają się tułów, z głową i kończynami górnymi, biernie przenoszonego przez dolną część ciała podczas lokomocji [6, 7]. Zgodnie z tym założeniem wielu badaczy rozpatrywało tułów jako sztywny segment, który co najwyżej porusza się względem obręczy biodrowej jak jednolita bryła. Tułów wraz z głową i kończynami górnymi stanowi około 60 % ciężaru ciała. Wydaje się, że funkcja tak dużej części ciała powinna być inna niż tylko jako „biernego pasażera”.

W 1966 roku Murray [8] zaobserwował pochylanie się tułowia do przodu podczas chodu. Według niego u zdrowych mężczyzn podczas chodu kark przemieszcza się o ok. 80 mm (od 75 do 85 mm) do przodu w stosunku do położenia w stanie swobodnym. Przy założeniu że tułów jest bryłą sztywną można w przybliżeniu określić kąt pochylenia na 5.5° (od 4.9° do 6.1°). W kolejnych badaniach stwierdzono, że w cyklu chodu ruch tułowia w płaszczyźnie strzałkowej charakteryzuje się dwiema oscylacjami, zaś w płaszczyźnie czołowej tylko jedną [9, 10, 11]. Określono także zakresy tych ruchów we wszystkich trzech płaszczyznach względem miednicy. Okazało się że są one niewielkie, gdyż wynoszą od ok. 3° do 13° w płaszczyźnie strzałkowej, oraz od 5° do 9° w płaszczyźnie poprzecznej [12]. Natomiast cały tułów podczas chodu jest pochylony do przodu (względem pozycji tułowia podczas stania swobodnego) pod kątem od 6° do 13° . Stwierdzono również, że kąt tego nachylenia rośnie wraz z prędkością chodu [7]. Udało się również zauważyć, że ustawienie tułowia względem miednicy może być zaburzone w patologii [13], a charakter ruchu tułowia względem miednicy może zmieniać się wraz z wiekiem [14].

W badaniach, w których tułów traktowano jak jednolitą bryłę sztywną porównano amplitudy ruchów wyrostków kolczystych kręgów C7 oraz S2, okazało się, że zakres ruchu w górnym odcinku kręgosłupa (C7) jest znacznie niższy niż w dolnym (S2). Ten fakt podważa dotychczasowe założenie, że tułów można traktować jak bryłę sztywną [7]. Stopniowo zaczęły się pojawiać doniesienia, w których kręgosłup zaczęto dzielić na mniejsze odcinki. Część tych badań skupiała się na pomiarze zakresu ruchu kręgosłupa podczas skłonów bocznych oraz skłonów w przód i w tył [15, 16]. Podjęto również badania ruchu odcinków kręgosłupa podczas chodu. Haideri ze współpracownikami podzielili kręgosłup na dwa odcinki: lędźwiowy i piersiowy. W swoich

badaniach stwierdzili dużą międzyosobniczą zmienność ruchu odcinka piersiowego kręgosłupa [17].

W końcu lat dziewięćdziesiątych ubiegłego wieku zakrojone na szeroką skalę badania ruchu odcinków kręgosłupa podczas chodu przeprowadził zespół z Australii [18, 19], który przebadał 108 zdrowych osób w wieku od 20 do 82 lat. Tułów podzielono w tych badaniach na trzy odcinki: górny, dolny oraz lędźwiowy. Każdy z odcinków był traktowany jak bryła sztywne i analizowano jego ruch względem sąsiednich odcinków. Przemieszczenia w czasie były normalizowane względem 100 % cyklu chodu. Przemieszczenia w przestrzeni odcinków tułowia były małe, tym niemniej mierzalne z dobrą dokładnością. Stwierdzono, że średni kątowny zakres przemieszczeń wynosił: w płaszczyźnie czołowej dla dolnego odcinka tułowia 7° , dla odcinka lędźwiowego 9° , w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio 2.5° i 3.5° , a w płaszczyźnie poprzecznej 4° oraz 4.5° . Poszukiwano również zależności przemieszczeń odcinków tułowia od prędkości chodu. Okazało się, że wraz ze wzrostem prędkości chodu zwiększał się zakres przemieszczeń poszczególnych odcinków, aczkolwiek nie udało się stwierdzić charakteru tej współzależności (np. liniowego). Przy ustalonych prędkościach nie stwierdzono różnicy w zakresach przemieszczeń poszczególnych odcinków (badano grupy młodsze i starsze wiekowo). U kobiet zakres ruchu dolnego odcinka tułowia rośnie szybciej wraz ze wzrostem prędkości niż u mężczyzn. [18, 19]. Pojawiły się też prace dzielące kręgosłup na więcej odcinków, np. pięć [20, 21] oraz siedem. Wśród pierwszych prac w których kręgosłup podzielono na siedem odcinków należy wymienić artykuły zespołu Carla Frigo [22, 23] oraz prace autorki niniejszego opracowania [24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31]. W badaniach tych potwierdzono występowanie pochylenia tułowia do przodu podczas chodu w stosunku do pozycji stojącej oraz to, że kręgosłupa nie należy traktować jako sztywnego elementu, ponieważ istnieją małe przemieszczenia względne pomiędzy poszczególnymi jego odcinkami. Przykładowo kąt lordozy zmienia się w cyklu chodu w zakresie ok. 4° , jest on mniejszy od $3,4^\circ$ do $7,2^\circ$ od wartości jakie osiąga on podczas stania swobodnego – powoduje to względne wydłużenie kręgosłupa podczas chodu (odległość między C7 i S2 zmienia się o ok. 3,5 %).

Ze względu na epidemiologiczny i medyczny aspekt problemu jaki stanowi rozpowszechnienie bólu lędźwiowego odcinka kręgosłupa, w literaturze przedmiotu pojawia się dość duża liczba doniesień zajmujących się badaniem ruchu odcinka lędźwiowego kręgosłupa w celu określenia zmian związanych z jego bólem czy wiekiem pacjentów [32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41]. Część badaczy zajmowała się także określeniem wpływu aktywności mięśniowych oraz charakteru ruchu na obciążenie odcinka lędźwiowego kręgosłupa podczas chodu [32, 42, 43].

W ostatnich latach pojawiają się prace wykorzystujące nowe techniki pomiarowe oraz modelowania prowadzące do odtworzenia rzeczywistego kształtu kręgosłupa pacjentów. Jedną z nich wykorzystuje techniki optycznej rastostereometrii do pomiaru kształtu pleców w przestrzeni trójwymiarowej. Różne metody optymalizacji pozwalają zaś na realistyczne odtworzenie

trójwymiarowego kształtu kręgosłupa [44]. Zaletą tego podejścia jest jego nieinwazyjność, która pozwala na częste badanie pacjentów w celu oceny postępów leczenia lub oceny ich stanu bez konieczności narażania ich na częste naświetlanie promieniami Roentgena. Wadą metody jest ograniczenie badania jedynie do warunków statycznych stania swobodnego, a zatem nie pozwala na badanie ruchu kręgosłupa podczas ruchu. Ciekawym zastosowaniem tej metody było badanie jakości materacy do spania z uwagi na sposób ich doboru do klienta w zależności od ciężaru jego ciała [45]. Zespół Maciejasz i Chwała [46] wykorzystał krzywe Beziera do odtworzenia ruchu kręgosłupa podczas chodu u pacjentów z bocznymi skrzywieniami kręgosłupa. Na podstawie rentgenogramów wykonanych podczas stania swobodnego tworzono matematyczny model kręgosłupa zdefiniowany na wysokości wyrostków kolczystych kręgów C7, Th10 oraz S2. Następnie rejestrowano ruch markerów umieszczonych na wysokości wyrostków tych kręgów podczas chodu i korzystając z wcześniej przygotowanego modelu obliczano zmiany kształtu kręgosłupa podczas chodu.

Od szeregu lat w wielu ośrodkach na świecie prowadzone są również liczne prace nad modelowaniem kręgosłupa, przede wszystkim z zastosowaniem metody elementów skończonych. Większość prac koncentruje się w swoich analizach na jednym odcinku kręgosłupa. Najczęściej modelowanymi odcinkami są odcinek szyjny kręgosłupa (ze względu jego na częste urazy komunikacyjne i sportowe), oraz lędźwiowy (ból przeciążeniowy, przyjmujące charakter epidemiczny w rozwiniętych społeczeństwach). Zespół Kumaresana [47, 48, 49, 50] skonstruował trójwymiarowy model odcinka szyjnego kręgosłupa. Wszystkie elementy składowe uwzględnione w nim (kości kręgów, krążki międzykręgowe, więzadła, tkanki miękkie) zostały sparametryzowane, dzięki czemu badano działanie różnego rodzaju obciążeń na krążki międzykręgowe i tkanki miękkie. Wyniki prac modelowych weryfikowano eksperymentalnie na obciążanych preparatach anatomicznych. Teo i Ng [51] zaproponowali własny model odcinka szyjnego kręgosłupa w którym badali rolę różnych struktur anatomicznych (mięśnie, więzadła itp.) w zachowaniu jego stabilności. Modele lędźwiowego odcinka kręgosłupa służyły do oceny ergonomicznej stanowisk pracy, pozwalając na stwierdzenie jak różne pozycje wpływają na sposób obciążania tego odcinka kręgosłupa, a także do wirtualnej weryfikacji nowych technik operacyjnych [52]. Jeden z modeli posłużył do oceny zmian wysokości krążków międzykręgowych odcinka lędźwiowego w cyklu 24 h [53].

Modele różnych odcinków kręgosłupa wykorzystuje się również podczas projektowania implantów [54].

Najpełniejszy model całego kręgosłupa, wraz z klatką piersiową, tkankami miękkimi (krążkami międzykręgowymi, więzadłami, mięśniami) zaproponował zespół Dietrich, Kędzior, Zagrajek [55, 56, 57]. Pozwolił on na przeprowadzenie licznych badań modelowych: np. badania wzrostu ciśnień w krążkach międzykręgowych pod wpływem obciążeń zewnętrznych [55], umożliwił także na

postawienie hipotez dotyczących przyczyn różnych patologii kręgosłupa (takich jak skolioza czy dyskopatia) [56, 57].

Modele tworzone za pomocą metod elementów skończonych wymagają starannego przemyślenia w jaki sposób możliwie najlepiej odtworzyć anatomię badanego elementu. Pojawiły się już propozycje oprogramowania, opartego na danych anatomicznych kręgosłupa, służącego do szybkiej i dokładnej segmentacji, których wynik jest wejściem do klasycznych programów tworzących modele elementów skończonych [58].

W ostatnim czasie pojawił się w literaturze też model oparty na programie AnyBody Modeling System. Program ten służy do tworzenia modeli biomechanicznych dowolnych podsystemów anatomicznych. Pozwala obliczać siły i momenty sił, energię itp. podczas wykonywania dowolnych zadań ruchowych. Zaproponowany model jest typu „open source”, a zatem może być udostępniony wszystkim chętnym użytkownikom programu, jednak nadal czeka on na swoją weryfikację [59].

Większość badaczy zajmujących się tworzeniem modeli boryka się z problemem zdobycia wiarygodnych danych o anatomii czy parametrach kości, więzadeł i innych tkanek potrzebnych do budowania takich modeli. Część danych uzyskiwanych jest z badań preparatów anatomicznych, część z badań obrazowych, pozostałe otrzymuje się wykorzystując różne optymalizacyjne techniki obliczeniowe. Tego typu podejście powoduje, iż modele te tworzą w pewien sposób sztucznego osobnika i trudno je dostosować do indywidualnego pacjenta, co na obecnym etapie uniemożliwia ich stosowanie w praktyce klinicznej. Czynione są pewne próby tworzenia modeli parametrycznych, które można dostosować do indywidualnego osobnika, np. model zespołu Seiferta [60]. Stworzyli oni parametryczny model kręgosłupa, który można adaptować do odcinka szyjnego, piersiowego lub lędźwiowego kręgosłupa indywidualnego pacjenta. Wykorzystuje on dane obrazowe z tomografii komputerowej do utworzenia modeli kości, a dane z rezonansu magnetycznego do zamodelowania tkanek miękkich. Prace te jednak znajdują się na razie na początkowym etapie zaawansowania.

1.3. Kręgosłup jako napędowy mechanizm przekładniowy („spinal engine”)

W połowie lat osiemdziesiątych Gracovetsky [61] wraz z zespołem współpracowników rozpoczęli publikację serii prac, w których przedstawili nowe spojrzenie na rolę kręgosłupa w lokomocji człowieka. Prace te były rezultatem ich badań nad anatomią ludzi i zwierząt, prac modelowych oraz badań z dziedziny biomechaniki sportu.

Człowiek i goryl mają podobną budowę anatomiczną, różnią się jednak znacznie układem miednicy i lordozą. Te różnice anatomiczne sprawiają, że bez poważnych szkód człowiek może unieść ciężar stanowiący do 3,3 ciężaru jego ciała, podczas gdy goryl unosi niewiele większy ciężar niż wynika z jego masy. Dlatego postuluje się, że w obrębie kręgosłupa oraz w stawach znajdują receptory

rejestrujące poziom naprężeń w mięśniach, dzięki którym to receptorom przy wykonywaniu określonego zadania mięśnie te pobudzone są w taki sposób, że zapewniona jest minimalizacja tych naprężeń [61]. Badania eksperymentalne wykazały też, że podczas biegu sprinterskiego na dystansie 100 m siła reakcji podłoża podczas uderzenia stopy przy kontakcie jest dziewięciokrotnością ciężaru ciała zawodnika. Teoretycznie siła ta przekracza wartość, przy której następują kompresyjne uszkodzenia krążków międzykręgowych. Ponieważ u sprinterów niezmiernie rzadko dochodzi do tego typu uszkodzeń, to można wnioskować, że pogląd iż kręgosłup jest biernym elementem w lokomocji człowieka i podczas biegu nie jest słuszny [62].

Wg Gracovetsky'ego [61] w objaśnianiu lokomocji zwierząt należy wziąć pod uwagę cztery podstawowe mechanizmy, które odgrywają kluczową rolę, tj.:

1. Mechanizm naprzemiennego wyginania kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej.
2. Mechanizm utrzymania równowagi ciała wraz z obrotowym mechanizmem podparcia ciała poprzez kończyny w odpowiednich momentach.
3. Mechanizm prostowników stawów biodrowych jako generatorów dodatkowej energii potrzebnej do przemieszczania się do przodu.
4. Mechanizm wydłużający względną długość kończyn dolnych (poprzez współdziałanie obręczy biodrowej i poszczególnych segmentów kończyn dolnych) umożliwiający zwiększenie długości kroków.

Zwiększenie prędkości chodu jest możliwe poprzez zwiększenie długości kroków albo poprzez zwiększenie ich częstości lub przez oba te czynniki jednocześnie. Zmiana częstości kroków wynika z naprzemiennych ruchów rotacji obręczy biodrowej i barkowej, zaś długość kroków z długości kończyn. Jednakże istnieje pewna prędkość graniczna, powyżej której mięśnie nie mogą już szybciej naprzemiennie kurczyć się i rozkurczać. A zatem do objaśnienia zmian w lokomocji niezbędny jest inny mechanizm stymulujący wykorzystanie kończyn i kręgosłupa by w konsekwencji zredukować częstość ruchów rotacyjnych przy zwiększaniu długości kroków.

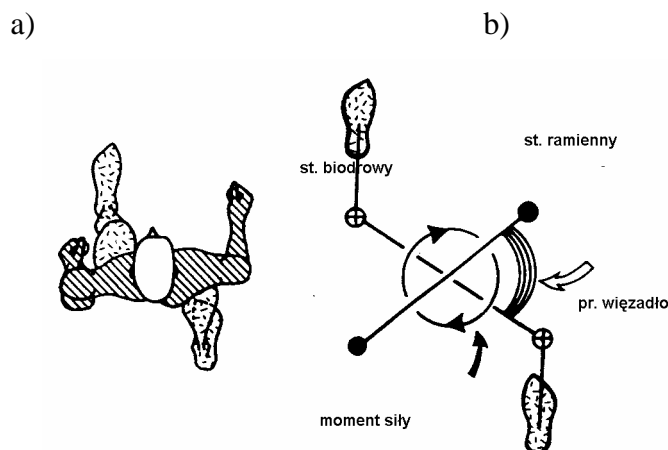
Korelacja pomiędzy wypadkowym momentem sił w lędźwiowym odcinku kręgosłupa a ruchem rotacyjnym miednicy we wszystkich trzech płaszczyznach jest wysoka. Wyjątkiem jest moment osiowy, który jest największy w chwili kontaktu pięty z podłożem, a równy zeru przy oderwaniu palców stopy od podłoża. Odpowiada to chwili maksymalnego kąтового przemieszczenia miednicy. Moment osiowy jest wypadkowym momentem wynikającym z działania wszystkich składników momentów sił w płaszczyznach na danym poziomie. Na ogół występują dwa wypadkowe momenty sił, tj. bierny wynikający z oporu stawu rotowanego osiowo i czynny wynikający ze złożonego ruchu kręgosłupa.

W chwili oderwania palców stopy od podłoża te dwa momenty sił są sobie równe i przeciwnie skierowane. Ponieważ zakres rotacji miednicy zależy od zakresu bocznego zgięcia kręgosłupa i stopnia zakrzywienia lordozy, to fakt ten wskazuje na to, że przemieszczenie miednicy jest

sterowane przez kręgosłup, a nie przez kończyny dolne. Fakt ten tłumaczy jednocześnie dlaczego osoby z obustronną amputacją kończyn dolnych bądź z wrodzonym ich niedorozwojem lub brakiem potrafią się przemieszczać [63].

Po oderwaniu stopy od podłoża kręgosłup wykonuje ruch rotacyjny w przeciwnym kierunku aby móc rozpocząć kolejny cykl chodu. Więzadła kręgosłupa wydłużają się biernie podczas ruchu oddając nagromadzoną energię. Wykorzystywana jest ona teraz do przyspieszonego przemieszczania obręczy biodrowej i barkowej w ich naprzemiennym ruchu. W chwili tej musi być również dokonana korekta lordozy kręgosłupa. W kręgosłupie utrzymane jest ściskanie osiowe i redukcja naprężeń w efekcie jego złożonego ruchu w dół i w przód łuku kręgosłupa.

Rotacyjne, naprzemiennie ruchy obręczy barkowej i biodrowej, wraz z łączącym je kręgosłupem stanowią podczas chodu układ oscylacyjny. W układzie tym może być gromadzona i oddawana energia ruchu, przyczyniając się do zmniejszenia energii lokomocji. Energia ta może być gromadzona w aparacie więzadłowym kręgosłupa (rys. 1.2). Kończyny dolne na ogół poprawiają efektywność chodu, ale nie mogą zastąpić roli jaką odgrywa kręgosłup podczas lokomocji. Najważniejszym zadaniem kończyn, oprócz utrzymania stanu równowagi, jest generacja dodatkowej energii, głównie przez prostowniki stawów biodrowych [63, 64, 65].

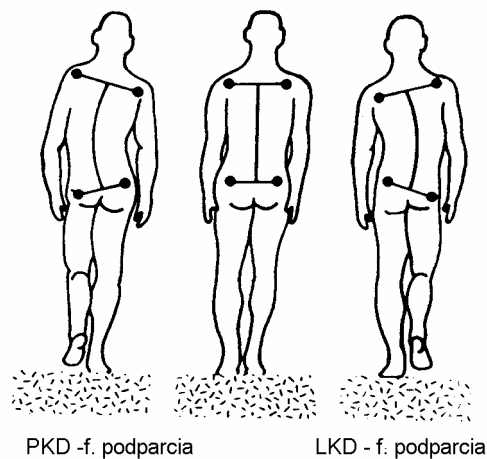


Rys.1.2. Objaśnienie mechanizmu gromadzenia energii w tkankach miękkich ciała człowieka podczas chodu [63]. Schemat (a) przedstawia wzajemne położenie obręczy biodrowej (kropki) i barkowej (paski), schemat (b) pokazuje gromadzenie energii przez więzadła w tej fazie cyklu chodu.

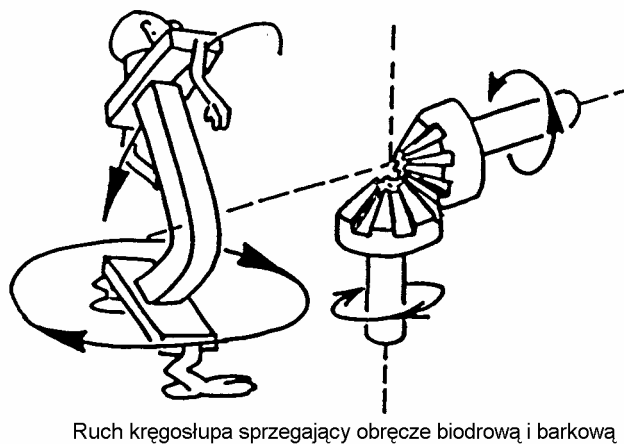
Mechanizm sterowania ruchami miednicy przez kręgosłup można opisać w następujący sposób [66]:

1. prostowniki stawów biodrowych kurczą się i ciało jest unoszone w górę w polu grawitacyjnym;
2. następnie odciążony kręgosłup odchyła się w bok poprzez aktywację prostowników kręgosłupa;

3. złożony ruch kręgosłupa przekształca to odchylenie boczne w osiowy moment siły podczas gdy kończyna dolna przygotowuje się do kontaktu z podłożem;
4. podczas kontaktu stopy z podłożem występuje reakcja podłoża, która zwiększa osiowy moment siły w odcinku lędźwiowym kręgosłupa poprzez pojawienie się sił reakcji w stawach kręgosłupa;
5. opadająca klatka piersiowa zamienia swoją energię potencjalną na kinetyczną i odchyła kręgosłup od jego osi w płaszczyźnie czołowej (rys.1.3);
6. złożony ruch kręgosłupa przekształca to odchylenie kręgosłupa w rotację miednicy wokół osi kręgosłupa w efekcie działania osiowego momentu siły (rys.1.4);
7. kończyna dolna podąża za ruchem miednicy; analogiczny mechanizm sterowania ruchem miednicy ma miejsce w kolejnym kroku, gdy druga kończyna rozpoczyna fazę podparcia.



Rys.1.3. Schematyczne zobrazowanie ruchu kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej podczas chodu [63].



Ruch kręgosłupa sprzęgający obręcze biodrową i barkową

Rys. 1.4. Analogia złożonego ruchu mechanizmu kręgosłupa do ruchu mechanizmu przekładni kątowej [63].

Opisany powyżej mechanizm może tłumaczyć m.in. dlaczego niewskazane jest zbytne tłumienie uderzeń stopy podczas jej kontaktu z podłożem. Otóż, przykładowo, chodzenie lub bieg po piasku powoduje, że w tym procesie znacząco tracona jest energia potencjalna układu, podczas gdy energia ta powinna być zamieniana na energię kinetyczną. W związku z tym opisaną rotacją miednicy muszą powodować momenty sił generowane przez mięśnie brzucha. Realizacja chodu lub biegu w takich warunkach staje się bardzo męcząca, gdyż wymaga większego wysiłku.

1.4. Cele pracy

Omówione we wcześniejszej części niniejszego rozdziału badania wskazują na pewne luki. Brak jest np. metod oceny ruchu kręgosłupa indywidualnego pacjenta, które mogą znaleźć zastosowanie w praktyce klinicznej, a jednocześnie być wykorzystane przy weryfikacji zaawansowanych modeli w badaniach doświadczalnych. Brak również jest prac badających w szczególności w jaki sposób ruch kręgosłupa wpływa na zużycie energii podczas chodu. Niniejsza praca powstała w wyniku wieloletnich badań własnych nad ruchem kręgosłupa człowieka podczas chodu. Badania własne prowadzone były w szerokim zakresie zarówno na populacji osób zdrowych jak i u pacjentów z problemami neurologicznymi oraz ortopedycznymi. Wyniki tych badań przedstawiono na tle aktualnego stanu badań w prezentowanej pracy.

Celem badań było m.in.:

1. Opracowanie metody pomiarowej pozwalającej na rejestrowanie opisanych ruchów odcinków kręgosłupa podczas chodu człowieka.
2. Weryfikację zasadności modelowania kręgosłupa podczas chodu jako sztywnego segmentu.
3. Opracowanie parametrycznego modelu kręgosłupa pozwalającego na symulację zmian energii potencjalnej i kinetycznej odcinków tułowia i segmentów kręgosłupa.
4. Wykorzystanie zaproponowanej metody pomiarowej i modeli parametrycznych do oceny energii mechanicznej (kinetycznej i potencjalnej) tułowia podczas chodu człowieka zdrowego oraz weryfikacja zjawiska „lustrzanego odbicia” tej energii.
5. Wykorzystanie zaproponowanej metody pomiarowej i modeli parametrycznych do oceny energii mechanicznej tułowia podczas chodu osób zdrowych i pacjentów z wybranymi jednostkami chorobowymi jak np.: niedowłady połowicze czy skoliozy.

2.1. Rozwój badań analizy ruchu

Rozwój technik, zwłaszcza informatycznych i komputerowych, oraz analizy obrazowej spowodował wkroczenie zaawansowanych technik pomiarowych w dziedzinę biomechaniki, która zajmuje się badaniem ruchu, w tym także zasadami jego sterowania. Przy czym zastosowanie kliniczne znalazła przede wszystkim analiza chodu, zajmująca się badaniem stereotypu chodu pacjenta i porównywaniem go z wzorcem chodu osób zdrowych. W wielu ośrodkach na świecie analiza ta stanowi obowiązkowe uzupełnienie badań klinicznych i jest niezbędnym elementem przy podejmowaniu wielu decyzji o sposobie postępowania leczniczego.

Chód jest jedną z najbardziej złożonych czynności człowieka, pojawia się bardzo wcześnie w rozwoju ontogenetycznym i jego prawidłowość wymaga wysokiej, precyzyjnej integracji układów nerwowo-mięśniowego i szkieletowego. Integracja ta ma miejsce jedynie wtedy gdy może być dokładnie kontrolowana przez układ nerwowy. Dlatego gdy któryś z elementów tego systemu ulegnie uszkodzeniu na skutek urazu, degeneracji czy deformacji natychmiast znajduje to odzwierciedlenie jako zmiana stereotypu chodu (tj. pojawienie się patologicznego chodu) [7].

W XIX wieku chód badali bracia Weber, posługując się zarówno metodami obserwacyjnymi jak i pomiarowymi. Marey wykorzystał jako pierwszy technikę obrazową, w której na planszy pokrytej sadzą rejestrował ruch niektórych punktów ciała człowieka podczas lokomocji. Technika ta umożliwiła Carletowi na uzyskanie pewnych danych ilościowych i na sformułowanie ogólnej teorii chodu. Wynalezienie fotografii otworzyło nowe możliwości badawcze. Na przykład Marey w swoich dalszych badaniach fotografował różne fazy lotu ptaka i chodu człowieka. Muybridge opublikował serie fotografii mężczyzny, kobiety i dziecka chodzących na tle ekranu z namalowanymi poziomymi liniami, stanowiącymi układ odniesienia. Jednak w okresie tym badania ograniczały się głównie do analizy dwuwymiarowej (z wyjątkiem prac Cartleta) i koncentrowały się na parametrycznym opisie jakościowym [4, 67].

Pierwszą ilościową, trójwymiarową analizę ruchu ciała umożliwiającą zastosowanie obliczeń matematycznych przeprowadzili Braune i Fischer pod koniec XIX wieku [4]. W celu określenia środka ciężkości całego ciała i poszczególnych jego segmentów posługiwali się zamrożonymi zwłokami ludzkimi. Po dokładnych pomiarach ich geometrii podwieszali je szukając dla nich punktów równowagi. Środek ciężkości segmentu ciała był punktem przecięcia trzech linii przenikania wzajemnie prostopadłych do siebie płaszczyzn. Natomiast momenty bezwładności poszczególnych segmentów ciała określali badając ich okres drgań swobodnych gdy były one podwieszane.

Wyniki badań na zwłokach zostały zweryfikowane w obszernych badaniach na żołnierzu, którego

wymiary anatomiczne nie odbiegały od badanych zwłok. Ubranemu w ściśle przylegającą, dżersejową bieliznę żołnierzowi mocowano specjalną aparaturę wyposażoną w lampy Ruhmkopfa, których wyładowania charakteryzowała stała częstotliwość. Świejące lampy umieszczone były w środkach ciężkości poszczególnych odcinków ciała, oraz na wysokości środków obrotów stawów. Czas przygotowania badanego żołnierza do eksperymentu wynosił od 6 do 10 godzin. Przeprowadzono dwa eksperymenty: w pierwszym żołnierz niósł na sobie cały regulaminowy ekwipunek zaś w drugim był bez ekwipunku. Badania przeprowadzono w nocy z 24 na 25 lipca 1891 roku. Wyniki badań zarejestrowane na światłoczułych płytach analizowano za pomocą specjalnie skonstruowanego aparatu, wyposażonego w mikroskop. Uzyskano dokładność położenia punktów świetlnych (lamp Rumkopfa) rzędu 0.1 mm. Częstotliwość obserwacji faz wyniosła około 26 Hz (0,038 s), a błąd 0,01 s. Następnie dokonano obliczeń pozwalających określić położenie środków ciężkości poszczególnych segmentów ciała w przestrzeni trójwymiarowej. Zmierzono także czas trwania kroków podczas chodu. Weryfikację tak otrzymanych wyników przeprowadził już tylko Fisher, na populacji żołnierzy mierząc czas trwania kroków oraz ich długość.

Zebrane dane z obliczeń przestrzennego położenia środków ciężkości segmentów ciała w różnych fazach cyklu chodu i ich przemieszczanie się podczas marszu zostały opublikowane w latach 1895 - 1905 w sześciu obszernych pracach wydawanych w monografiach publikowanych przez Królewskie Towarzystwo Naukowe Saksonii w Lipsku. Autorami pierwszych prac byli Braune i Fischer, pozostałe autoryzowane były wyłącznie przez Fishera z uwagi na śmierć pierwszego z autorów [4]. Braune i Fischer wykorzystali prawa klasycznej mechaniki Newtona, zasady geometrii Kartezjusza oraz koncepcje matematyczne Borellego do oceny działania mięśni i analizy chodu żołnierzy. Aczkolwiek idee pomiarowe zastosowane przez nich są do dziś aktualne, to ich realizacja w czasach autorów była bardzo praco- i czasochłonna co powodowało, że nie znalazły praktycznego zastosowania [67, 68].

W latach czterdziestych dwudziestego wieku Eberhardt i Inman prowadzili podobne badania. Umieszczali na ciele człowieka świejące impulsowo lampki na wysokości położenia osi obrotów stawów: skokowego, kolanowego, biodrowego, oraz na stopie. Badany przechodził przed aparatem fotograficznym, który miał otwartą przysłonę. Na kliszy fotograficznej zarejestrowane zostały w równych odstępach czasu jasne punkty świetlne. Na podstawie rozmieszczenia tych punktów, obliczano charakterystyczne kąty w poszczególnych stawach. Celem oceny rotacji poszczególnych segmentów ciała w płaszczyźnie poprzecznej Vern Inman wykorzystał metalowe igły. Igły te wkręcił w kości biodrową, udową i piszczelową badanych ochotników. Ich ruch podczas chodu sfilmował umieszczoną pod sufitem kamerą [68, 69]. Badania te były przełomowym postępem w dziedzinie analizy chodu po uzupełnieniu ich kolejnymi badaniami: elektromiografią dynamiczną (kinezyologiczną), pomiarem sił oraz pomiarem zużycia energii (1944 -1947). Techniki pomiarowe stosowane przez niego i jego zespół były jednak technikami inwazyjnymi, oraz nadal zbyt

pracochłonnymi. Dlatego nie znalazły one też szerszego zastosowania, zwłaszcza w badaniach klinicznych.

Jak wiadomo ruch odbywa się dzięki siłom generowanym przez mięśnie. Nie mogąc zmierzyć sił w sposób bezpośredni, posługujemy się elektromiografią dynamiczną pozwalającą na rejestrację pobudzeń mięśniowych podczas ruchu (chodu). Pierwsze systemy pomiarowe pozwalały na zapis sygnałów potencjałów mięśniowych synchronizowanych z zapisem ruchu na taśmie filmowej (po raz pierwszy zastosowali tę metodę J. Robert Close oraz D.H. Sutherland). Wprowadzenie cienkiej elektrody igłowej przez Johna Basmajiana umożliwiło jednoczesną rejestrację pobudzeń wielu mięśni, w tym głęboko położonych i niedostępnych dla elektrod powierzchniowych. Prace Jacqueline Perry i Dana Antonelli doprowadziły do powstania mikroprzełącznika, umożliwiającego określenie poszczególnych faz cyklu chodu. Perry prowadziła doświadczenia, w których jednocześnie rejestrowała sygnał z elektrod powierzchniowych i wkłuwanych, dzięki czemu odkryła, tzw. zjawisko „cross-talk”. Wiąże się ono z rejestrowaniem zmian potencjału przez elektrody naklejone nie bezpośrednio nad aktywnym mięśniem, a nad mięśniem z nim sąsiadującym [69].

Włączenie elektromiografii dynamicznej do analizy ruchu umożliwiło zrozumienie nie tylko działania mięśni wielostawowych, ale także zależności pomiędzy ruchami w stawach sąsiadujących (np. para stawów: kolanowy - skokowy). Taka ocena działań mięśni zmieniła także tok postępowania operacyjnego u pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym. Do leczenia operacyjnego wprowadzono wówczas metody przemieszczania przyczepów mięśniowych [67].

W latach sześćdziesiątych i siedemdziesiątych dr Mary Murray umieszczała na ciele badanych odbłaskowe paski, a następnie fotografowała ich ruch podczas chodu pacjenta w świetle stroboskopowym. Obliczano następnie (ręcznie, korzystając z wykonanych fotografii) kątowne orientacje pomiędzy poszczególnymi segmentami ciała. Aczkolwiek jest to pracochłonna metoda badawcza, to dawała ona bardzo dobre wyniki w ocenie chodu, w szczególności w płaszczyźnie strzałkowej [69].

W latach siedemdziesiątych zastosowano pierwsze elektrogoniometry na egzoszkielecie. Badane sygnały były rejestrowane bezpośrednio („on-line”). Jednak trudności techniczne związane z koniecznością dopasowywania urządzeń pomiarowych do badanych osób o bardzo różnych wymiarach, a także znaczne utrudnienia jakie te urządzenia sprawiały w chodzeniu spowodowały, iż nie zostały one powszechnie zaakceptowane [68, 69]. W tym samym okresie w kilku ośrodkach amerykańskich i europejskich rozpoczęły się prace nad opracowaniem systemów do komputerowej analizy ruchu bazującej na analizie obrazu telewizyjnego [69].

Wszystkie metody pomiarowe znajdujące zastosowanie w ilościowej, obiektywnej analizie ruchu można podzielić na trzy grupy:

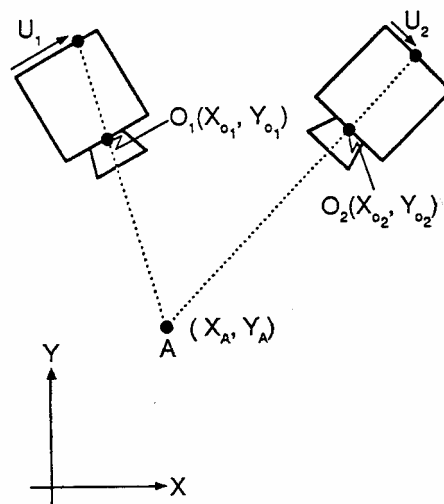
- pierwsza zajmująca się pomiarem parametrów czasowo-przestrzennych (takich jak prędkość

chodu, częstość kroków, długość kroków, udziały poszczególnych faz w cyklu chodu, biegu itp. to znaczy w cyklu ruchów okresowych);

- druga grupa to metody kinematyczne zajmujące się pomiarem trajektorii ruchu wybranych punktów ciała badanego w przestrzeni trójwymiarowej, pomiarem (bezpośrednim lub pośrednim) kątów w stawach, określeniem orientacji poszczególnych segmentów ciała względem siebie, a także pomiarem prędkości i przyspieszeń jednego segmentu ciała względem segmentu sąsiedniego;
- trzecią grupę stanowią metody kinetyczne zajmujące się pomiarem (również bezpośrednio lub pośrednio) sił i momentów sił występujących podczas ruchu.

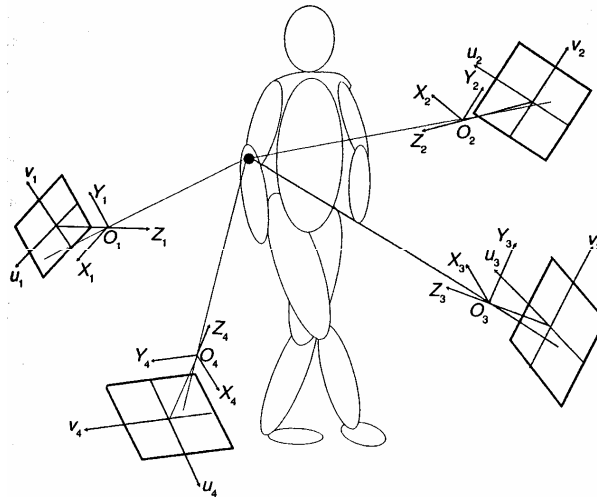
W powyższych metodach zastosowanie znajdują fotokomórki, mikroprzełączniki, goniometry (mocowane na egzoszkielecie oraz bezpośrednio na ciele osoby badanej), systemy elektromiografii dynamicznej, platformy dynamograficzne, itp., oraz nowoczesne, komputerowe systemy rejestrujące ruch badanego obiektu w przestrzeni.

Te ostatnie systemy wykorzystują w swoim działaniu zasadę stereofotogrametrii (fotogrametrii dwuobrazowej). Zgodnie z definicją fotogrametria zajmuje się określaniem przestrzennych kształtów i wymiarów dowolnych obiektów na podstawie zdjęć fotograficznych. Natomiast fotogrametria dwuobrazowa to dział fotogrametrii, w którym używa się zdjęć stereoskopowych oraz zdjęć fotogrametrycznych. Rys. 2.1 pokazuje zasadę działania stereofotogrametrii. Na podstawie obrazów rejestrowanych jednocześnie przez dwie kamery o znanych parametrach optycznych oraz znajomości ich orientacji w przestrzeni pomiarowej można odtworzyć współrzędne XYZ dowolnego punktu w laboratoryjnym układzie współrzędnych.



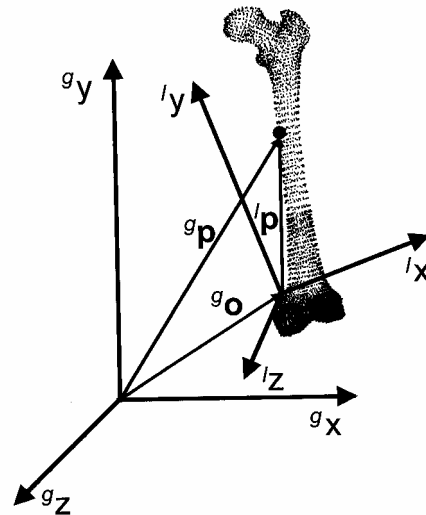
Rys. 2.1. Idea określania współrzędnych punktu A (X_A , Y_A) metodą stereofotogrametrii na przykładzie płaszczyzny [70].

Rekonstrukcja jednoznacznego położenia punktu w przestrzeni wymaga, by był on jednocześnie widziany przez minimum dwie kamery, jednak w praktyce stosuje się większą liczbę kamer (najczęściej od 5 do 15). Większa liczba kamer zapewnia rejestrację wszystkich charakterystycznych punktów na ciele osoby badanej w sposób ciągły (rys. 2.2.).



Rys.2.2. Schemat śledzenia punktu umieszczonego na ciele pacjenta podczas jego ruchu przez cztery kamery [70].

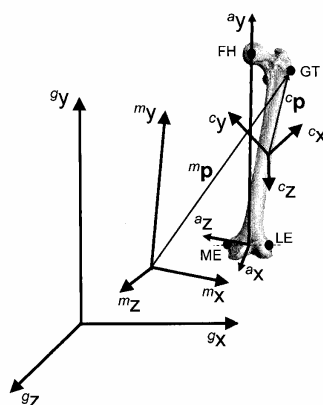
Zadaniem współczesnej analizy ruchu jest zebranie informacji cyfrowej pozwalającej na rekonstrukcję położenia segmentów ciała w przestrzeni w określonych chwilach czasowych podczas wykonywania zadania ruchowego [71]. W tym celu potrzebne są informacje związane z przestrzenną morfologią (kształt i położenie) segmentu ciała. Najczęściej zakłada się, że każdy badany segment ciała to bryła sztywna. Oznacza to, że ruch segmentu w przestrzeni może być jednoznacznie odtworzony poprzez badanie toru trajektorii jego trzech punktów. Położenie tych punktów może być określone w globalnym układzie współrzędnych (np. związanym z laboratorium) lub lokalnym (np. związanym z sąsiednim segmentem). Rys. 2.3. przedstawia przykładowy wektor określający położenie punktu w globalnym (g_x, g_y, g_z) i lokalnym (l_x, l_y, l_z) układzie współrzędnych, odpowiednio g_p i l_p .



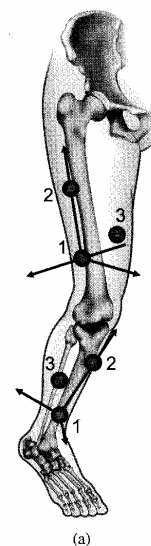
Rys. 2.3. Położenie punktu w dwóch różnych układach współrzędnych: globalnym (g_x , g_y , g_z), poprzez wektor g_p oraz lokalnym (l_x , l_y , l_z) poprzez wektor l_p ; wektor g_o określa położenie początku lokalnego układu współrzędnych w układzie globalnym.

W ilościowej analizie ruchu, w której ruch jest rejestrowany przez system kamer, na podstawie położenia znaczników (markerów) umieszczonych na segmentach ciała osoby badanej określa się lokalne układy współrzędnych związane z poszczególnymi segmentami ciała. Następnie oblicza się kąty Eulera (lub Cardana) owych lokalnych układów współrzędnych względem siebie. Zakłada się przy tym, że ruch segmentu dystalnego odbywa się względem segmentu proksymalnego, np. podudzia względem uda, lub uda względem miednicy. Rys. 2.4 pokazuje zasadę określania lokalnych układów współrzędnych na podstawie położenia markerów. Obecnie niemal każdy profesjonalny system ilościowej analizy ruchu proponuje własny model pozwalający na określenie ruchu segmentów ciała względem siebie na podstawie położenia markerów.

a)



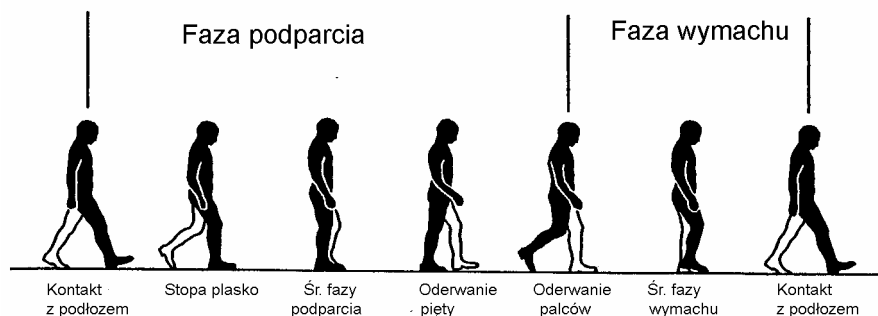
b)



(a)

Rys. 2.4. Określenie wzajemnej orientacji globalnego (g_x , g_y , g_z) i lokalnych (m_x , m_y , m_z), (a_x , a_y , a_z) oraz (c_x , c_y , c_z) układów współrzędnych (a) oraz tworzenie lokalnych układów współrzędnych na podstawie położenia markerów umieszczonych na ciele pacjenta (b) [71].

Zgodnie z przyjętym w analizie chodu standardem wszystkie wyniki przedstawia się jako znormalizowane w całym (100 %) cyklu chodu, gdzie cykl chodu definiuje się jako przedział czasu rejestrowany od wyjściowego kontaktu stopy z podłożem do jej ponownego kontaktu w rejestrowanej sekwencji chodu (rys. 2.5).



Rys. 2.5. Definicja cyklu chodu [68]: faza podparcia, faza wymachu.

W ostatnich latach analiza ruchu człowieka znajdowała zastosowanie także w innych dziedzinach niż medycyna czy sport. Prowadzone są prace zmierzające do utworzenia systemów działających w czasie rzeczywistym, które znajdą zastosowanie w dziedzinie bezpieczeństwa i automatycznego wykrywania działań przestępczych (np. napad, włamanie itp.) czy ostrzegania pracowników ochrony bądź policji. Prowadzone są także badania nad systemami, które mogą analizować ruch twarzy i interpretować na tej podstawie stany emocjonalne człowieka. Aktualnie tworzone są również całe systemy wirtualnej rzeczywistości, wykorzystujące zgromadzone wcześniej dane dotyczące ruchu człowieka lub zwierząt [72].

2.2. Współczesne profesjonalne systemy analizy ruchu

Aktualnie profesjonalne, komercyjne systemy analizy ruchu dzielą się na trzy grupy, tj.:

1. systemy wykorzystujące digitalizację obrazu wideo (pochodzące z co najmniej dwóch kamer),
2. systemy bazujące na informacjach o trajektoriach markerów (czynnych lub biernych umieszczonych w określonych punktach ciała osoby badanej),
3. systemy elektromagnetyczne lub ultradźwiękowe.

Poniżej scharakteryzowano pokrótce te systemy.

2.2.1. Systemy oparte na zasadzie digitalizacji obrazu wideo

Aparaturę pomiarową oraz oprogramowanie wykorzystujące digitalizację obrazu wideo produkuje

wiele firm, z których najbardziej znane to Simi, eMotion, Ariel APAS (Ariel Dynamics Inc.), PEAK (Peak Performance Technologies Inc., obecnie część firmy ViconPeak), PRIMAS (DELFT Motion Analysis), Quick MAG (Ohyou Keisoku Kenkyusyo).

W tych systemach badanie ruchu odbywa się w wyznaczonej przestrzeni, której rozmiar zależy od jego charakteru i zakresu (bieg, chód, skok wzwyż, tenis, itp.). Obraz rejestrowany jest synchronicznie przez kilka (od 1 do 6) kamer wideo (w zależności od producenta oraz typu systemu), połączonych z komputerem. Przed rozpoczęciem badań układ kamer jest kalibrowany. W zależności od tego czy celem jest analiza ruchu płaskiego czy trójwymiarowego w przestrzeni badawczej umieszcza się standardowy przedmiot płaski lub trójwymiarowy (obiekt kalibracyjny). Wymiary tego obiektu są znane, zaś jego charakterystyczne punkty (np. lewy dolny róg) oznacza się na obrazie z każdej kamery. Umożliwia to zorientowanie kamer względem układu odniesienia określonego przez obiekt kalibracyjny, a także umożliwia określenie błędu paralaksy, tj. deformacji obiektu związanego z jego oddalaniem się od osi obiektywu.

Po zarejestrowaniu kamerami sekwencji ruchu (kilka cykli chodu, odcinek biegu, itp.) oznacza się na klatkach filmu/filmów (osobno dla każdej kamery) charakterystyczne punkty ciała osoby badanej, np. jego staw łokciowy, kolanowy, czy skokowy. W zależności od systemu oznaczenia takiego dokonuje się na wszystkich klatkach lub jedynie na pierwszej klatce a program numeryczny automatycznie wykona oznaczanie na kolejnych klatkach filmu. Większość systemów pomiarowych jest wyposażonych w specjalne programy obliczeniowe umożliwiające dokonanie analizy kinematycznej zarejestrowanego ruchu. Do wielu z nich można podłączyć przetworniki analogowo-cyfrowe, co pozwala na synchroniczne rejestrowanie sygnałów analogowych, np. z platform dynamograficznych lub systemów elektromiografii dynamicznej.

2.2.2. Systemy z analizą trajektorii markerów

W badaniach bazujących na trajektoriach na ciele badanego umieszcza się w określonych punktach ciała znaczniki (markery) których ruch rejestrowany jest przez system kamer (od 2 do 15 i więcej). Warunkiem zrekonstruowania położenia punktu w przestrzeni pomiarowej jest jednoczesna rejestracja jego obrazu przez co najmniej dwie kamery, co opisano wcześniej. Systemy mogą być oparte o markery czynne (np. emitujące światło diody) lub bierne (tj. odbijające światło).

Przykładowo systemy CODA (Coda Motion) czy Selspot wykorzystują markery czynne. Identyfikacja punktów odbywa się w sposób automatyczny: diody emitują krótkotrwałe błyski, przesunięte względem siebie w fazie, dzięki temu program komputerowy bezbłędnie je identyfikuje. Natomiast systemy VICON (dawniej Vicon Oxford Metrics obecnie ViconPeak), MacReflex i Proreflex (Qualisys) czy ELITE (BTS) korzystają z markerów biernych. Znaczniki pokryte są farbą lub taśmą odbijającą promieniowanie podczerwone emitowane przez stroby

umieszczone wokół obiektywów kamer. Kamery rejestrują położenie markerów odcinając punkty o jaskrawości poniżej ustawionego przez użytkownika progu jaskrawości. Po zarejestrowaniu ruchu poszczególnym markerom nadawane są odpowiednie nazwy w celu ich jednoznacznego zidentyfikowania. Wszystkie systemy umożliwiają zapamiętywanie nazw markerów stosowanych podczas danej sesji, podczas której położenie markerów na ciele badanego nie ulega zmianie. Podobnie jak systemy oparte na analizie wideo wyposażone są one w karty analogowo-cyfrowe umożliwiające na synchroniczną rejestrację sygnałów analogowych. Niekiedy dołącza się do nich niewielkie cyfrowe kamery wideo (także zsynchronizowane z pozostałymi elementami w systemie).

2.2.3. Systemy elektromagnetyczne i ultradźwiękowe analizy ruchu

Ostatnio rozwój techniki wprowadził na rynek dwa nowe systemy do analizy ruchu, które wykorzystują w pomiarach pole elektromagnetyczne oraz fale ultradźwiękowe. Są to odpowiednio: 3SPACE Isotrak (Polhemus Navigation Sciences Division, McDonnell Douglas Electronics Company) oraz ZEBRIS.

W pierwszym systemie pomiarowym na segmentach ciała pacjenta umieszcza się metalowe elementy, a ruch segmentów osoby badanej odbywa się w polu elektromagnetycznym. Modulacja pola pod wpływem ruchu metalu pozwala na identyfikację położenia segmentów ciała w przestrzeni trójwymiarowej. W drugim systemie na segmentach ciała pacjenta umieszcza się źródła fal ultradźwiękowych. Odbiorniki rozmieszczone wokół przestrzeni pomiarowej, w której odbywa się ruch odbierają fale, a ich modulacja spowodowana ruchem pozwala na odtworzenie trajektorii ruchu.

2.2.4. Niedokładność pomiaru (błędy pomiaru) systemów analizy ruchu

Różne systemy w zależności od typu, producenta i modelu mają różną dokładność. Poniżej podsumowano informacje o dokładności pomiarowej różnych systemów.

W większości systemów analizy ruchu wykorzystujących digitalizację obrazu wideo podczas rekonstrukcji trójwymiarowej uzyskuje się niedokładność pomiaru położenia punktów rzędu: 5.4 mm (± 2.7 mm) w płaszczyźnie strzałkowej, 3.8 mm (± 1.9 mm) w płaszczyźnie czołowej i 6.0 mm (± 3.0 mm) w poprzecznej [73]. Niedokładność ta nie jest charakterystyczna dla wszystkich systemów, np.: system Ariel APAS uzyskuje większą niedokładność, tj. 11.6 mm [30], a system Dynas nawet do 18.42 mm [74].

System Selspot wykorzystujący markery czynne (diody) uzyskuje niedokładność rzędu 3 mm, niezależnie od płaszczyzny [12], podczas gdy system elektromagnetyczny 3SPACE Isotrak charakteryzuje się niedokładnością kątową poniżej 0.2° [75].

W przypadku optoelektronicznego systemu VICON 370 niedokładność pomiarowa położenia

środku markera (znacznika) określana jest na 2 mm przy odległości 500 mm z markerami o średnicy 25 mm [76]. Zmniejszając średnicę markerów do 14 mm można uzyskać dokładność poniżej 1 mm, tj. 0.98 mm [74].

W przypadku systemu MacReflex, poprzednika systemu Proreflex, firmy Qualisys, niedokładność pomiarów kątowych wynosi 0.32° dla kątów w zakresie pomiarowym do 60° oraz od 0.55° do 2.22° dla kątów w zakresie pomiarowym od 70° do 180° . Niedokładność pomiarów liniowych jest równa 1 mm [77].

Istotnym czynnikiem wpływającym na niedokładności pomiarowe w analizie ruchu jest przemieszczanie się skóry i leżących pod nią tkanek względem punktów kostnych na wysokości których zostały umieszczone markery. Względne przesunięcie markera w stosunku do punktu anatomicznego kości (punkt kostny) na wysokości którego umieszczono marker wprowadza błędy, które zależą od stopnia otyłości / szczupłości badanego, punktu kostnego, badanego segmentu ciała. Kilka zespołów eksperymentalnie oceniało niedokładności pomiarowe wynikające z ruchu skóry i tkanek miękkich. Zespół Manala [78] przeprowadził badania u 7 osób dorosłych. Porównywali oni wyniki kąta w stawie skokowym podczas chodu uzyskane z jedenastu układów markerów umieszczonych na podudziu i stopie z wynikami otrzymanymi z zastosowaniem markerów umieszczonych na szpilkach wkręconych bezpośrednio do kości (w lokalnym znieczuleniu). Błędy wynikające z ruchu markerów zewnętrznych w stosunku do punktów kostnych różniły się w zależności od zestawu markerów zewnętrznych: w najgorszym zestawie błąd wynosił $7 - 8^\circ$, w najlepszym 2° w płaszczyźnie poprzecznej i 4° w płaszczyźnie strzałkowej. Podobne badania zespołu niemieckiego [11] przeprowadzone na zwierzętach (owcach merynosach) pozwoliły na znalezienie zakresu błędów przy określeniu środków obrotu w stawach kończyn na od 2 do 16.5 mm w zależności od stawu, płaszczyzny i zwierzęcia. Jednak inne badania na człowieku [79, 80] podczas biegu i chodu wykazały, że w niektórych wypadkach stawów proksymalnych i pełnych zakresach ich ruchu błąd ten może wynosić nawet 40 mm. Karlsson i Tranberg [81] zwrócili uwagę na fakt, że przy stosowaniu markerów umieszczonych na wysięgnikach (tzw. „wand markers” umieszczanych na udach i podudziach) dodatkowym źródłem błędów są drgania wysięgników. Badania ruchu skóry względem wyrostków kolczystych kręgosłupa w pełnym zakresie ruchu (skłony na boki i do przodu) wykazały, że przesunięcia markerów na skórze względem wyrostków kolczystych są rzędu 8-10% [11].

Badania z zastosowaniem markerów umieszczanych bezpośrednio w kości służą nie tylko określeniu niedokładności pomiarowych, ale również wyborowi optymalnego układu markerów umieszczanych na skórze [78, 82]. Jednak z powodów etycznych tego typu badania są jednostkowe i nie mogą znaleźć szerszego zastosowania. Dlatego pojawiają się prace zmierzające do wyeliminowania tych niedokładności poprzez zastosowanie innych metod. Jedną z nich jest założenie, że odległości pomiędzy markerami umieszczonymi na jednym segmencie ciała powinny

być stałe, zaś wszelkie odstępstwa od tego są spowodowane ruchem skóry i tkanek miękkich względem kości. Poprzez narzucenie warunku stałej odległości (ustalanej w czasie badania w warunkach statycznych) można te błędy wyeliminować. Inną metodą jest stosowanie specjalnych filtrów oraz modelu wirtualnego człowieka [83].

ROZDZIAŁ 3 – METODY OPRACOWANIA WYNIKÓW BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH W ANALIZIE RUCHU

Współczesna biomechanika kliniczna zajmująca się analizą narządu ruchu człowieka dla celów diagnostycznych oraz monitorowania postępów leczenia musi obecnie poradzić sobie z kilkoma znaczącymi problemami [84], takimi jak:

- Uwzględnienie znacznej liczby segmentów i stopni swobody w analizowanych układach narządu ruchu, które połączone ze sobą ponad stoma stawami są obsługiwane też przez setki mięśni. Skalę problemu liczby stopni swobody podkreśla ponadto fakt, że w analizowanych układach ruchu, obrotowe stawy człowieka mają też różną liczbę stopni swobody, a w wielu z nich dopuszcza się dodatkowo ruchy translacyjne. Ponadto analizę takich układów komplikuje fakt, że w wielu badanych zadaniach ruchowych, powinno się uwzględniać oprócz działania sił zewnętrznych i mięśniowych także działanie tych pochodzące od sił bezwładności, sztywności układu, czy wynikłych z wzajemnych oddziaływań pomiędzy segmentami układu.

- Konieczność rozróżnienia w analizowanych narządach człowieka zaburzeń ruchowych pierwotnych od wtórnych (kompensacyjnych) w przypadku istnienia patologii ruchu. Na ogół związek pomiędzy upośledzeniem ruchowym a ograniczeniami funkcjonalnymi jest trudny do opisanego w jednoznaczny i bezpośredni sposób. Przy czym uwzględnić należy też fakt, że narząd ruchu człowieka ma znaczne zdolności adaptacyjne pozwalające na tworzenie nowych strategii ruchowych kompensujących istniejące deficyty. Z tego powodu patologia ruchu komplikuje opis, albowiem u każdego pacjenta jest ona kombinacją zaburzeń pierwotnych i kompensacyjnych, zaś u pacjentów z tymi samymi deficytami kombinacja ta może być inna.

- Uwzględnienie normalnej jak i patologicznej zmienności między-osobniczej (ang.: inter-subject) i wewnątrz-osobniczej (ang.: intra-subject) każdej funkcji ruchowej człowieka. Podkreślić tutaj należy, że zmienności te nie mogą być w analizie ruchu traktowane jedynie jako przypadkowe „białe szumy”, lecz jako losowo pojawiające się zakłócenia, ponieważ bardzo często mogą one dostarczać cennych informacji o sterowaniu ruchem analizowanego narządu.

Rozwiązanie powyższych problemów jest konieczne, gdyż kliniczne zastosowanie ilościowej, obiektywnej analizy ruchu w codziennej praktyce wymaga odpowiedzi [85] na następujące ważne pytania :

- jaka jest powtarzalność zarejestrowanych rezultatów podczas badania danego pacjenta?
- czy uzyskane wyniki pozwalają zaklasyfikować badanego pacjenta do danej populacji?
- czy istnieją potwierdzone różnice pomiędzy dwiema porównywanymi populacjami pacjentów?

Podczas badania ruchu pacjenta z zastosowaniem ilościowej obiektywnej analizy ruchu uzyskuje się bardzo dużą liczbę różnych parametrów w tym: czasowo-przestrzennych (jak, np. prędkość, częstość kroków, długość kroków, itp.), kinematycznych (położenie w przestrzeni poszczególnych segmentów ciała, ich wzajemne usytuowanie względem siebie, czyli ruchy względne, prędkości,

przyspieszenia), czy też kinetycznych (tj. reakcje sił podłoża, wypadkowe momenty sił w stawach). Można też stwierdzić, że parametry te, ich identyfikacja i analiza są często podstawą do udzielenia odpowiedzi na powyższe pytania.

Jednakże, wciąż trwające poszukiwania nowych metod badawczych w zakresie ilościowej obiektywnej analizy ruchu, czy też do oceny otrzymywanych na tej drodze wyników badań, można już podsumować [86] następująco:

- Analiza czynnikowa i wynikające z niej klasyczne metody budowy modeli i redukcji pomiarowych zbiorów nie są obecnie efektywnymi narzędziami badawczymi. Wynika to między innymi z faktu zakładania liniowych współzależności pomiędzy parametrami w modelach, a także z wielowymiarowości zbiorów danych otrzymywanych podczas badań, które to zbiory zawierają różnorodne dane kinematyczne, kinetyczne, elektromiograficzne (EMG) czy antropometryczne. Proponowane modele danych wejściowych zawierają też zbiory/podzbiory innych szczegółowych parametrów, jak np. wielkości kątów, prędkości, przyspieszeń czy momentów sił. Dlatego w analizie czynnikowej niezbędna jest selekcja posiadanego zbioru danych i wybór tych danych, które niosą ze sobą najwięcej ważnych informacji. Nie można skorzystać też z klasycznych metod redukcji, gdyż zakładają one liniowe zależności pomiędzy parametrami (np. kątami w stawach a momentami sił), co nie odpowiada badanej rzeczywistości, jak wskazują na to dotychczasowe dane pochodzące z analizy ruchu.

- Identyfikowane parametry w ilościowej analizie ruchu są funkcjami czasu (często normalizowanego jako, np. procent cyklu chodu). Liczba parametrów jest znaczna. Otrzymywane w badaniach różnorodne szeregi czasowe parametrów są trudne do jednoczesnej analizy, stąd konieczność selekcji i wyboru z nich tylko kilku lub ekstremalnie jednego szeregu (np. odpowiadającego maksymalnemu zgięciu kolana w fazie wymachu). W efekcie tej selekcji traci się wiele potencjalnie ważnych informacji.

- Oceniane w analizie ruchu parametry charakteryzuje często duża zmienność. Przykładem może być zmienność międzyosobnicza, tj. naturalna zmienność rejestrowanych cech lub wielkości w kolejnych badaniach tego samego osobnika. Innego rodzaju zmiennością np. zmienność wynikająca ze sposobu i miejsca mocowania markerów czy wynikająca z dokładności urządzeń pomiarowych w kolejnych fazach badań (nawet tych samych osobników).

- Badane współzależności pomiędzy parametrami w analizie ruchu mają na ogół charakter nieliniowy i trudne są też do analitycznego sformułowania, np. interesująca współzależność jaką mogą stanowić rezultaty EMG a generowana siła są przykładem trudnych do skorelowania parametrów, aczkolwiek wiadomo że są one od siebie zależne.

W ilościowej, obiektywnej analizie ruchu nie ma dotychczas jednolitych, zaakceptowanych zasad postępowania ze zbiorami danych z niej otrzymanych. Niniejszy rozdział pokrótce opisuje

najpopularniejsze metody, jednak wszystkie te prace mają charakter badawczy i poza nielicznymi wyjątkami (indeks normalności) nie znalazły dotychczas zastosowania w praktyce klinicznej, głównie z następujących powodów:

- zaawansowany aparat matematyczny zastosowany w wielu metodach;
- konieczność dysponowania specjalistycznym (i drogim) oprogramowaniem;
- duża czasochłonność obliczeń,
- brak powszechnego zaakceptowania w środowisku osób zajmujących się analizą ruchu, co powoduje niemożność porównywania wyników analizy z różnych ośrodków.

3.1. Klasyczne metody statystyczne

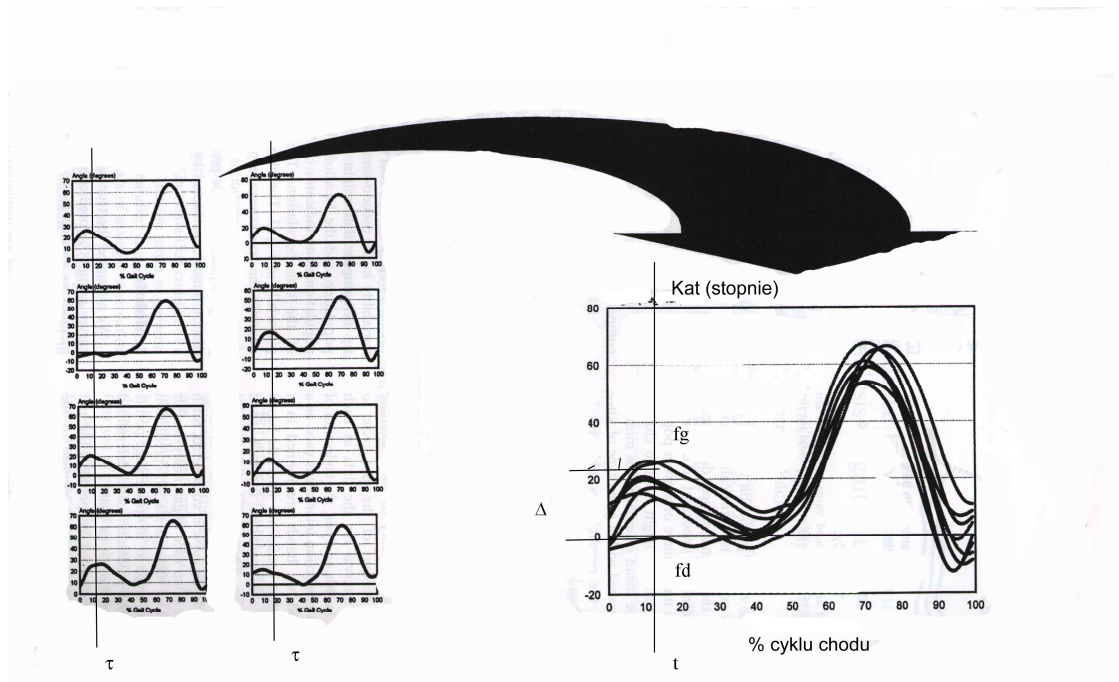
Najpowszechniej stosowane w badaniach ilościowych są metody umożliwiające zastosowanie klasycznych analiz statystycznych na zmodyfikowanych uprzednio zbiorach danych. Modyfikacje te mają na celu spełnienie założeń wymaganych przez testy statystyczne. I tak dość powszechnie do porównania wyników różnych grup pacjentów stosuje się np. analizę wariancji w określonych punktach czasowych. W przypadku analizy chodu np. co 5 lub 10 % cyklu chodu tworzone są zbiory wartości kąta w określonej płaszczyźnie i w określonym stawie, osobno dla każdej badanej grupy pacjentów, a następnie w każdym z tych punktów czasowych porównuje się te zbiory korzystając z metod klasycznej analizy statystycznej [87]. Metody te jednak nie nadają się do analizowania danych wyrażonych bezpośrednio jako funkcja czasu, np. przebieg zmian kąta zgięcia stawu kolanowego w funkcji cyklu chodu [88].

3.2. Metoda przedziału predykcji

Jedną z metod stosowanych do analizy krzywych jest metoda przedziału predykcji (ang.: prediction band) [88]. Polega ona na zastosowaniu teorii Gaussa do krzywych zarejestrowanych w danej populacji, np. przebiegu kąta zgięcia w stawie kolanowym co 1 % cyklu chodu w populacji ludzi zdrowych i obliczenie w każdym punkcie czasu tzw. przedziału przewidywanego. Dla każdego punktu czasu (τ) granice: górna (f_g) i dolna (f_d) tworzą (na podstawie wszystkich zarejestrowanych przebiegów) przedział predykcji Δf w którym z założonym prawdopodobieństwem powinien znaleźć się wynik osoby z podobnej populacji (rys. 3. 1).

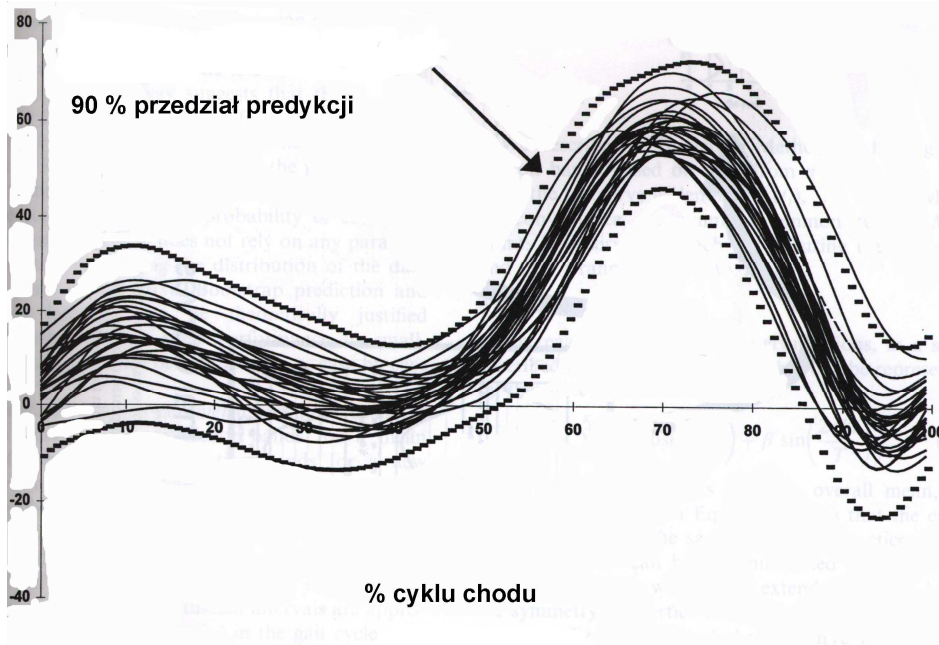
a)

b)



Rys 3.1. Tworzenie przedziału predykcji (Δf) z pojedynczych rejestracji na przykładzie zmian kąta zgięcia stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej w cyklu chodu [88]. Na rysunku a) widać zarejestrowane przebiegi, na rysunku b) przebiegi w przedziale predykcji.

Następnie po zarejestrowaniu przebiegu krzywej danego parametru dla badanego pacjenta sprawdza się, czy krzywa ta znajduje się wewnątrz przedziału predykcji (rys. 3.2).



Rys. 3.2. Przedział predykcji z 90 % prawdopodobieństwem dla przebiegu zmian zgięcia stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej osoby zdrowej [88].

3.3. Zastosowanie sztucznych sieci neuronowych

W ostatnich latach obserwuje się coraz liczniejsze zastosowania sztucznych sieci neuronowych do analizy ruchu. Prowadzone w tej dziedzinie badania rozwijane są w trzech kierunkach [89].

1. Wykorzystania sieci do tworzenia systemów automatycznej kwalifikacji chodu na podtypy w różnych jednostkach chorobowych, co przynosi dość interesujące wyniki.

2. Modelowania neuronowego; w tym przypadku okazuje się, że modele neuronowe charakteryzują się poważnymi wadami. Ich poprawność ogranicza się jedynie do przypadków bardzo podobnych do tych jakie wykorzystano w przykładach, na których sieci się uczyły. Ponieważ nie odzwierciedlają one fizycznej struktury aparatu ruchu, nie pozwala to na wyciąganie szerszych wniosków dotyczących fizjologii ruchu.

3. Przewidywania (prognozowania) zmiennych chodu i jego parametrów.

Wadą sieci neuronowych jest niemożność analizowania przez nie danych pochodzących bezpośrednio z analizy ruchu. Ich prawidłowe, wstępne przetworzenie, zanim zostaną poddane analizie przez sieć, jest kluczowym zagadnieniem i często decyduje o poprawności końcowego wyniku. Pewnym ograniczeniem jest również, obecna w innych metodach, konieczność selekcji parametrów i zmiennych poddawanych takiej analizie, a także sposób „uczenia” sieci na dostatecznej liczbie reprezentatywnych przykładów [90].

3.4. Funkcjonalna analiza danych doświadczalnych

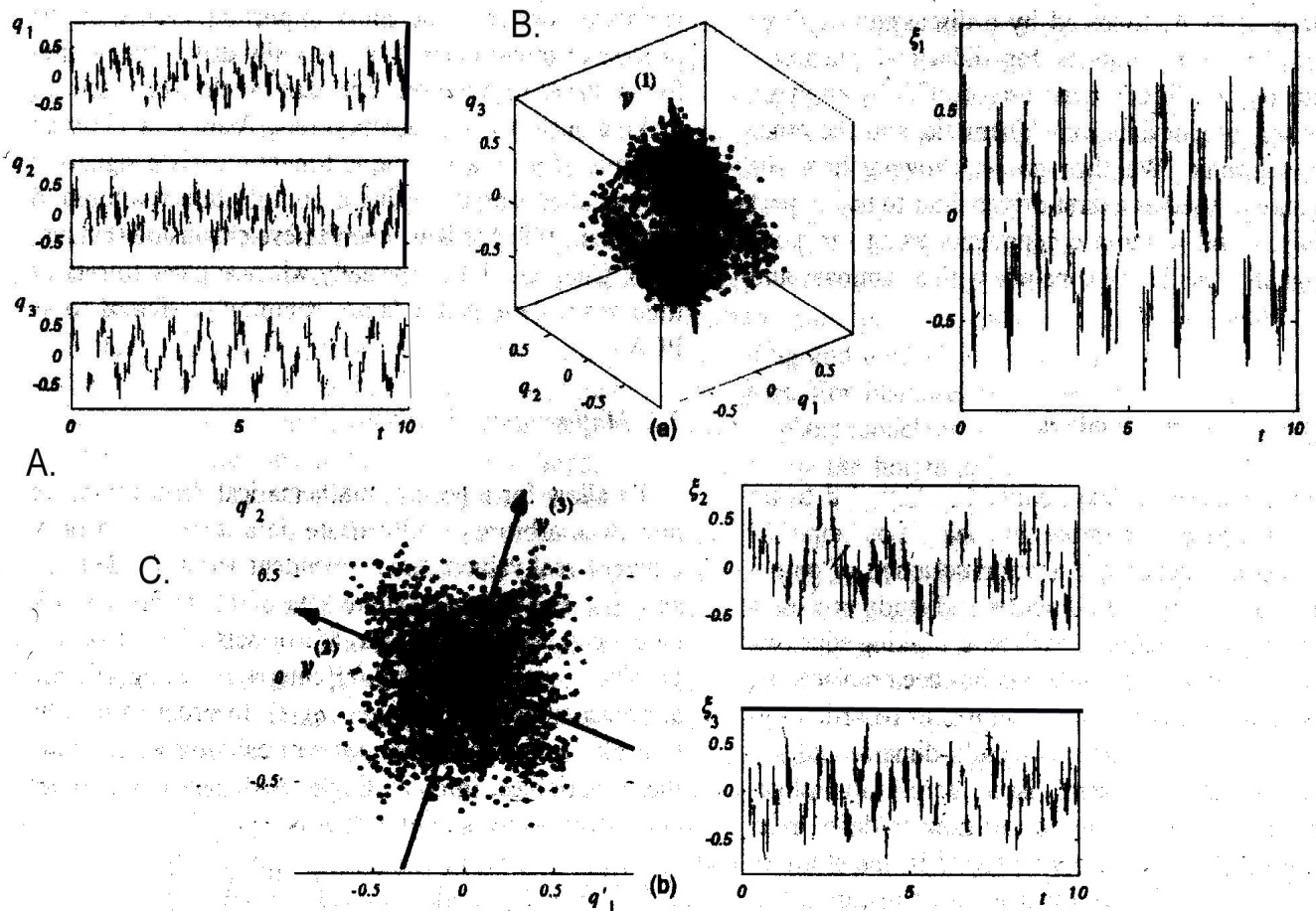
Dziedzina zajmująca się badaniem danych zebranych eksperymentalnie w postaci krzywych opisanych przez zbiory punktów o różnej częstotliwości próbkowania, często „zanieczyszczonych” szumami i zakłóceniami, otrzymała w ostatnich latach nazwę funkcjonalnej analizy danych (ang.: functional data analysis) [91]. Zaproponowana metoda polega na opisanu otrzymanych krzywych eksperymentalnych poprzez funkcje wielomianowe łączące się w punktach charakterystycznych tych krzywych (tzw. węzłach). Dla każdego z wielomianów obliczane są następnie funkcje własne (ang.: eigenfunctions). Krytycznym punktem metody jest wybór liczby oraz „rozłożenia” węzłów na krzywej. Porównanie pomiędzy krzywymi otrzymanymi dla różnych pacjentów następuje poprzez porównanie opisujących je wielomianów.

3.5. Analiza składowych głównych sygnału

Analizę danych w postaci dziesiątków sygnałów zmieniających się w czasie otrzymanych podczas badania ruchu (takie jak parametry kinematyczne, traktowane jak sygnały, sygnały elektromiograficzne, etc.) można przeprowadzić przez analizę składowych głównych sygnału (ang.:

principal component analysis) [84]. Wykorzystanie klasycznych narzędzi algebraicznych czy geometrycznych wymaga przekształcenia rodziny zmieniających się w czasie N parametrów w N wymiarowy wektor za pomocą niezależnych wektorów transformacji.

Ilustracją geometryczną (rys. 3.3) powyższego może być trójwymiarowy zbiór punktów zarejestrowanych w stałych przedziałach czasowych. Linia wzdłuż której znajduje się najwięcej punktów (największe ich zagęszczenie) nazywa się pierwszą osią główną (ang.: first principal axis). Rzut danych na tę oś powoduje powstanie szeregu czasowego odzwierciedlającego zmiany wzdłuż tej pierwszej osi głównej. Pozostałe osie określone są poprzez rzut na płaszczyznę prostopadłą do osi głównej. W większości przypadków kilka pierwszych osi głównych odpowiada za 90 % zmienności zaobserwowanej w zbiorach danych.



Rys. 3.3. Transformacja trójwymiarowego zbioru punktów (A) w zbiory punktów zgromadzonych wzdłuż trzech osi głównych (B). Rozkład rozpoczyna się od linii wzdłuż której gęstość punktów jest największa (B), co powoduje ich redukcję do płaszczyzny i dalszy rozkład na pozostałe osie (C) [84].

3.6. Indeks normalności i inne metody

W praktyce klinicznej (w kilku ośrodkach i w ograniczonym zakresie) zastosowanie znalazł tzw. indeks normalności (ang.: normalcy index), charakteryzujący chód pacjenta i jego położenie w jednostkach umownych względem chodu prawidłowego [92, 93]. Został on określony za pomocą specjalistycznego narzędzia statystycznego, tj. analizy wieloczynnikowej z uwzględnieniem składowych głównych. Wyniki działania tego narzędzia można zinterpretować jako wektor w przestrzeni szesnastowymiarowej (każdy wymiar to jeden z parametrów wykorzystanych przy tworzeniu indeksu). Osie układu w tej przestrzeni są znormalizowane a wyniki z badań pacjenta odkładane są na osiach w jednostkach umownych. Pozwala to uniknąć wpływu różnych skal, w których mierzone są parametry. U osób zdrowych indeks ten mieści się przeważnie (w różnych laboratoriach granice te nieco różnią się od siebie) w granicach od 6 do 30, natomiast w różnych grupach pacjentów przyjmuje on znacznie większe wartości.

Znane są również próby zastosowania innych metod do analizy parametrów otrzymywanych z analizy ruchu, takie jak logika rozmyta (ang. fuzzy logic), statystyczna analiza wieloczynnikowa i analiza fraktalna [86]. Metody te mogą potencjalnie znaleźć zastosowanie w klinicznych aplikacjach, aczkolwiek dotychczasowe próby ograniczały się do prostszych przypadków analizy danych czasowo-przestrzennych.

ROZDZIAŁ 4 - METODY ANALIZY SYGNAŁOWEJ W BADANIACH WŁASNYCH

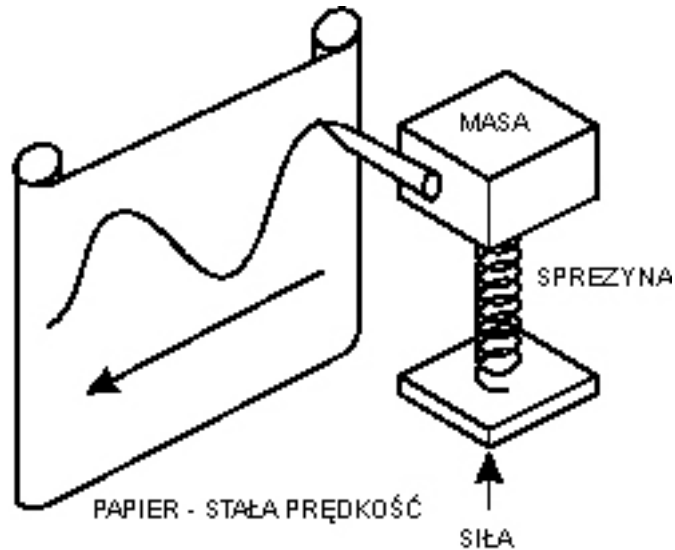
Większość parametrów (poza parametrami czasowo-przestrzennymi takimi jak np. długość kroków, prędkość chodu, czy częstość kroków) zmienia się w czasie. Można je więc potraktować jak sygnały i do ich badania zastosować narzędzia stosowane w analizie sygnałowej. W niniejszej pracy do oceny wyników wykorzystano właśnie metodę wywodzącą się z analizy sygnałowej. W dostępnym piśmiennictwie nie znane jest tego typu podejście.

W analizie sygnałowej, podobnie jak w większości innych nauk eksperymentalnych, zajmujących się opisywaniem rzeczywistości, każdemu obiektowi badań, jakim w tym przypadku jest sygnał, przyporządkowuje się odpowiedni model matematyczny. Wybór tych modeli powinien uwzględniać na ogół trzy aspekty [40]:

1. zgodność z intuicyjnym pojęciem sygnału;
2. modele powinny być na tyle ogólne by opisywać możliwie szeroką klasę sygnałów (a zatem zarówno sygnały wytwarzane przez człowieka, jak i sygnały emitowane w sposób naturalny), a także powinny opisywać sygnały o różnej naturze fizycznej (akustyczne, optyczne, mechaniczne i in.) abstrahując jednocześnie od ich natury fizycznej;
3. łatwość przeprowadzenia analizy matematycznej.

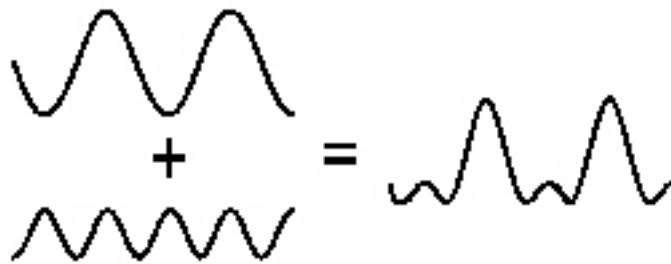
Wszystkie sygnały fizyczne można podzielić na sygnały stochastyczne, zwane także losowymi lub przypadkowymi i sygnały deterministyczne [40]. A zatem przyporządkowane im modele można podzielić na modele stochastyczne i modele deterministyczne, przy czym często temu samemu sygnałowi fizycznemu można przyporządkować zarówno model deterministyczny jak i stochastyczny. O wyborze modelu decyduje najczęściej klasa zagadnień jaka będzie w odniesieniu do tego sygnału analizowana. Bardzo często wybór modelu losowego wynika z nieznaności lub braku dostatecznej znajomości zjawisk fizycznych odpowiedzialnych za generację badanych sygnałów.

Najdłużej i wciąż stosowanym sposobem analizy sygnału, jest jego badanie w dziedzinie czasu, a zatem obserwacja jego zmian zachodzących w czasie. Rys. 4.1. przedstawia uproszczoną ilustrację tego zagadnienia: siła działająca na sprężynę wraz z zawieszonym na niej masą powoduje przemieszczanie się tej masy, co można zarejestrować za pomocą prostego pisaka. Uzyskany wykres przedstawia zmiany położenia w czasie.



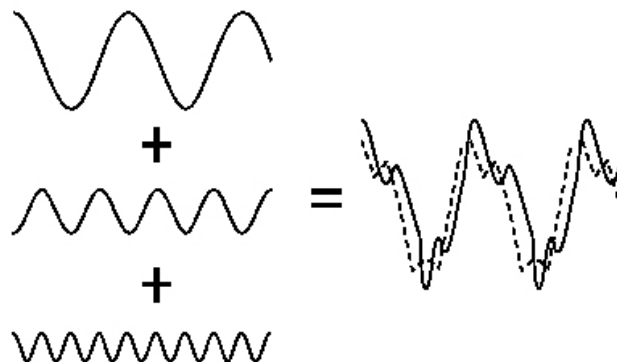
Rys. 4.1. Analiza sygnału w dziedzinie czasu: rejestrowana zmiana położenia masy w czasie [94]. Strzałka na papierze wskazuje na kierunek jego przewijania.

Żyjący na przełomie osiemnastego i dziewiętnastego wieku Jean Baptiste Fourier wykazał, że każdy sygnał fizyczny można uzyskać poprzez złożenie fal sinusoidalnych. Rys. 4.2 pokazuje prosty przykład otrzymania sygnału przez złożenie dwóch sinusoid o różnych amplitudach i różnych częstotliwościach.



Rys. 4.2. Składanie sygnału z dwóch fal sinusoidalnych o różnych amplitudach i częstotliwościach [94].

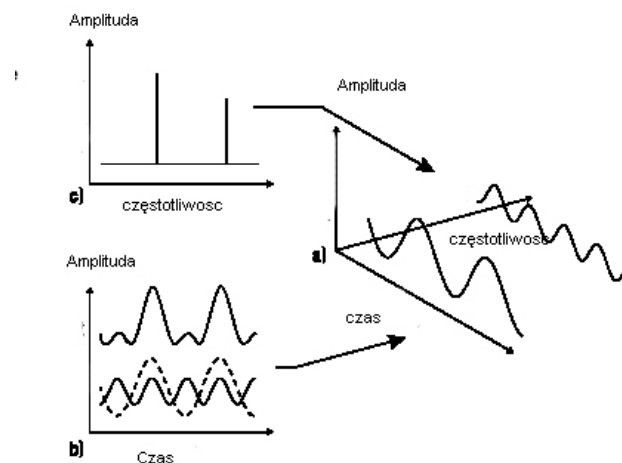
Odpowiednio dobierając parametry oraz liczbę składanych fal można uzyskać pożądany sygnał, co pokazuje rys. 4.3 [94].



Rys. 4.3. Składanie sygnału o pożądanej charakterystyce z kilku składowych sinusoidalnych [94]. Linia ciągła i przerywana ilustrują wynik uzyskany przy różnym przesunięciu w czasie (względem siebie) składanych sygnałów.

Można również przeprowadzić proces odwrotny: każdy sygnał rzeczywisty można rozłożyć na składowe sinusoidalne o różnych amplitudach i różnych częstotliwościach, przy czym każdemu sygnałowi fizycznemu odpowiada tylko jedna, unikatowa kombinacja sygnałów składowych.

Analiza sygnału rzeczywistego powinna odbywać się w trzech dziedzinach: amplitudowej, częstotliwościowej i czasowej, co ilustruje rys. 4.4.



Rys.4.4. Analiza sygnału rzeczywistego w trzech dziedzinach: a) trójwymiarowy obraz sygnału z uwzględnieniem amplitudy, czasu i częstotliwości, b) zależność w dziedzinie czasu i amplitudy, c) zależność w dziedzinie amplitudy i częstotliwości [94].

Podczas tego typu analizy żadna informacja nie jest tracona, natomiast trójwymiarowy wykres analizowany jest tylko w różnych dziedzinach.

W badaniach eksperymentalnych często zachodzi konieczność porównywania dwóch sygnałów w celu stwierdzenia ich podobieństwa bądź różnic. W analizie sygnałowej stosując odpowiednie kryteria porównywania sygnałów można zdefiniować miary podobieństwa sygnałów. Sygnały można porównywać ze sobą pod względem czasu ich trwania czy też przyporządkowanych im parametrów, można także porównywać ich kształty [40].

Jedną z charakterystyk częstotliwościowych sygnałów jest analiza widma gęstości mocy (ang.: power spectral density analysis), opisująca właściwości energetyczne sygnałów w dziedzinie częstotliwościowej. Widmo gęstości mocy jest wtórną charakterystyką częstotliwościową sygnału, gdyż wprawdzie znajomość sygnału pierwotnego wystarcza do jednoznacznego wyznaczenia widma gęstości mocy, to jednak znajomość widma gęstości mocy nie pozwala na odtworzenie sygnału pierwotnego [40].

Widmo gęstości mocy polega na rozłożeniu badanego sygnału na składowe sygnały o różnych częstotliwościach i określenie jaki udział w sygnale pierwotnym mają poszczególne częstotliwości. Jeśli dwa sygnały różnią się od siebie, to ich funkcje gęstości mocy również będą się od siebie różniły, natomiast jeśli przebiegi sygnałów są podobne lub jednakowe, to wykresy ich widma gęstości mocy będą się pokrywały. Do obliczenia widma gęstości mocy wykorzystuje się transformatę Fouriera, pozwalającą na rozłożenie badanego sygnału na składowe w dziedzinie częstotliwościowej [95].

Porównywanie kształtów dwóch sygnałów jest trudnym zagadnieniem, przede wszystkim ze względu na subiektywny charakter pojęcia kształtu i wielką różnorodność kształtów poszczególnych sygnałów. Kryterium identyczności kształtów sygnałów opisuje poniższa definicja [40]:

Dwa sygnały x_1 i x_2 mają ten sam kształt, jeżeli istnieją takie liczby rzeczywiste a , b , c i d , że dla każdego t spełniona jest równość:

$$x_2(t) = a x_1\left(\frac{t-b}{c}\right) + d \quad (4.1)$$

Definicja ta oznacza, że kształt sygnału pozostaje niezmienny przy przesunięciu sygnału wzdłuż osi czasu, przesunięciu sygnału wzdłuż osi rzędnych, zmianie skali osi czasu oraz zmianie skali osi rzędnych. Jednak w większości przypadków mamy do czynienia z porównywaniem sygnałów które nie są równokształtne z punktu widzenia powyższej definicji.

Metodą, którą można w tym przypadku zastosować do oceny sygnałów, jest współczynnik korelacji sygnałowej α (współczynnik korelacyjny pomiędzy dwoma sygnałami) [40, 94, 95]. Jest on liczbą rzeczywistą zawierającą się w przedziale od 0 do 1, zdefiniowaną wzorem:

$$\alpha = \frac{(x_1, x_2)(x_2, x_1)}{(x_1, x_1)(x_2, x_2)} \quad (4.2)$$

który można również zapisać w postaci:

$$\alpha = \frac{|(x_1, x_2)|^2}{(x_1, x_1)(x_2, x_2)} \quad (4.3)$$

gdzie (x_1, x_2) oznacza iloczyn skalarny sygnałów x_i oraz x_j .

W przypadku sygnałów których trwanie jest ograniczone do pewnego domkniętego przedziału czasowego $\langle T_0, T_1 \rangle$ iloczyn sygnałów x_1 oraz x_2 opisany jest wzorem:

$$(x_1, x_2) = \int_{T_0}^{T_1} x_1(t) x_2(t) dt \quad (4.4)$$

a iloczyn skalarny sygnału x_1 przez siebie można wyrazić:

$$(x_1, x_1) = \int_{-T_0}^{T_1} |x_1(t)|^2 dt \quad (4.5)$$

Iloczyn ten można zinterpretować jako znormalizowaną miarę podobieństwa sygnałów o ograniczonej energii [40]. Rys. 4.5 przedstawia przykłady porównywania dwóch różnych sygnałów. Na rysunku 4.5a sygnały są identyczne, a zatem współczynnik korelacji będzie równy 1, wskazując na pełną zgodność sygnałów, podczas gdy na rysunku 4.5b pokazano dwa sygnały tak różne od siebie że współczynnik będzie bliski 0. Rysunek 4.5c pokazuje dwa sygnały, które są identyczne, lecz drugi jest przesunięty w czasie względem pierwszego. W tym przypadku im większe jest przesunięcie czasowe tym niższy będzie współczynnik korelacji.



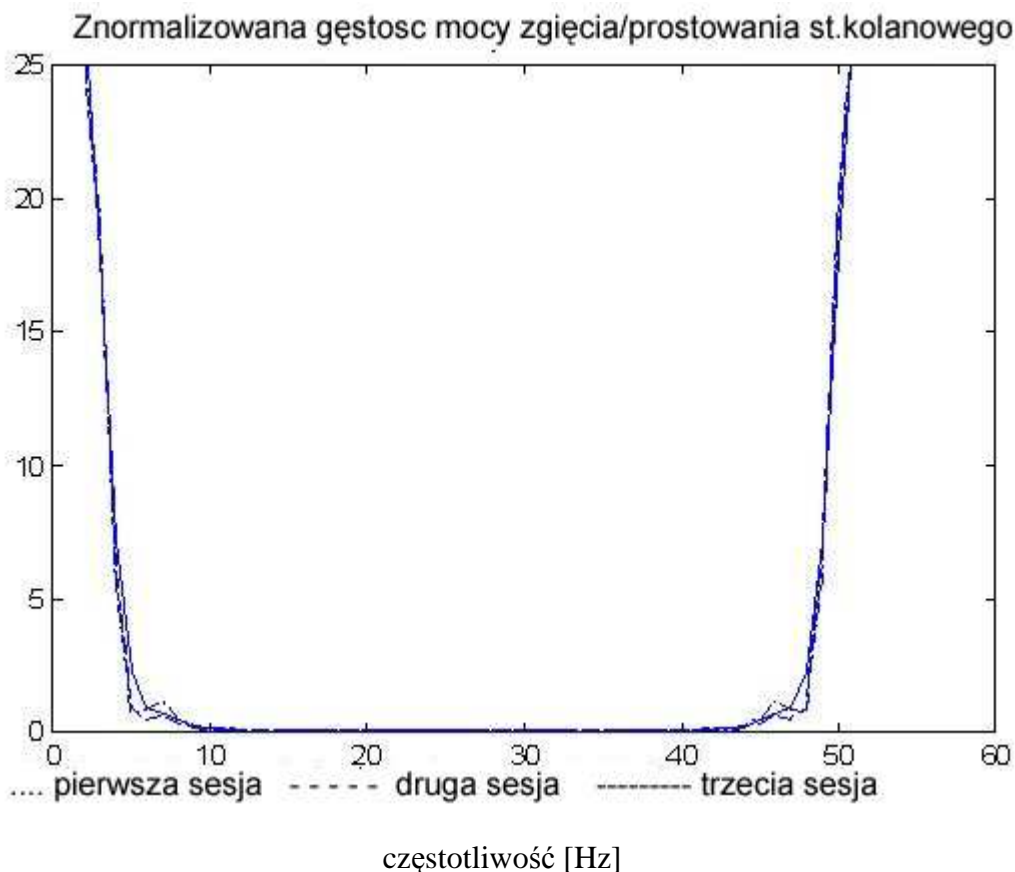
Rys. 4.5. Korelacja dwóch sygnałów: a) dwa sygnały są identyczne; b) dwa sygnały różnoksztatne; c) dwa takie same sygnały przesunięte względem siebie w czasie [94].

Charakterystyki biomechaniczne opisujące ruch (np. zmiany kątów w stawach podczas chodu) spełniają definicję sygnałów deterministycznych o skończonym czasie trwania (gdyż najczęściej analizuje się je w skończonym przedziale czasu, np. w cyklu chodu). Zgodnie z definicją sygnałem deterministycznym jest dowolna rzeczywista (lub zespolona) funkcja czasu [40], natomiast w przypadku sygnału o skończonym czasie trwania mamy do czynienia z sygnałem który przyjmuje

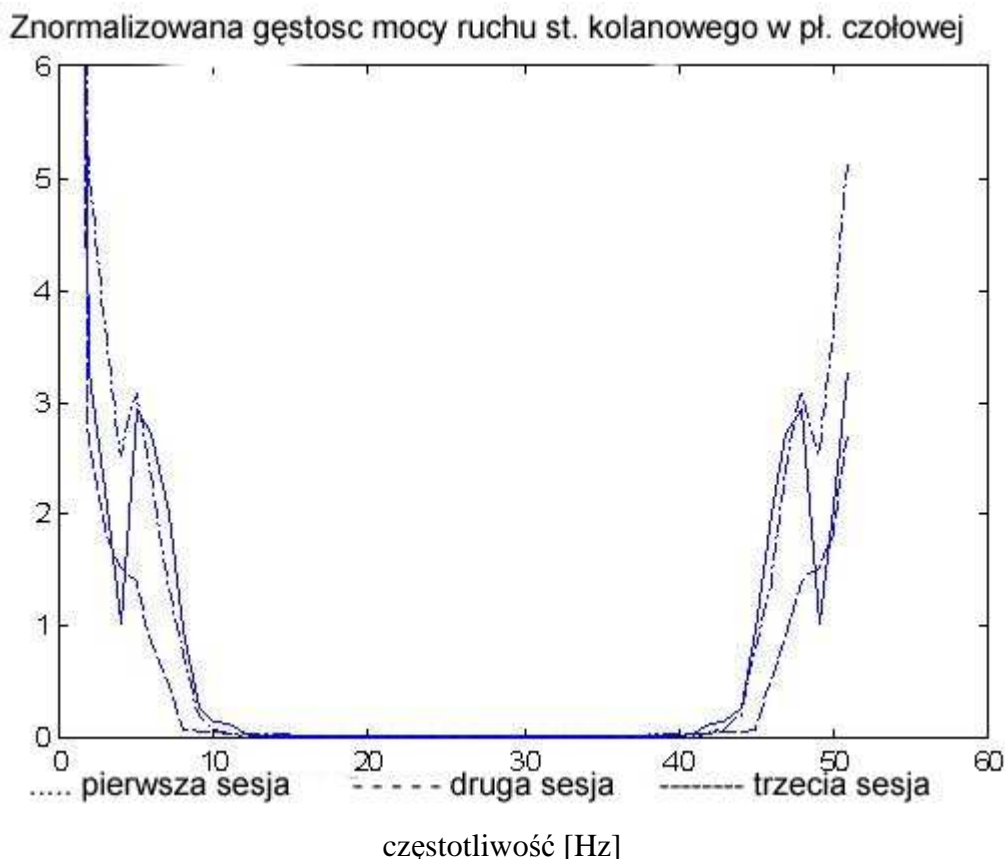
niezerowe wartości jedynie w domkniętym przedziale osi czasu $\langle T_0, T_1 \rangle$.

Rys. 4.6 i rys. 4.7 przedstawiają dwa przykłady wykorzystania widma gęstości mocy do porównania wyników ruchu stawu kolanowego tej samej osoby badanej podczas trzech różnych sesji [96]. Sesje te były prowadzone w kilkudniowych odstępach, a markery na podstawie położenia których obliczano kąty w stawach, za każdym razem umieszczane były przez innego badacza.

Rys. 4.6. pokazuje widmo gęstości mocy zmian kąta w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej, natomiast rys. 4.7 w płaszczyźnie czołowej. Na pierwszym rysunku wykresy są niemal identyczne, trudno je od siebie odróżnić, co oznacza wysokie podobieństwo wszystkich trzech przebiegów, podczas gdy w przypadku ruchu stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej porównanie widm sugeruje dość duże różnice pomiędzy trzema przebiegami.



Rys. 4.6. Przykład porównania widma gęstości mocy zgięcia stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej w cyklu chodu zarejestrowanego podczas trzech różnych sesji u tego samego badanego.

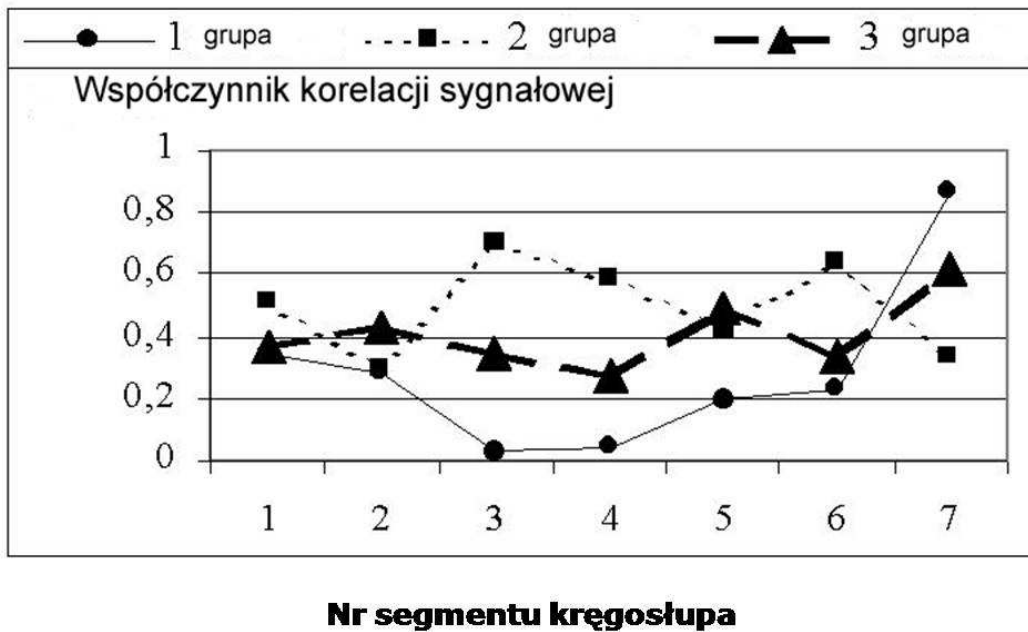


Rys. 4.7. Przykład porównania widma gęstości mocy (w zakresie niskich i wysokich częstotliwości) dla ruchu stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej (koślawość / szpotawość) w cyklu chodu zarejestrowanego podczas trzech różnych sesji u tego samego badanego.

Zastosowanie metody współczynników korelacji sygnałowej α pozwala nie tylko określić zgodność pomiędzy dwoma przebiegami, ale obliczając współczynniki korelacji pomiędzy kolejnymi parametrami kinematycznymi czy kinetycznymi można określić w zakresie jakich parametrów chód pacjenta najbardziej odbiega od normy. Rozbieżność tę można następnie wykorzystać opracowując program leczenia czy rehabilitacji.

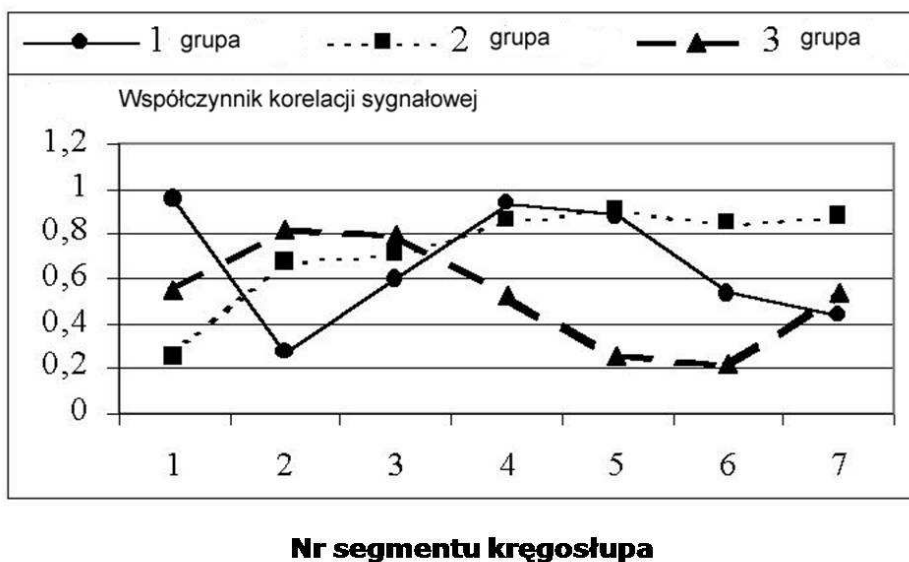
W przypadku analizowania kilku parametrów kinematycznych bądź kinetycznych można ocenić ich zmiany posługując się tzw. morfogramami, wykorzystującymi współczynniki analizy sygnałowej [30]. Rys.4.8 i rys.4.9 ilustrują zastosowanie metody morfogramów. Reprezentowane rezultaty są wynikami badań trzech grup pacjentów chorych i zdrowych. Obliczono dla pacjentów chorych współczynniki korelacji sygnałowej w cyklu chodu pomiędzy zmianami kątowymi ruchu segmentów kręgosłupa w płaszczyznach strzałkowej (rys. 4.8) oraz czołowej (rys. 4.9) a analogicznymi przebiegami dla osób zdrowych. Dla każdej płaszczyzny skonstruowano morfogramy: na osi pionowej znajdują się wartości współczynników korelacji, zaś na poziomej numery poszczególnych segmentów.

A.



Rys. 4. 8. Współczynniki korelacji sygnałowej pomiędzy charakterystykami kątowymi opisującymi ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej trzech grup chorych po wylewach a osobami zdrowymi. Morfogram grupy 1 pokazuje wartości współczynników korelacji pierwszej grupy pacjentów po wylewach a osobami zdrowymi. Dwa pozostałe morfogramy oznaczają odpowiednio współczynniki korelacji grup 2 i 3 z osobami zdrowymi.

B.



Rys. 4.9. Współczynniki korelacji sygnałowej pomiędzy charakterystykami kątowymi opisującymi ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej w trzech grupach chorych po wylewach a osobami zdrowymi. Morfogram grupy 1 pokazuje wartości współczynników korelacji pierwszej grupy pacjentów po wylewach a osobami zdrowymi. Dwa pozostałe morfogramy oznaczają odpowiednio współczynniki korelacji grup 2 i 3 z osobami zdrowymi.

Można zauważyć że, w przypadku płaszczyzny strzałkowej jedynie współczynniki korelacji segmentu górnego (1) grup 1 i 3 są jednakowe, natomiast dla pozostałych segmentów różnią się od siebie. W przypadku płaszczyzny czołowej współczynniki korelacji dla segmentów 1, 2 i 3 grup 2 i 3 są do siebie zbliżone, podobnie jak współczynniki segmentów 4 i 5 grup 1 i 2.

Morfogramy pokazują również, że niektóre współczynniki korelacji pomiędzy grupami pacjentów a osobami zdrowymi są do siebie zbliżone. Jeśli weźmie się pod uwagę wszystkie otrzymane rezultaty, to można też stwierdzić, że ruchy segmentów kręgosłupa pacjentów w poszczególnych grupach różnią się zarówno od normy, jak i między sobą wzajemnie.

ROZDZIAŁ 5 – MODEL TUŁOWIA

5.1. Rozwój badań w zakresie modelowania ciała człowieka

Ilościowa analiza ruchu człowieka wymaga tworzenia modeli ciała ludzkiego. Modele takie mogą obejmować całe ciało, bądź jakiś jego fragment, składać się mogą z kilku, lub kilkunastu segmentów poruszających się względem siebie. Zakłada się, że segmenty te spełniają założenia bryły sztywnej. By modele te z możliwie jak największą dokładnością opisywały zachowanie ciała ludzkiego, konieczna jest znajomość rozkładu masy, wymiarów oraz pomiary momentów bezwładności poszczególnych segmentów ciała bądź ich pośrednie obliczenie na podstawie innych danych.

Jednym z pierwszych badaczy zajmujących się pomiarami ciężaru, objętości i rozkładu środka masy segmentów ciała człowieka był Borelli (1679). W pomiarach badany osobnik układany był na sztywnej platformie, podpartej wąskim ostrzem (waga Borelliego). Podczas pomiarów platforma ta była przesuwana, tak by układ pozostawał w równowadze. Na tej podstawie określano przybliżone położenie środka masy [97].

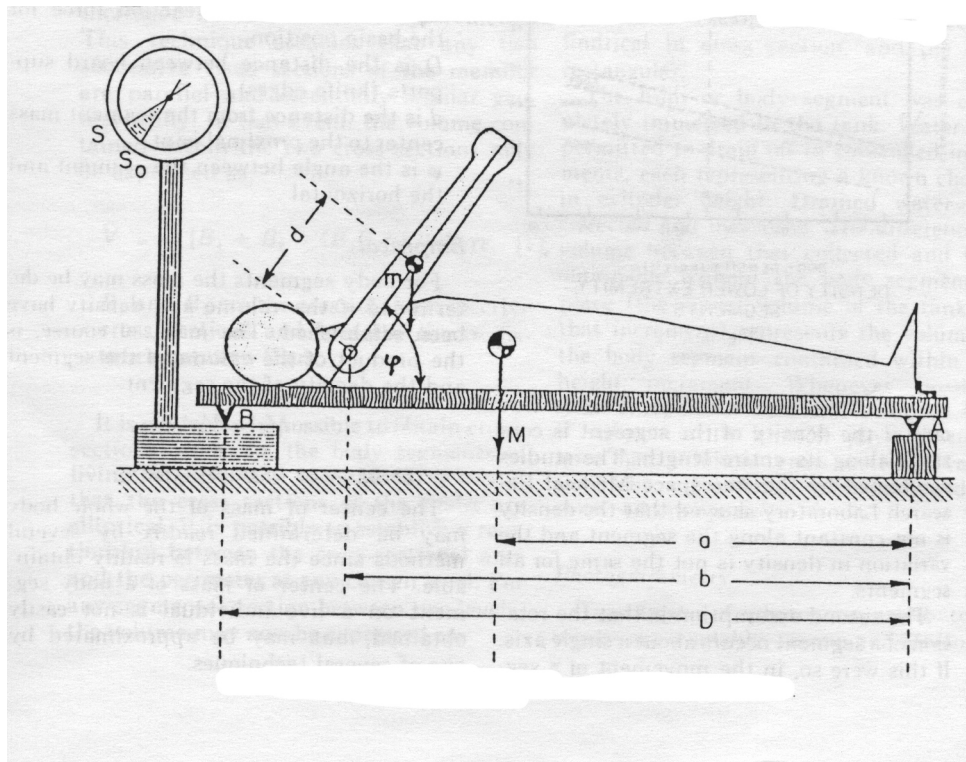
Bracia Weber (1836) zmienili tę technikę. Tym razem platforma była sztywno podparta, natomiast przesuвано leżące na niej ciało, tak by uzyskać stan równowagi platformy. Możliwość obracania ciała na boki umożliwia znacznie dokładniejsze określenie położenia środka masy. Harless (1860) zmodyfikował technikę Weberów i rozciągnął ją na badanie segmentów ciała, określając m.in. położenie środka masy wzdłuż długiej osi segmentów. Wykorzystywał w swoich badaniach zwłoki dwóch skazańców. Podzielił je w głównych stawach na 18 segmentów. W późniejszych pracach koncentrował się na badaniach najważniejszych segmentów ciała oraz ich różnic u osób różnej płci. Prace w tym zakresie kontynuował von Meyer (1863), który rozszerzył je na pozostałe osie segmentów ciała. Modelował segmenty redukując ciało do serii kul i elipsoid obrotowych, dla których określił ich masy i położenia środków ciężkości [97].

Braune i Fisher w jednej ze swoich prac (1889) opublikowali podobne wyniki z pomiarów masy, objętości i środków ciężkości segmentów zwłok trzech samobójców. Segmenty podwieszano na cienkich metalowych prętach względem trzech głównych osi [97].

Meeh (1894) dokonywał pomiaru objętości segmentów ciała poprzez pomiar objętości wypartej przez nie cieczy. W celu zminimalizowania błędów pomiaru uśredniał wyniki z kilku kolejnych pomiarów. Zbadał również objętości, masy i środki ciężkości segmentów ciała u trojga nieżyjących dzieci. Na tej podstawie oraz na bazie przeprowadzonych pomiarów na żyjących dzieciach, jako pierwszy sporządził siatki pokazujące zmiany tych parametrów w rozwoju ontogenetycznym [97].

Waga Borelliego została zmodyfikowana przez du Bois-Reymonda (1900) i Baslera (1931). Badany siedział, leżał, bądź stał na platformie. Znając wagę badanego oraz odległość pomiędzy podporami

można było określić położenie jego środka ciężkości na podstawie wskazań wagi (rys. 5.1). Metoda ta mogła być również zastosowana do określenia masy segmentów ciała, co wykorzystał Bernstein publikując w 1967 roku stosowną pracę. Podał w niej wyniki obliczeń procentowych udziałów mas poszczególnych segmentów ciała z badań 152 osób w wieku od 10 do 75 lat. Ustalił, że z dobrym przybliżeniem można przyjmować położenie środka masy segmentu w połowie jego długości [97].



Rys.5.1. Zmodyfikowana waga Borellego [97].

W 1955 Dempster opublikował obszerną pracę z zakresu biomechaniki człowieka, zawierającą dane dotyczące masy, objętości, środków ciężkości oraz momentów bezwładności segmentów ciała, uzyskanych podczas badania 8 zwłok. Każdy z segmentów został zważony, jego środek ciężkości określono za pomocą wagi podobnej do zmodyfikowanej wagi Borellego, natomiast moment bezwładności obliczono mierząc okres drgań swobodnych zawieszonoego segmentu [98].

W 1938 roku Weinbach jako pierwszy wykorzystał fotogrametrię do oszacowania momentów bezwładności ludzkiego ciała. W 1931 roku Fenn, Brody i Petrilli opracowali metodę wahadła do oceny momentu bezwładności kończyny dolnej na podstawie pomiaru okresu swobodnych oscylacji puszczonoj w ruch kończyny. Metodę tę wykorzystali Bouisset i Pertuzon w 1968 roku do oceny momentu bezwładności przedramienia z ręką [99].

Pomysł modelowania matematycznego ciała ludzkiego sięga XIX wieku. W 1890 roku Harless porównał modele segmentów ciała w postaci regularnych brył geometrycznych i ich teoretyczne charakterystyki z pomiarami eksperymentalnymi położeniami środków ciężkości uzyskanymi z badania na zwłokach. Uznał, że uzyskane dokładności teoretyczne mieszczą się w granicach błędów

pomiarowych. Podobne podejście do modelowania segmentów ciała poprzez regularne bryły geometryczne zastosował Hermann von Mayer (1863, 1873) w badaniach postawy ciała. W 1920 roku Amar przeniósł to podejście do badań lokomocji człowieka. Korzystał przy tym z danych określających udziały procentowe mas poszczególnych segmentów według masy całkowitej, które to udziały podał w 1906 roku Fisher [99].

W 1957 roku Barter wykorzystał dane Braunego i Fischera, oraz Dempstera i opracował zestaw liniowych równań regresji określających masy różnych segmentów w zależności od całkowitej masy ciała:

$$m_{gst} = 0.47m + 12.0 \pm 6.4^* \quad (5.1)$$

$$m_{kg} = 0.13m - 3.0 \pm 2.1^* \quad (5.2)$$

$$m_{ra} = 0.08m - 2.9 \pm 1.0^* \quad (5.3)$$

$$m_{pr} = 0.06m - 1.4 \pm 1.2^* \quad (5.4)$$

$$m_r = 0.01m + 0.7 \pm 0.4^* \quad (5.5)$$

$$m_{kd} = 0.31m + 2.7 \pm 4.9^* \quad (5.6)$$

$$m_u = 0.18m + 3.2 \pm 3.6^* \quad (5.7)$$

$$m_{pds} = 0.13m - 0.5 \pm 2.0^* \quad (5.8)$$

$$m_{pd} = 0.11m - 1.9 \pm 1.6^* \quad (5.9)$$

$$m_s = 0.02m + 1.5 \pm 0.6^* \quad (5.10)$$

gdzie: m_{gst} - masa głowy, szyi i tułowia, m_{kg} - masa kończyny górnej, m_{ra} - masa ramienia, m_{pr} - masa przedramienia z ręką, m_p - masa przedramienia, m_r - masa ręki, m_{kd} - masa kończyny dolnej, m_u - masa uda, m_{pds} - masa podudzia ze stopą, m_{pd} - masa podudzia, m_s - masa stopy, m - masa ciała, * - standardowy błąd oszacowania masy segmentu [97].

Clauser, McConville i Young zastosowali technikę podobną do tej jaką posługiwali się Braune i Fischer oraz Dempster. Wszystkie badane ciała (w liczbie 13) starannie zmierzono (wykorzystując 99 cech antropometrycznych, zgodnie z zasadami pomiarowymi antropologii), a do zdefiniowania wymiarów poszczególnych segmentów zaproponowano równania wykorzystujące 73 badane cechy antropometryczne, wybrane spośród 99 cech [97].

Na początku lat siedemdziesiątych Drillis, Contini i Bluestein opublikowali pracę podającą procentowe udziały masy segmentu ciała w całkowitej masie ciała, oraz położenie środka masy jako procentu jego długości od proksymalnego stawu. W pracy przedstawiono wyłącznie wyniki pomiarów wykonanych na osobnikach żywych, całkowicie pominięto rezultaty badań na zwłokach. Objętość poszczególnych segmentów ciała określono na podstawie pomiarów antropometrycznych, a w przypadkach gdy było to możliwe również poprzez zanurzenie segmentów ciała w wodzie i

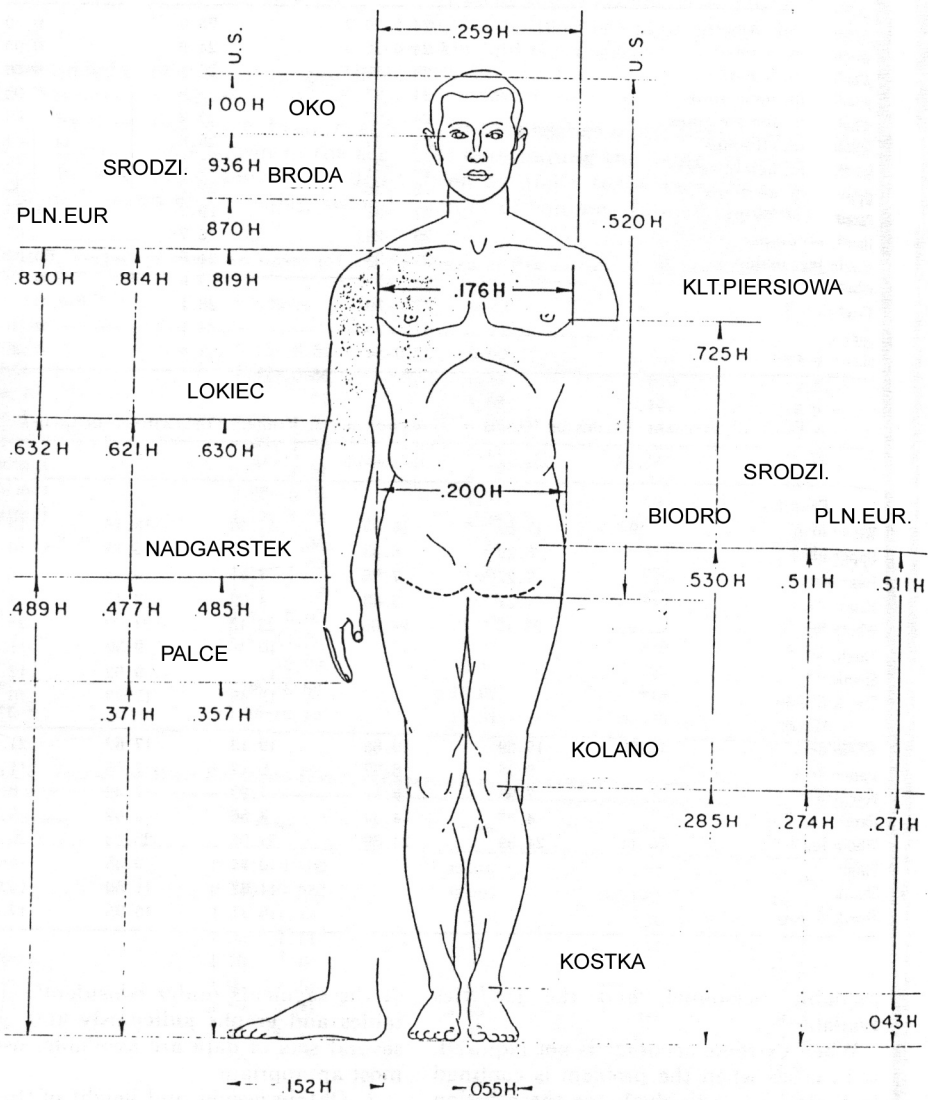


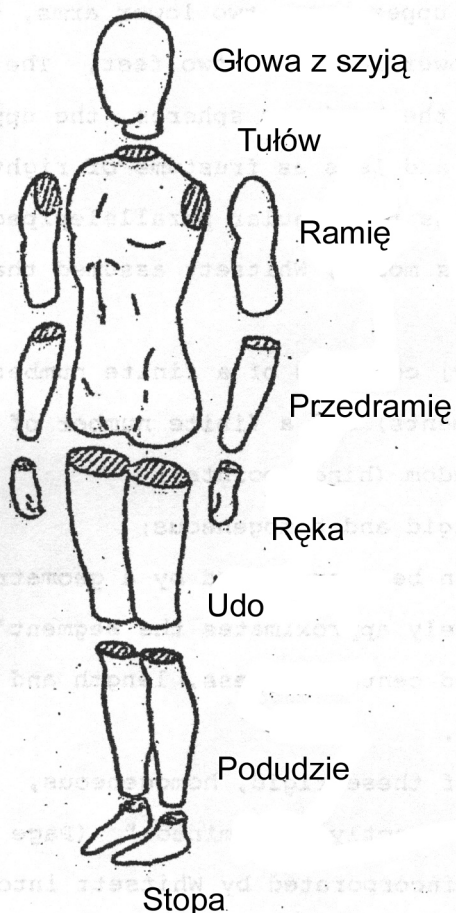
Fig. 7.

Rys.5.3. Charakterystyczne wymiary segmentów ciała mężczyzny wyrażone przez jego wysokość H [100].

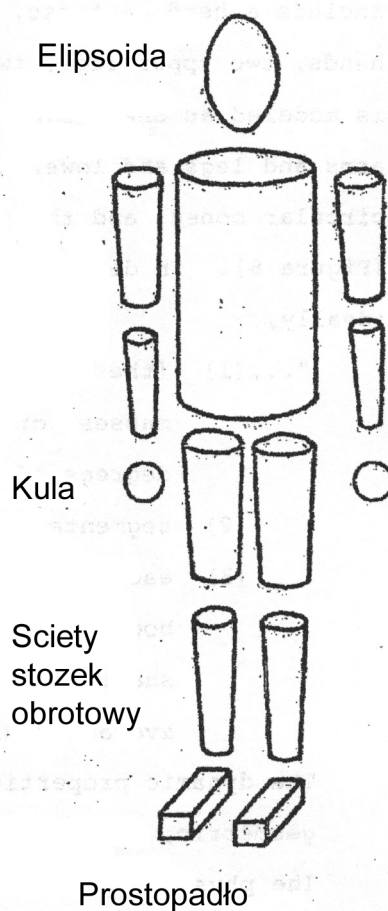
W 1962 roku Whitsett zaproponował model ciała człowieka składający się z 14 segmentów, tj.: głowy, tułowia, dwóch ramion, dwóch przedramion, dwóch rąk, dwóch ud, dwóch podudzi i dwóch stóp (rys. 5.4). Hanavan zaś w 1964 roku zaproponował zmodyfikowany model, w którym tułów został podzielony na dwie części. Natomiast w 1972 roku Wooley uprościł go łącząc głowę z tułowiem, ręce z przedramionami, a stopy z podudziami. W 1966 roku Kurzhals opracował szereg

równań regresji przewidujących położenie środka obrotu i współrzędnych położenia środka masy segmentu dla modelu Wooleya [99].

a)



b)



Rys. 5.4. a) 14-segmentowy model ciała człowieka według Whitselta oraz b) uproszczony model w którym segmenty ciała przedstawione za pomocą brył geometrycznych [99].

Natomiast zespół Chandlera określił układ równań regresji dla momentów bezwładności segmentów ciała (głowa, tułów, ramię, przedramię, ręka, udo, podudzie, stopa) w funkcji 32 cech antropometrycznych. Równania te zostały sformułowane w wyniku badań eksperymentalnych na 6 zwłokach zdrowych młodych mężczyzn [99].

W tabeli 5.1 zawarto zestawienie udziałów procentowych poszczególnych segmentów ciała w masie całkowitej z różnych prac, obejmujących lata 1860-1970.

Tabela 5.1. Udziały procentowe segmentów ciała ludzkiego w jego masie całkowitej.

Segment	Harless (1860)	Braune i Fischer (1889)	Fischer (1906)	Dempster (1955)	Dempster * (1955)	Clauser (1969)	Drillis (1970)
głowa+szyja+tułów	-	-	-	-	-	-	58,04
głowa	7.6	7.0	8.3	7.9	8.1	7.3	-
tułów	44.2	46.1	45.2	48.6	49.7	50.7	-
kończyna górna	5.7	6.2	5.4	4.9	5.0	4.9	5.97
ramię	3.2	3.3	2.8	2.7	2.8	2.6	3.57
przedramię+ręka	2.6	2.9	2.6	2.2	2.2	2.3	2.4
przedramię	1.7	2.1	-	1.6	1.6	1.6	1.8
ręka	0.9	0.8	-	0.6	0.6	0.7	0.6
kończyna dolna	18.4	17.2	17.6	15.7	16.1	16.1	15.01
udo	11.9	10.7	11.0	9.7	9.9	10.3	9.46
podudzie+stopa	6.6	6.5	6.6	6.0	6.1	5.8	5.55
podudzie	4.6	4.8	4.5	4.5	4.6	4.3	4.2
stopa	2.0	1.7	2.1	1.4	1.4	1.5	1.35

* w pracy Dempstera suma wszystkich segmentów wynosi 97.7 %, co prawdopodobnie jest spowodowane nieuwzględnioną przez niego utratą płynów podczas sekcji. Podane wartości w tabeli są skorygowane poprzez uwzględnienie tej straty (patrz C.E.Clauser, J.T.McConville, J.W.Young, 1969 [97])

W latach siedemdziesiątych ubiegłego wieku podczas projektowania misji kosmicznej Skylab konieczne okazało się modelowanie wzajemnych oddziaływań ciała załogi z pojazdem. Celem tego modelowania było obliczenie sił i ich momentów powstających podczas lotu i orbitacji, oraz sił reakcji i ich możliwego wpływu na ruch całego pojazdu. Obliczenia te pozwoliły systemowi kontroli lotu na korygowanie tych wielkości podczas lotu. W tym celu skonstruowano model ciała człowieka tak by móc wyznaczyć środki masy zarówno całego ciała jak i jego segmentów, oraz symulować ich możliwe ruchy. Opracowano 9-elementowy model, którego wymiary wyskalowano na podstawie 24 cech antropometrycznych. Masa ciała człowieka została rozdzielona na poszczególne segmenty ciała zgodnie z poniższymi równaniami regresji, nieco różniącymi się od równań Bartera, tj.:

głowa, kark i tułów:

$$HNT = 0.47m_T + 5.44 \quad (5.11)$$

oba ramiona:

$$BUA = 0.08m_T - 1.32 \quad (5.12)$$

oba przedramiona:

$$BFO = 0.04m_T - 0.23 \quad (5.13)$$

obie ręce:

$$BH = 0.01m_T + 0.32 \quad (5.14)$$

oba uda:

$$BUL = 0.18m_T + 1.45 \quad (5.15)$$

oba podudzia:

$$BLL = 0.11m_T - 0.86 \quad (5.16)$$

obie stopy:

$$BF = 0.02m_T + 0.68 \quad (5.17)$$

gdzie:

$$m_T = 1.098(m - 5.48) \quad (5.18)$$

zaś m – masa ciała [kg], HNT – głowa, kark i tułów (j.ang.: **Head+Neck+Trunk**); BUA – oba ramiona (j.ang.: **Both Upper Arms**); BFO – oba przedramiona (j.ang.: **Both FO**rearms); BH – obie ręce (j.ang.: **Both Hands**); BUL – oba uda (j.ang.: **Both Upper Legs**); BLL – oba podudzia (j.ang.: **Both Lower Legs**); BF – obie stopy (j.ang.: **Both Feet**).

Momenty bezwładności zostały zdefiniowane dla brył o określonych masach i odpowiadających im kształtach tj. głowa to obrotowa elipsoida, tułów to dwa walce o różnych średnicach, ramiona, przedramiona, uda i podudzia oraz stopy to stożki ścięte, a ręce to sfery (rys.5.4 b). Położenie środków masy poszczególnych segmentów zostały określone w postaci równań parametrycznych, zależnych od mierzonych cech antropometrycznych.

Weryfikację modelu przeprowadzono obliczając teoretyczne momenty bezwładności poszczególnych segmentów na podstawie równań regresji i danych antropometrycznych z populacji 66 pilotów wojskowych a następnie porównano je z zmierzonymi eksperymentalnie momentami bezwładności tych pilotów. Największe różnice stwierdzono w przypadku momentów bezwładności względem osi (pionowej) Z [102].

We wszystkich powyższych pracach tułów występuje albo jako jedna bryła sztywna, bądź tworzy wspólnie z głową i szyją jeden wspólny, sztywny segment. Jedynie w pracy Wooleya tułów podzielony jest na dwie bryły. Natomiast Erdman [103] zaproponował podział tułowia na kilka segmentów. Ich wymiary i położenie środka masy określono na podstawie przekrojów i obliczonych objętości uzyskanych z projekcji tomografii komputerowej na populacji 15 zdrowych mężczyzn w wieku 20-40 lat.

Na bazie otrzymanych wyników przygotowano zarys tułowia w płaszczyznach strzałkowej i czołowej (rys. 5.5) z oznaczonymi przekrojami i uśrednionymi wymiarami.

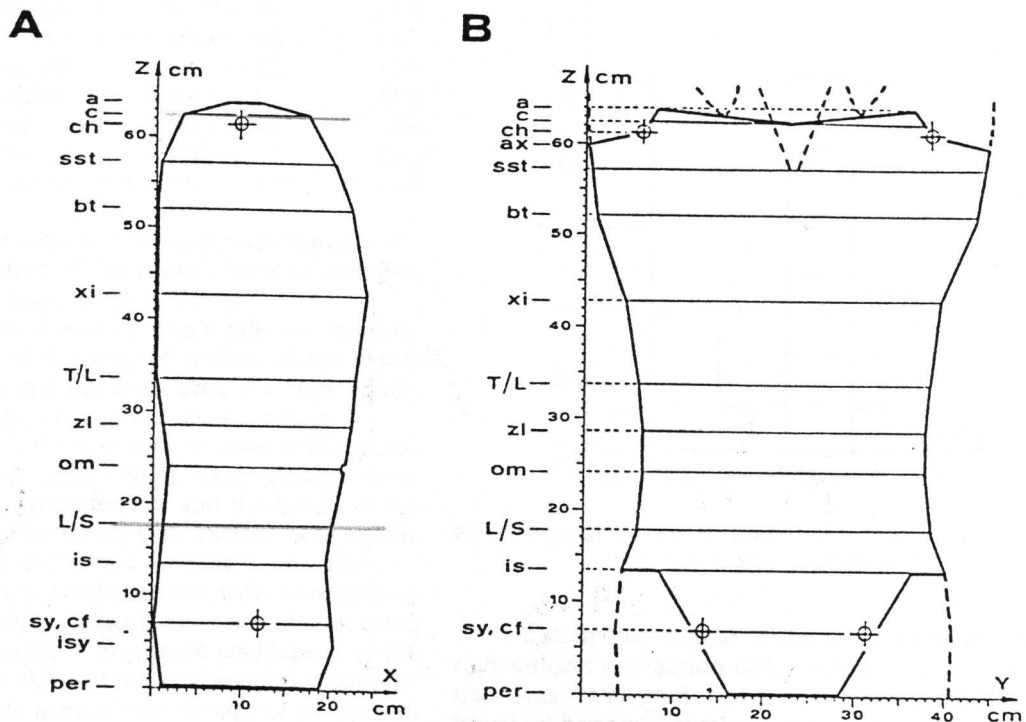


Fig. 3. Mean straight-linear dimensions of the trunk for sagittal (A) and frontal (B) planes; a, c, xi ...—anthropometric landmarks.

Rys. 5.5. Schemat tułowia w płaszczyznach strzałkowej (A) i czołowej (B) wraz z uśrednionymi wymiarami w charakterystycznych przekrojach [103].

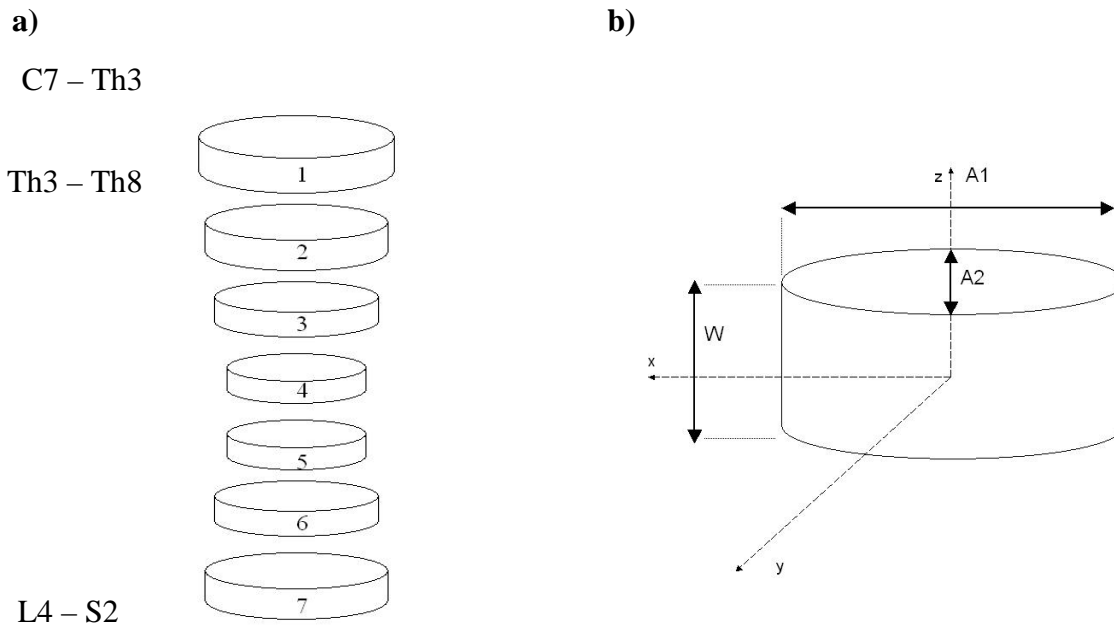
5.2. Model parametryczny tułowia - propozycja własna

Na podstawie danych z piśmiennictwa opracowano model tułowia dla potrzeb badań własnych. W równaniach regresji Bartera oraz Wooleya nie wyróżniono tułowia jako osobnego segmentu, podobnie jak w pracach Drillisa, Continiego i Blusteina, był on w nich łączony z głową i karkiem. W innych przytoczonych pracach udział masy tułowia w całkowitej masie ciała (tab.5.1) wahał się od 44.2 % do 50.7 %. Pośrednią wartością między nimi jest wartość 46.1 % podana przez Braunego i Fishera i taką przyjęto w modelu własnym.

Tułów podzielono na siedem segmentów (rys. 5.6), przy czym ich granice wyznaczono na podstawie położenia wyrostków kolczystych kręgosłupa od C7 do S2. Segment najwyższy, nr 1 wyznaczają C7 i Th4, segment nr 2: Th4-Th8, segment nr 3: Th8-Th10, segment nr 4: Th10-Th12, segment nr 5: Th12 – L2, segment nr 6: L2 – L4 i segment najniższy nr 7: określają L4 i S2. Podział ten przyjęto by oddać anatomiczne krzywizny kręgosłupa i by najlepiej opisać kifozę piersiową (segmenty 1, 2 i 3), środkową, najsztwniejszą część kręgosłupa, oraz lordozę piersiową (segmenty

6 i 7). Przy czym założono jednakową gęstość wszystkich segmentów tułowia zaś jego masę rozdzielono pomiędzy segmenty proporcjonalnie do ich objętości.

Na podstawie pracy R.Continiego [100] (patrz też rys. 5.3 niniejszego rozdziału) przyjęto dla segmentu nr 1 wymiar A_1 równy $0.176H$ (gdzie H – wysokość ciała), a wymiar A_7 segmentu 7 równy $0.2H$. Całkowitą długość tułowia na odcinku C7-S2 określono na $0.3H$ (bowiem według rys.5.3: długość tułowia określona jest przez różnicę $0.83H - 0.53H = 0.3H$).



Rys. 5.6. Charakterystyczne siedem segmentów tułowia (a) oraz ich usytuowanie i wymiary (b).

Dość dobrą dokładność tego oszacowania potwierdza praca Erdmana [103], w której średni wymiar międzykolcowy (szerokość bioder) badanych mężczyzn wynosiła 35 cm (rys. 5.5). Przyjmując za pracą Continiego, że odpowiada to $0.2H$, to wynika, że średnia wysokość badanych mężczyzn wynosiła 175 cm. Gdyby przyjąć, że długość tułowia wynosi $0.3H$ to dla badanej populacji mężczyzn wynosiłaby ona średnio 52.5 cm. Rezultat ten w przybliżeniu potwierdza rys.5.5.

Korzystając z opisów przekrojów tułowia podanych w tej pracy oraz przyjmując średni wzrost badanych mężczyzn jako 175 cm można obliczyć wymiary poszczególnych segmentów tułowia w jednostkach wysokości ciała. Wyniki takich obliczeń podano w tabeli 5.2.

Tabela 5.2. Wymiary charakterystycznych segmentów tułowia dla mężczyzn o wysokości ciała H, przyjęte w modelu własnym.

Nr segmentu	Wymiary segmentu		
	A1	A2	W
1 (C7-Th4)	0.176 H	0.07 H	0.05 H
2 (Th4-Th8)	0.17 H	0.11 H	0.05 H
3 (Th8-Th10)	0.165 H	0.11 H	0.045 H
4 (Th10 – Th12)	0.16 H	0.095 H	0.045 H
5 (Th12 – L2)	0.16 H	0.08 H	0.05 H
6 (L2 – L4)	0.18 H	0.07 H	0.025 H
7 (L4-S2)	0.2 H	0.07 H	0.035 H

W przypadku kobiet wymiary segmentów należy zmodyfikować. Z pracy R.Continiego (patrz też rys.5.2) wynika, że wymiar A1 najwyższego segmentu powinien wynosić nie 0.176H jak w przypadku mężczyzn lecz 0.172H, natomiast dla najniższego segmentu mamy 0.219H. Długość tułowia ulega zmianie bardzo nieznacznie i wynosi 0.31H. W literaturze brak niestety danych dla kobiet, takich jakie opublikował dla mężczyzn Erdman. Ze względu na różne proporcje ciała w płaszczyznach czołowej i strzałkowej nie można w bezpośredni sposób przenieść współczynników i proporcji z tabeli 5.2 na kobiety. Biorąc jednak pod uwagę powyższe fakty oszacowano niektóre wymiary segmentów tułowia kobiet przy następujących założeniach: kobiety charakteryzują się mniejszą szerokością (wymiar międzykolcowy w płaszczyźnie czołowej) i głębokością wymiarową (w płaszczyźnie strzałkowej) w talii. Mają natomiast nieco większą głębokość klatki piersiowej (biust). Ponieważ różnica w długości tułowia jest niewielka przyjęto, że wysokość segmentów jest u kobiet taka sama jak u mężczyzn. Wyniki zestawiono w tabeli 5.3.

Tabela 5.3. Wymiary segmentów tułowia dla kobiet (w zależności od wysokości ciała H) przyjęte w modelu własnym.

Nr segmentu	A1	A2	W
1 (C7-Th4)	0.172 H	0.07 H	0.05 H
2 (Th4-Th8)	0.165 H	0.13 H	0.05 H
3 (Th8 – Th10)	0.16 H	0.11 H	0.045 H
4 (Th10 – Th12)	0.15 H	0.08 H	0.045 H
5 (Th12 – L2)	0.16 H	0.08 H	0.05 H
6 (L2 – L4)	0.19 H	0.07 H	0.025 H
7 (L4-S2)	0.219 H	0.07 H	0.035 H

Objętość pojedynczego segmentu tułowia określa wzór:

$$V = \frac{1}{4} \pi A_1 A_2 W \quad (5.19)$$

Stąd wynika, że całkowita objętość tułowia wynosi $11.29 \cdot 10^{-4} \text{ H}^3$ dla kobiet oraz $11.7 \cdot 10^{-4} \text{ H}^3$ dla mężczyzn co odpowiada ok. 46% całkowitej masy ciała (przyjęte za Braunem i Fisherem). Masa każdego segmentu pozostaje proporcjonalna do jego objętości (tab.5.4).

Tabela 5.4. Masa segmentów tułowia odpowiadająca segmentom kręgosłupa w modelu własnym.

Nr segmentu	Masa segmentów tułowia u kobiet [% całkowitej masy ciała]	Masa segmentów tułowia u mężczyzn [% całkowitej masy ciała]
1 (C7-Th4)	6,17	6,07
2 (Th4-Th8)	10,94	9,22
3 (Th8 – Th10)	8,08	8,04
4 (Th10 – Th12)	5,52	6,74
5 (Th12 – L2)	6,54	8,08
6 (L2 – L4)	3,39	3,11
7 (L4-S2)	5,47	4,84

Jak wiadomo moment bezwładności dla punktu materialnego o masie m wynosi:

$$I = m r^2 \quad (5.20)$$

natomiast dla bryły sztywnej będącej sumą N punktów materialnych ma postać:

$$I = \sum_{i=1}^N m_i r_i^2 \quad (5.21)$$

Dla bryły sztywnej o objętości V opisanej funkcją gęstości ρ moment bezwładności wokół osi można obliczyć według wzoru:

$$I = \int_V r^2(m) dm = \iiint_V r^2(\nu) d\nu = \iiint_V r^2(x, y, z) \rho(x, y, z) dx dy dz \quad (5.22)$$

gdzie r oznacza odległość punktu od osi obrotu, a x, y, z to jego współrzędne względem układu odniesienia.

Momenty bezwładności bryły sztywnej można opisać za pomocą tensora momentu bezwładności zawierającym wszystkie składowe momenty bezwładności bryły w przyjętym układzie odniesienia, tj.:

$$I = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (5.23)$$

gdzie składowe momenty bezwładności opisane są wzorami:

$$I_{xx} = \sum_{i=1}^N m_i (y_i^2 + z_i^2) \quad (5.24)$$

$$I_{yy} = \sum_{i=1}^N m_i (x_i^2 + z_i^2) \quad (5.25)$$

$$I_{zz} = \sum_{i=1}^N m_i (x_i^2 + y_i^2) \quad (5.26)$$

$$I_{xz} = I_{zx} = - \sum_{i=1}^N m_i x_i z_i \quad (5.27)$$

$$I_{yz} = I_{zy} = - \sum_{i=1}^N m_i y_i z_i \quad (5.28)$$

Jeśli główne osie obrotu bryły sztywnej są zgodne z osiami układu współrzędnych to tensor momentu bezwładności przyjmuje postać:

$$I = \begin{bmatrix} I_1 & 0 & 0 \\ 0 & I_2 & 0 \\ 0 & 0 & I_3 \end{bmatrix} \quad (5.29)$$

Tak jest właśnie w przypadku modelu własnego tułowia. Główne momenty bezwładności segmentów względem osi x, y oraz z określają następujące zależności:

$$I_{xx} = \frac{1}{6} \left(3 \left(\frac{1}{2} A_2 \right)^2 + 4 W^2 \right) M \quad (5.30)$$

$$I_{yy} = \frac{1}{6} \left(3 \left(\frac{1}{2} A_1 \right)^2 + 4 W^2 \right) M \quad (5.31)$$

$$I_{zz} = \frac{1}{2} \left(\left(\frac{1}{2} A_1 \right)^2 + \left(\frac{1}{2} A_2 \right)^2 \right) M \quad (5.32)$$

gdzie M – masa segmentu, $I_1=I_{xx}$, $I_2=I_{yy}$, $I_3=I_{zz}$, a A_1 , A_2 , W to wymiary segmentu (patrz rys.5.6b).

W tab.5.5 i 5.6 podano sparametryzowane wartości głównych momentów bezwładności dla wszystkich segmentów tułowia, odpowiednio dla mężczyzn i kobiet.

Tab. 5.5. Sparametryzowane wartości głównych momentów bezwładności segmentów tułowia dla mężczyzn w modelu własnym; M – masa ciała, H – wysokość ciała.

Nr segmentu	$I_{xx}=I_1$	$I_{yy}=I_2$	$I_{zz}=I_3$
1 (C7-Th4)	$1.383 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.362 \cdot 10^{-4} H^2M$	$2.722 \cdot 10^{-4} H^2M$
2 (Th4-Th8)	$2.931 \cdot 10^{-4} H^2M$	$4.867 \cdot 10^{-4} H^2M$	$4.725 \cdot 10^{-4} H^2M$
3 (Th8-Th10)	$2.301 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.821 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.952 \cdot 10^{-4} H^2M$
4 (Th10-Th12)	$1.670 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.067 \cdot 10^{-4} H^2M$	$2.917 \cdot 10^{-4} H^2M$
5 (Th12-L2)	$1.993 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.932 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.232 \cdot 10^{-4} H^2M$
6 (L2-L4)	$0.320 \cdot 10^{-4} H^2M$	$1.260 \cdot 10^{-4} H^2M$	$1.450 \cdot 10^{-4} H^2M$
7 (L4-S2)	$0.692 \cdot 10^{-4} H^2M$	$2.519 \cdot 10^{-4} H^2M$	$2.716 \cdot 10^{-4} H^2M$

Tab. 5.6. Sparametryzowane wartości głównych momentów bezwładności segmentów tułowia dla kobiet w modelu własnym; M – masa ciała, H – wysokość ciała.

Nr segmentu	$I_{xx}=I_1$	$I_{yy}=I_2$	$I_{zz}=I_3$
1 (C7-Th4)	$1.406 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.310 \cdot 10^{-4} H^2M$	$2.960 \cdot 10^{-4} H^2M$
2 (Th4-Th8)	$2.311 \cdot 10^{-4} H^2M$	$5.546 \cdot 10^{-4} H^2M$	$6.034 \cdot 10^{-4} H^2M$
3 (Th8-Th10)	$2.313 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.676 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.808 \cdot 10^{-4} H^2M$
4 (Th10-Th12)	$1.187 \cdot 10^{-4} H^2M$	$2.298 \cdot 10^{-4} H^2M$	$1.994 \cdot 10^{-4} H^2M$
5 (Th12-L2)	$1.613 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.183 \cdot 10^{-4} H^2M$	$2.616 \cdot 10^{-4} H^2M$
6 (L2-L4)	$0.349 \cdot 10^{-4} H^2M$	$1.671 \cdot 10^{-4} H^2M$	$1.737 \cdot 10^{-4} H^2M$
7 (L4-S2)	$0.782 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.726 \cdot 10^{-4} H^2M$	$3.614 \cdot 10^{-4} H^2M$

ROZDZIAŁ 6 – ZASTOSOWANE METODY EKSPERYMENTALNE W BADANIACH KRĘGOSŁUPA

6.1. Systemy pomiarowe ruchu MacReflex i VICON 460

Badania eksperymentalne prowadzone były na przestrzeni kilku lat w dwóch różnych ośrodkach (University College of Health Sciences Jönköping w Szwecji, Instytut „Pomnik - Centrum Zdrowia Dziecka” w Polsce) za pomocą profesjonalnych systemów analizy ruchu: ProReflex firmy Qualisys, oraz VICON 460 firmy ViconPeak. Metodyka pomiarów, sposób obliczeń, niektóre założenia i procedury obliczeniowe różniły się od siebie. Jednak zachowano spójność podstawowych założeń podczas badań. Poniżej przedstawiono krótką charakterystykę tych systemów.

Badania z wykorzystaniem systemu MacReflex przeprowadzono w Department of Biomechanics and Orthopaedic Technology (obecnie Department of Rehabilitation), w Jönköping, Szwecja. Znajdujący się tam trójwymiarowy system MacReflex (firmy Qualisys) składał się z dwóch kamer, przetworników obrazu wideo (wideoprocесory), oraz komputera Apple z wyspecjalizowanym oprogramowaniem.

System MacReflex umożliwiał rejestrowanie do 20 markerów biernych w przestrzeni pomiarowej z częstotliwością 20 Hz. Kamery CCD miały obiektywy o kącie widzenia około 40°, oraz wyposażone były w emiterzy światła podczerwonego o mocy 1W/m². Przed rozpoczęciem pomiarów system był każdorazowo kalibrowany. Służył do tego sześciian kalibracyjny zawierający 6 markerów, 4 w poziomie podłogi, dwa w górze, na różnych wysokościach. Wzajemne położenia markerów były zapamiętywane w programie kalibracyjnym. Dwa boki sześcianu wyznaczały osie X i Y na poziomie podłogi (przy czym oś Y w kierunku ruchu osoby badanej). Sześciian należało umieścić w początku układu współrzędnych, tj. w środku przestrzeni pomiarowej. Kalibracja umożliwia orientację kamer w przyjętym układzie współrzędnych, dzięki czemu położenie poruszającego się markera podczas badania w przestrzeni pomiarowej mogło zostać zrekonstruowane. Do pomiarów wykorzystywano markery w formie półkul o średnicy 25 mm. Zbieranie danych i rekonstrukcja położenia markerów odbywała się za pomocą programu WingZ Graphics Spreadsheet, v.1.1, a następnie dane były eksportowane do formatu tekstowego ASCII.

Od 2001 roku w Pracowni Diagnostyki Narządu Ruchu Kliniki Rehabilitacji Pediatrycznej Instytutu “Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka” działa system analizy ruchu VICON 460 firmy ViconPeak (poprzednia nazwa firmy Vicon Oxford Metrics). Na system ten składa się 6 kamer 6M o rozdzielczości 1000 x 1000 pikseli zbierających dane z częstotliwością 60 Hz. System może współpracować synchronicznie z dwiema platformami Kistlera, 16-kanałowym systemem do elektromiografii dynamicznej Motion Lab System oraz dwiema kamerami wideo (rejestrującymi obraz z częstotliwością 20 Hz – jedna klatka wideo na 3 klatki obrazu kamer 6M). W

prezentowanych badaniach nie korzystano z platform oraz elektromiografii dynamicznej. Przed rozpoczęciem pomiarów wykonuje się niezbędną kalibrację systemu za pomocą ramy kalibracyjnej w celu orientacji kamer względem globalnego układu współrzędnych odniesionego do pomieszczenia Pracowni. Do pomiarów wykorzystywano markery o średnicy 14 mm. Zbieranie danych a następnie ich przetwarzanie (rekonstrukcja trójwymiarowa, wypełnianie przerw w trajektoriach, filtrowanie itp.) odbywa to się za pomocą programu Workstation, a następnie dane są eksportowane do formatu ASCII.

6.2. Założenia podstawowe

Kręgosłup człowieka składa się z 29 kręgów podzielonych na następujące odcinki: szyjny (siedem kręgów od C1 do C7), piersiowy (dwanaście kręgów od Th1 do Th12), lędźwiowy (pięć kręgów od L1 do L5) oraz pięć zrosniętych kręgów tworzących kość krzyżową (od S1 do S5). Umieszczenie markerów na wszystkich wyrostkach kolczystych kręgosłupa i następnie rejestrowanie ich ruchu jest aktualnie jeszcze niemożliwe, mimo znacznej dokładności systemów pomiarowych. Na ogół zakłada się, że metodyka pomiarów musi być jednakowa zarówno w odniesieniu do osób zdrowych jak i chorych. U osób u których stwierdza się bardzo silne zniekształcenia kręgosłupa i całych pleców zadanie rejestracji ruchu kręgosłupa jest bardzo utrudnione, ponieważ zapewnienie warunku widoczności każdego markera przez przynajmniej dwie kamery w dość dużej trójwymiarowej przestrzeni pomiarowej jest często niemożliwe do spełnienia. U takich osób jest również trudno dokładnie zidentyfikować wszystkie wyrostki kolczyste, ponieważ w przypadku dużego zniekształcenia kręgosłupa wyrostki te zachodzą niemal na siebie, co w praktyce uniemożliwia prawidłowe naklejenie markerów (mimo ich stosunkowo niewielkich rozmiarów).

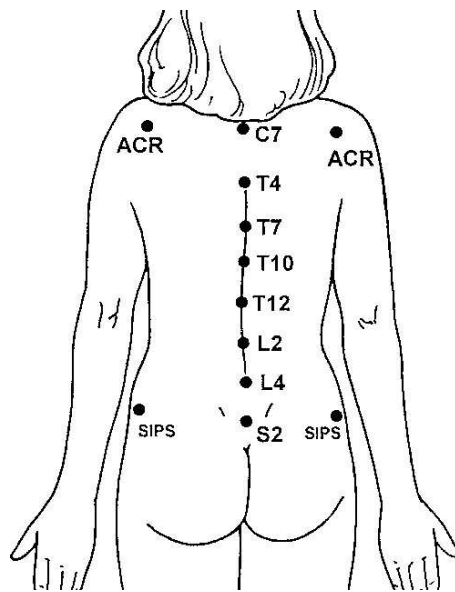
Uwzględniając powyższe uwarunkowania kręgosłup został podzielony na siedem odcinków, wyznaczonych przez 8 markerów naklejonych na wysokości wyrostków kolczystych wybranych kręgów. Pominięto odcinek szyjny kręgosłupa. Przy wyborze określonych kręgów kręgosłupa uwzględniono przebieg fizjologicznych krzywizn kręgosłupa. Ostatecznie markery umieszczone zostały na wysokości wyrostków kolczystych następujących kręgów: C7, Th4, Th7, Th10, Th12, L2, L4 oraz S2.

Jak wiadomo kręgosłup łączy ze sobą dwie obręcze: barkową i biodrową. Podczas badań ich ruch także był rejestrowany i analizowany. Ruch obręczy barkowej zdefiniowany został przez 3 markery umieszczone na wyrostku kręgosłupa C7 oraz na lewym i prawym wyrostku barkowym łopatki. Ruch obręczy biodrowej śledzony był natomiast przez trzy markery: S2 oraz lewy i prawy kolec biodrowy tylny górny (podczas badań z użyciem systemu MacReflex) lub lewy i prawy kolec biodrowy przedni górny (podczas badań za pomocą systemu VICON 460). Ponieważ miednicę zamodelowano jako sztywny segment, stąd wybór koleców tylnych bądź przednich nie wpływał

ostatecznie na końcowe wyniki. Wybór umiejscowienia markerów wynikał z lepszej ich widoczności w danym systemie. Schemat rozmieszczenia markerów na ciele osoby badanej (bez kończyn dolnych) przedstawia rys.6.1.

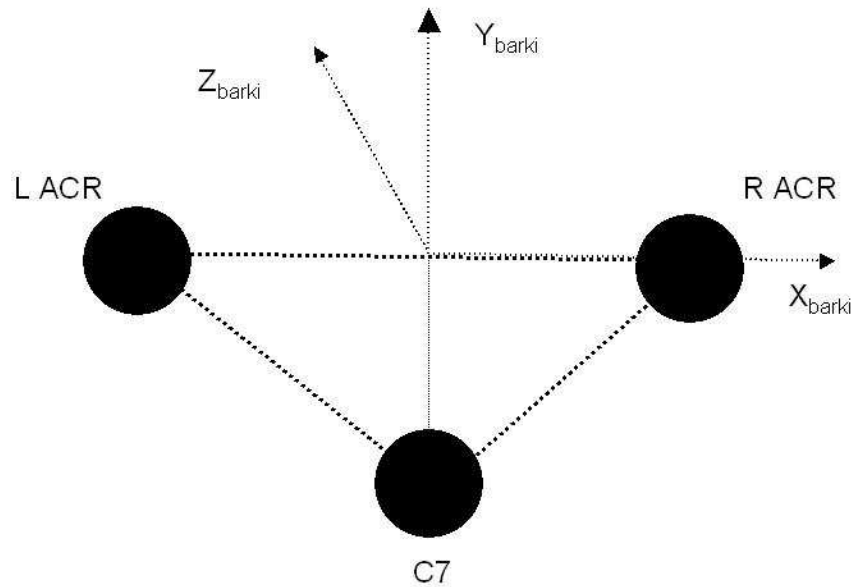
W celu identyfikacji cykli chodu badanego zdecydowano się na dodatkowe umieszczenie markerów na podudziu (w systemie MacReflex) lub na stopach (w systemie VICON 460).

Przyjęty schemat umiejscowienia markerów, jak na rys. 6.1, powodował podział tułowia badanego na siedem odcinków kręgosłupa (pomiędzy C7 a S2) oraz na obręcz barkową i obręcz biodrową. Dla wszystkich tych dziewięciu segmentów przyjęto model odpowiedniej bryły sztywnej. Ruch bryły sztywnej w przestrzeni trójwymiarowej może być jednoznacznie zmierzony poprzez ruch trzech jej punktów.



Rys. 6.1. Rozmieszczenia markerów w badaniach eksperymentalnych ruchu kręgosłupa.

Z rozmieszczenia markerów widać, że zarówno obręcz barkowa jak i biodrowa były definiowane przez 3 markery. Na podstawie ich położenia w każdej chwili czasowej obliczano lokalne układy współrzędnych dla obu obręczy. Rys. 6.2 pokazuje przykładowo ideę definiowania lokalnego układu współrzędnych dla obręczy barkowej.



Rys.6. 2. Idea definiowania lokalnego układu współrzędnych dla obręczy barkowej: C7 – marker umieszczony na wysokości wyrostka kolczystego kręgu C7, L ACR – marker umieszczony na lewym, a R ACR na prawym wyrostku barkowym łopatki.

Początek układu współrzędnych znajduje się w połowie linii wyznaczonej przez położenie markerów umieszczonych na wyrostkach barkowych łopatek, oś X pokrywa się z tą linią, a jej zwrot jest w kierunku prawego wyrostka. Oś Y jest prostopadła do osi X i leży w płaszczyźnie wyznaczonej przez trzy markery. Natomiast oś Z wynika z iloczynu wektorowego wersorów (wektorów jednostkowych) osi X i Y. Analogicznie wyznaczany jest lokalny układ współrzędnych dla obręczy biodrowej. W miejsce markera C7 mamy marker S2, a zamiast markerów umieszczonych na wyrostkach barkowych łopatek umieszczono je na kolcach biodrowych tylnych (bądź przednich) górnych. Położenie obręczy barkowej względem obręczy biodrowej określano poprzez kąty Eulera obrotu dystalnego układu lokalnego (obręcz barkowa), względem proksymalnego (obręcz biodrowa).

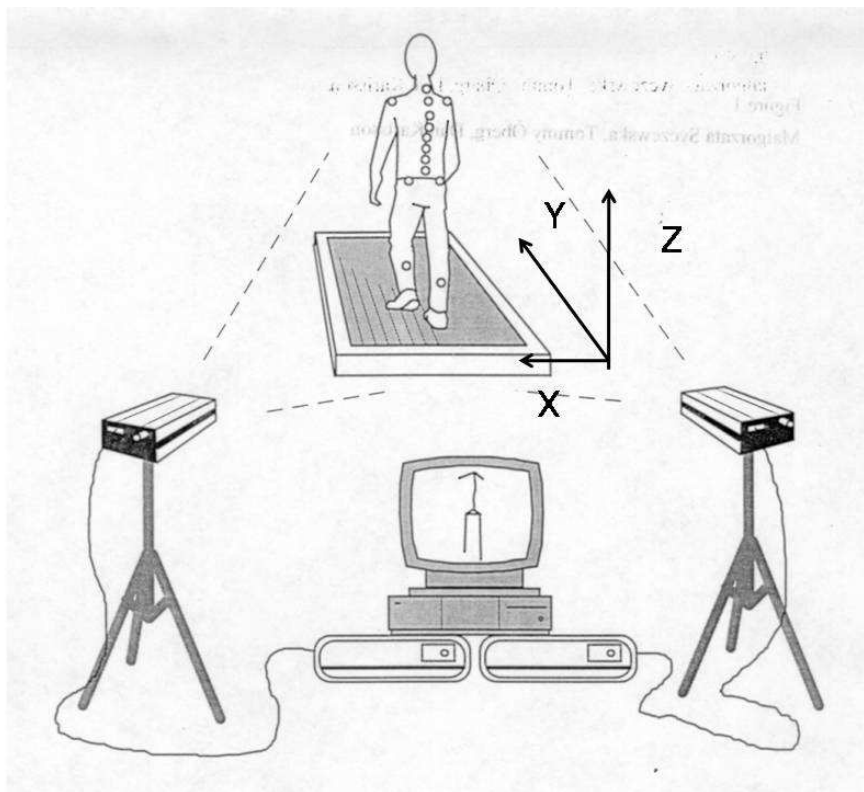
Jak wielokrotnie nadmieniano dla wszystkich segmentów kręgosłupa przyjęto założenie, że odpowiadały bryle sztywnej. Jednak w przeciwieństwie do obręczy barkowej i biodrowej każdy odcinek kręgosłupa był wyznaczony nie przez trzy, a tylko przez dwa markery. Było to spowodowane niemożnością znalezienia dobrej lokalizacji trzeciego markera na tułowiu badanego. Budowa anatomiczna klatki piersiowej (mostek, żebra, itp.) a także wzajemna ruchomość jej elementów, wyklucza praktycznie znalezienie odpowiedniej lokalizacji dla siedmiu różnych markerów. Wykorzystanie rozwiązania sztywnej płytki z zamocowanym układem trzech markerów stosowanego przez niektórych znanych eksperymentatorów do badania ruchu odcinka lędźwiowego kręgosłupa [35, 38, 39, 41], było też niemożliwe ze względu na rozmiary pojedynczego segmentu. Pewną alternatywą jest konstrukcja składająca się z układu trzech markerów, tj. dwa markery na

wyrostkach kolczystych, połączone prętem, do którego to przymocowany jest prostopadle trzeci pręt z markerem [33, 34]. Rozwiązanie to z jednej strony ogranicza ruchomość kręgosłupa, z drugiej „wystający” marker na pręcie drga nieustannie podczas chodu na skutek przenoszonych uderzeń kończyn o podłoże. Wprowadzane są tym samym zakłócenia, które przy niewielkich ruchach segmentów kręgosłupa w istotny sposób obciążają rezultaty badań eksperymentalnych. W zależności od systemu na którym prowadzono badania zaproponowano dwa różne rozwiązania własne tego problemu.

6.3. Badania kręgosłupa z wykorzystaniem systemu MacReflex

Konfiguracja systemu MacReflex jest konfiguracją podstawową, w której skład wchodzi jedynie dwie kamery. Skutkiem tego są niewielkie wymiary przestrzeni pomiarowej widzianej jednocześnie przez te kamery. Często nawet niewielkie przemieszczenia, np. pleców osoby badanej, powodują zasłonięcie jakiegoś markera, eliminując jego obraz z pola widzenia kamery. Powoduje to brak możliwości rekonstrukcji jego położenia w układzie współrzędnych laboratorium.

Pokonaniem tych trudności było zastosowanie ruchomej bieżni. Schemat stanowiska pomiarowego przedstawiono na rys.6.3.



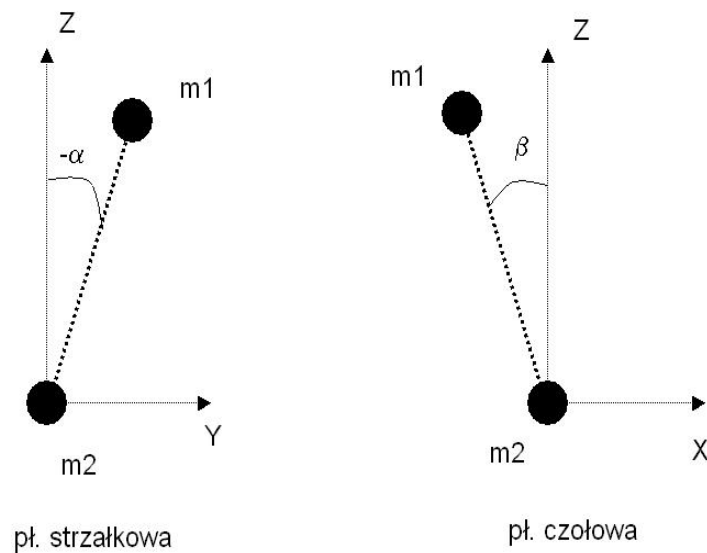
Rys. 6.3. Stanowisko pomiarowe systemu MacReflex z ruchomą bieżnią.

Maksymalne pole widzenia obu kamer obejmowało środkową część bieżni. W ten sposób konfiguracja kamer zapewniała możliwość rekonstrukcji trójwymiarowej w laboratoryjnym układzie współrzędnych położenia wszystkich markerów umieszczonych na ciele osoby badanej. Możliwe było śledzenie markerów zarówno na tułowie jak i też na podudziu. Przed rozpoczęciem pomiarów badany wielokrotnie chodził po bieżni, poruszając się z różnymi prędkościami (od bardzo małych do stosunkowo dużych) i dobierał prędkość najbliższą tej z jaką poruszał się na co dzień (z tzw. normalną, naturalną, prędkością). Finalnie rejestracje prowadzone były już przy wybranej przez badanego prędkości.

Wymuszony przez poruszającą się bieżnię kierunek chodu był zgodny z osią Y laboratoryjnego układu współrzędnych, którą wyznaczono przed rozpoczęciem badań za pomocą ramy kalibracyjnej. Dzięki temu płaszczyzna ZY laboratoryjnego układu współrzędnych była zgodna z płaszczyzną strzałkową osoby badanej, natomiast płaszczyzna ZX z jego płaszczyzną czołową.

Znając położenie markerów w przestrzeni trójwymiarowej, oraz ich współrzędne XYZ w laboratoryjnym układzie odniesienia, dla każdego segmentu obliczano kąty α , β w płaszczyznach strzałkowej i czołowej. Kąty te wyznaczone były z położenia dwóch markerów oraz przez oś Z, tak jak pokazuje to rys.6.4. Jednakże brak trzeciego markera uniemożliwiał obliczenie kąta rotacji pojedynczego segmentu w płaszczyźnie poprzecznej XY. Natomiast równoczesna rejestracja ruchu obręczy barkowej i biodrowej pośrednio dostarczała informacji o tym jakie są przemieszczenia kręgosłupa (rotacja) w płaszczyźnie poprzecznej.

Miarą całkowitej rotacji na całej długości kręgosłupa, będącą sumą rotacji wszystkich siedmiu segmentów kręgosłupa, jest kąt rotacji barków względem miednicy. Kąt ten obliczany jest z wzajemnych obrotów lokalnych układów współrzędnych związanych z obręczami barkową i biodrową (o czym pisano wcześniej).

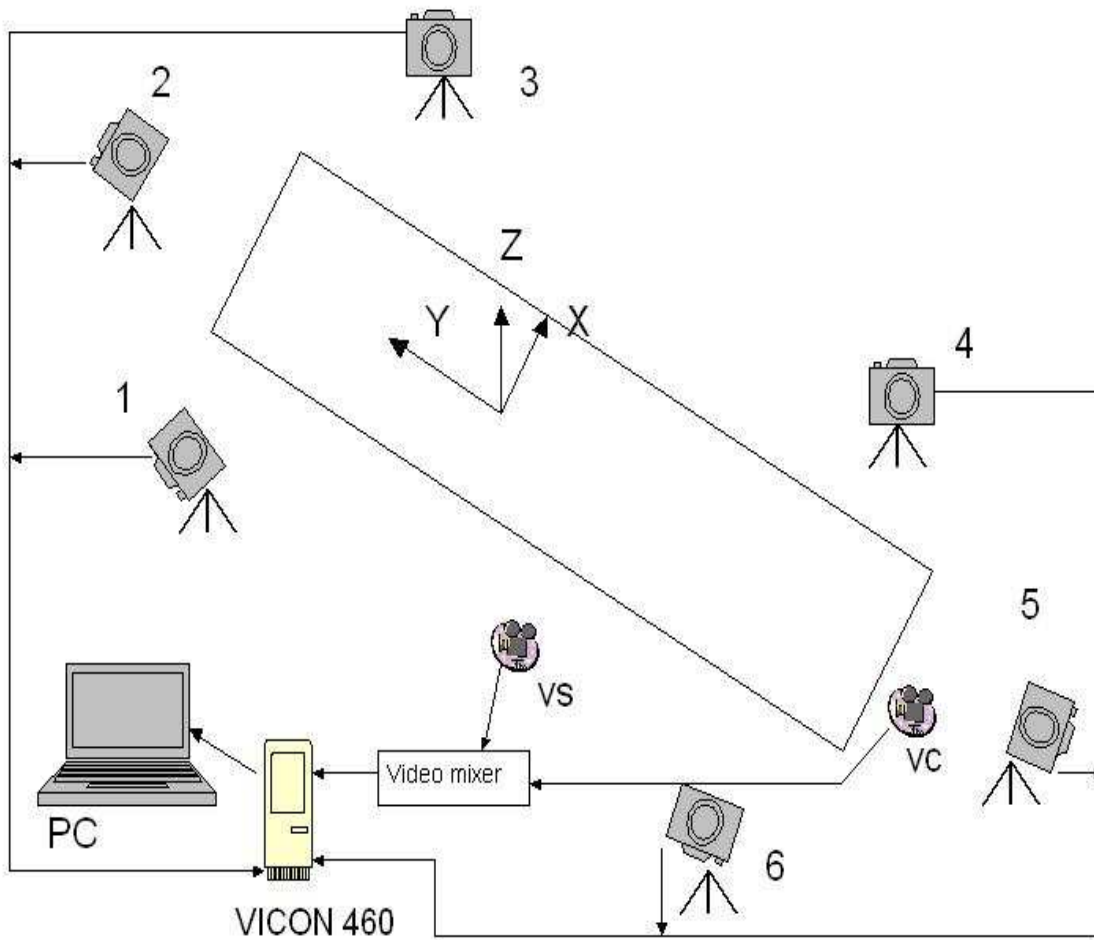


Rys.6.4. Kąty α , β segmentu kręgosłupa odpowiednio w płaszczyznach strzałkowej i czołowej; m2 – marker położony niżej, m1 – marker położony wyżej.

6.4. Badanie kręgosłupa z wykorzystaniem systemu VICON 460

Badania z wykorzystaniem systemu VICON 460 prowadzono w Pracowni Diagnostyki Narządu Ruchu, Kliniki Rehabilitacji Pediatricznej, Instytut „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka”.

System VICON 460 posiada w swoim standardowym wyposażeniu sześć kamer rozstawionych wokół sześciometrowego drewnianego, nieruchomego chodnika po którym poruszają się badani. Równoległe ze zbieraniem danych rejestrowane są zapisy wideo z dwóch kamer ustawionych w płaszczyznach zbliżonych do płaszczyzn czołowej i strzałkowej badanych. Schemat stanowiska pomiarowego przedstawia rys.6.5.



Rys.6.5. Schemat stanowiska z systemem VICON460, 1 – 6 kamery rejestrujące ruch markerów umieszczanych na badanym osobniku, vc – kamera wideo w płaszczyźnie czołowej, vs – kamera wideo w płaszczyźnie strzałkowej. XYZ laboratoryjny układ współrzędnych.

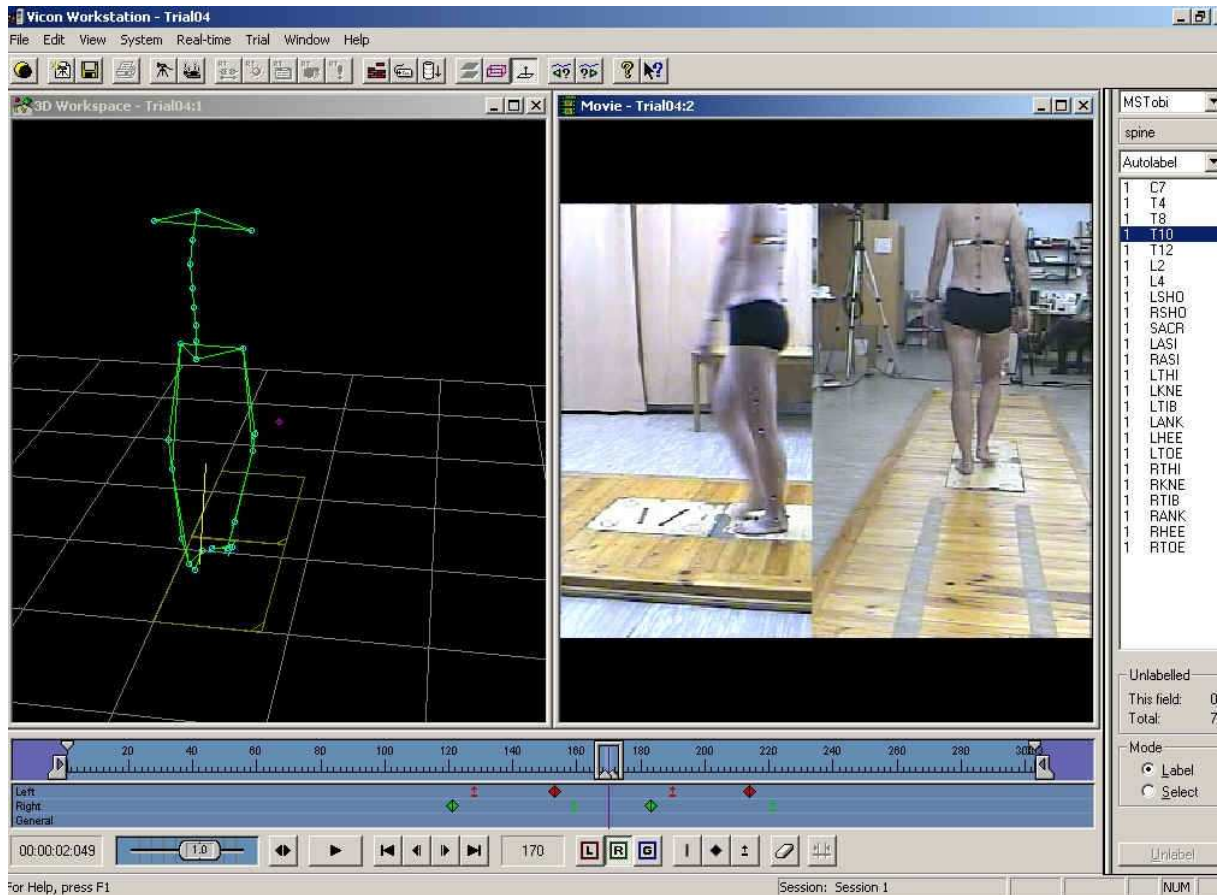
Ze względu na liczbę kamer rozmieszczonych wokół drewnianego chodnika przestrzeń pomiarowa jest znacznie większa niż w przypadku systemu MacReflex. Podczas badania markery bierne były zazwyczaj widziane przez więcej niż dwie kamery. Dlatego przypadki przesłaniania markera w polu widzenia jednej z kamer w tym przypadku nie obciążały wyników badań. Można było zrezygnować z nieco sztucznych warunków realizacji badań, czyli poruszania się badanych na ruchomej bieżni. Przed rozpoczęciem rejestracji badany kilkakrotnie przechodził po drewnianym chodniku, tak by przyzwycząić się do warunków w których realizowano badania i aby podczas samej rejestracji jego chód był jak najbardziej zbliżony do chodu naturalnego. Rys. 6.6 przedstawia kadr z jednego z badań eksperymentalnych ruchu kręgosłupa podczas chodu.

Chód po drewnianym chodniku nie wymuszał (w przeciwieństwie do ruchomej bieżni) kierunku ruchu zgodnego z osią Y laboratoryjnego układu współrzędnych. Badany poruszał się wprawdzie wzdłuż chodnika, ale linia kierunkowa jego chodu nie była zawsze zgodna z osią Y laboratoryjnego układu współrzędnych. Dlatego nie można było skorzystać ze sposobu obliczania kątów tak jak

czyniono to w systemie MacReflex, gdyż wprowadzałoby to dodatkowy błąd związany z istnieniem zmiennego w czasie kąta pomiędzy osią Y a linią kierunkową chodu.

a)

b)



Rys. 6.6. Zdjęcie ekranu programu Workstation (ViconPeak) przedstawiające kadr z badań eksperymentalnych ruchu kręgosłupa podczas chodu; a) markery w przestrzeni pomiarowej, b) pacjent w dwóch płaszczyznach, strzałkowej i czołowej z naklejonymi markerami wzdłuż kręgosłupa i na kończynach dolnych.

W badaniach prowadzonych w systemie VICON wykorzystano zasadę tworzenia lokalnych układów współrzędnych związanych z poszczególnymi segmentami ciała i ich obrotami względem siebie. Podczas tych badań tworzono dziewięć takich lokalnych układów współrzędnych: jeden związany z obręczą biodrową, jeden z obręczą barkową i siedem z siedmioma odcinkami kręgosłupa wyznaczonymi przez osiem markerów umieszczonych wzdłuż kręgosłupa pomiędzy wyrostkami kolczystymi kręgosłupa na odcinku C7 – S2.

Lokalny układ współrzędnych związany z obręczą biodrową (miednicą) stanowił odniesienie dla pozostałych segmentów: ruch lokalnych układów współrzędnych związanych z obręczą biodrową i odcinkami kręgosłupa odnoszono do niego.

Istnieje kilka metod określających wzajemne położenie układów współrzędnych względem siebie. Jeśli z bryłą sztywną związany jest lokalny układ współrzędnych określony przez wektory jednostkowe u (u_x, u_y, u_z), v (v_x, v_y, v_z) i w (w_x, w_y, w_z) to ich orientację względem układu

odniesienia opisuje macierz cosinusów kierunkowych:

$$A = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{21} & A_{31} \\ A_{12} & A_{22} & A_{32} \\ A_{13} & A_{23} & A_{33} \end{bmatrix} \quad (6.1)$$

lub:

$$A = \begin{bmatrix} \hat{u}_x & \hat{u}_y & \hat{u}_z \\ \hat{v}_x & \hat{v}_y & \hat{v}_z \\ \hat{w}_x & \hat{w}_y & \hat{w}_z \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

gdzie $u_x=A_{11}$, $u_y=A_{21}$, $u_z=A_{31}$, $v_x=A_{12}$, $v_y=A_{22}$, $v_z=A_{32}$, $w_x=A_{13}$, $w_y=A_{23}$ oraz $w_z=A_{33}$.

W macierzy tej każdy element jest cosinusem kąta pomiędzy wektorem jednostkowym układu współrzędnych bryły a jedną z osi układu odniesienia.

Zgodnie z twierdzeniem Eulera każdy, nawet złożony, obrót można przedstawić jako jeden obrót wokół jednej określonej osi. Oś tę opisuje wektor jednostkowy:

$$\hat{e} = [e_x \ e_y \ e_z]^T \quad (6.3)$$

który jest niezmienny względem kąta obrotu, a kąt obrotu skalarem θ . Przy czym współrzędne wektora wyrażone są względem globalnego układu współrzędnych X, Y, Z.

Obrót ten można również przedstawić jako złożenie trzech kolejnych obrotów wokół wersorów układu współrzędnych, czyli trzy kąty Eulera ϕ , θ , ψ , opisujące trzy kolejne obroty w taki sposób, że macierz obrotów A jest iloczynem trzech prostszych macierzy:

$$A = A_3 A_2 A_1 \quad (6.4)$$

Innym podejściem jest zastosowanie kwaternionów (symetrycznych parametrów Eulera). Można je zapisać poprzez czteroelementowy wektor:

$$\hat{q} = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4]^T \quad (6.5)$$

Elementy tego wektora (kwaterniony) można wyrazić za pomocą składowych osi Eulera (e_x , e_y , e_z) i kąta θ :

$$q_1 = e_x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6.6)$$

$$q_2 = e_y \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6.7)$$

$$q_3 = e_z \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6.8)$$

$$q_4 = \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6.9)$$

Cechą charakterystyczną kwaternionów jest spełnianie poniższego warunku:

$$q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 + q_4^2 = 1 \quad (6.10)$$

Istnieją transformacje umożliwiające przeliczanie powyższych metod reprezentacji obrotów pomiędzy sobą.

Obliczenie składowych wersorów osi Eulera oraz kąta θ na podstawie elementów macierzy cosinusów kierunkowych opisują poniższe zależności:

$$\theta = \arccos\left(\frac{(A_{11} + A_{22} + A_{33} - 1)}{2}\right) \quad (6.11)$$

$$e_x = \frac{(A_{32} - A_{23})}{2 \sin \theta} \quad (6.12)$$

$$e_y = \frac{(A_{13} - A_{32})}{2 \sin \theta} \quad (6.13)$$

$$e_z = \frac{(A_{21} - A_{12})}{2 \sin \theta} \quad (6.14)$$

natomiast obliczenia kątów Eulera można dokonać na podstawie poniższych związków:

$$\phi = \arctan(A_{31}, A_{32}) \quad (6.15)$$

$$\theta = \arccos(A_{33}) \quad (6.16)$$

$$\psi = -\arctan(A_{13}, A_{23}) \quad (6.17)$$

Obliczenie kwaternionów z macierzy cosinusów kierunkowych jest realizowane na podstawie poniższych wzorów:

$$q_4 = \pm \frac{1}{2} \sqrt{1 + A_{11} + A_{22} + A_{33}} \quad (6.18)$$

$$q_1 = \frac{1}{4q_4} (A_{23} - A_{32}) \quad (6.19)$$

$$q_2 = \frac{1}{4q_4} (A_{31} - A_{13}) \quad (6.20)$$

$$q_3 = \frac{1}{4q_4} (A_{12} - A_{21}) \quad (6.21)$$

Dla małych kątów q_4 jest bliskie 1 i wówczas słuszna jest poniższa zależność:

$$q_4 = \pm \frac{1}{2} \sqrt{1 + A_{11} - A_{22} - A_{33}} \quad (6.22)$$

$$q_1 = \frac{1}{4q_4} (A_{23} + A_{32}) \quad (6.23)$$

$$q_2 = \frac{1}{4q_4} (A_{31} + A_{13}) \quad (6.24)$$

$$q_3 = \frac{1}{4q_4} (A_{12} + A_{21}) \quad (6.25)$$

Jest możliwe również obliczenie kwaternionów za pomocą kątów Eulera ϕ , θ , ψ :

$$q_1 = -\cos\left(\frac{\phi - \psi}{2}\right) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6.26)$$

$$q_2 = \sin\left(\frac{\phi - \psi}{2}\right) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6.27)$$

$$q_3 = -\sin\left(\frac{\phi + \psi}{2}\right) \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6.28)$$

$$q_4 = \cos\left(\frac{\phi + \psi}{2}\right) \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6.29)$$

oraz odwrotnie kątów Eulera za pomocą kwaternionów q_1 , q_2 , q_3 , q_4 :

$$\phi = \arctan((q_1 q_3 + q_2 q_4), (q_2 q_3 - q_1 q_4)) \quad (6.30)$$

$$\theta = \arccos(-q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 + q_4^2) \quad (6.31)$$

$$\psi = -\arctan((q_1 q_3 - q_2 q_4), (q_2 q_3 + q_1 q_4)) \quad (6.32)$$

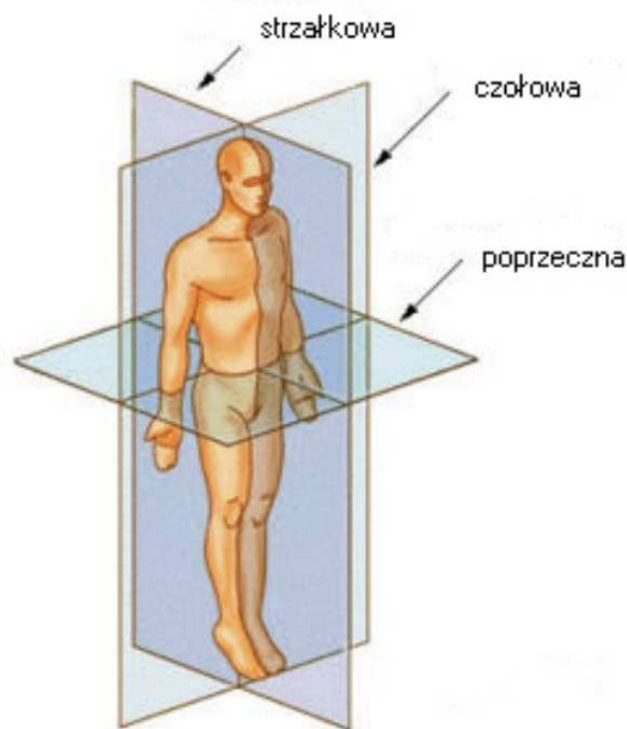
Jeśli obroty o kąty Eulera odbywają się względem osi układu współrzędnych w kolejności X-Y-Z to $A_1=A_x$, $A_2=A_y$, a $A_3=A_z$. Macierze te mają postać:

$$A_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 \cos \phi & -\sin \phi & \\ 0 \sin \phi & \cos \phi & \end{bmatrix} \quad (6.33)$$

$$A_y = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (6.34)$$

$$A_z = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6.35)$$

W niniejszej pracy do opisu wzajemnych obrotów odcinków kręgosłupa względem miednicy oraz barków względem miednicy wykorzystano kąty Eulera. W analizie ruchu są one najczęściej stosowane, gdyż przy odpowiedniej orientacji lokalnych układów współrzędnych (związanych z segmentami ciała) opisują one ruchy części ciała zachodzące w anatomicznych płaszczyznach, a zatem mają bezpośrednie przełożenie na badanie kliniczne. Rys. 6.7 przedstawia płaszczyzny strzałkową, czołową i poprzeczną, w których ocenia się w klinice ruch człowieka.



Rys. 6.7. Płaszczyzny: strzałkowa, czołowa i poprzeczna, w której ocenia się w klinice ruchy ciała człowieka.

Do każdego badanego segmentu ciała przypisany jest lokalny układ współrzędnych zdefiniowany przez wersory osi (i , j , k), których współrzędne w globalnym (laboratoryjnym) układzie współrzędnych są opisane w następujący sposób:

$$\vec{i} = \begin{bmatrix} x_i & y_i & z_i \end{bmatrix} \quad (6.36)$$

$$\vec{j} = \begin{bmatrix} x_j & y_j & z_j \end{bmatrix} \quad (6.37)$$

$$\vec{k} = \begin{bmatrix} x_k & y_k & z_k \end{bmatrix} \quad (6.38)$$

W zapisie macierzowym lokalne układy współrzędnych segmentu proksymalnego (P), będącego układem odniesienia oraz dystalnego (D) można zapisać odpowiednio:

$$T_P = \begin{bmatrix} x_{iP} & y_{iP} & z_{iP} \\ x_{jP} & y_{jP} & z_{jP} \\ x_{kP} & y_{kP} & z_{kP} \end{bmatrix} \quad (6.39)$$

$$T_D = \begin{bmatrix} x_{iD} & y_{iD} & z_{iD} \\ x_{jD} & y_{jD} & z_{jD} \\ x_{kD} & y_{kD} & z_{kD} \end{bmatrix} \quad (6.40)$$

Segmentem proksymalnym jest w tym przypadku obręcz biodrowa, natomiast segmentami dystalnymi obręcz barkowa oraz wszystkie odcinki kręgosłupa. W ilościowej analizie ruchu podstawowym segmentem jest miednica, stanowiąca segment bazowy względem którego liczony jest zarówno ruch kończyn dolnych jak i tułowia.

Wykorzystując zależności 6.33 do 6.35 można rozpisać macierz obrotów A (zależność 6.4) za pomocą kątów Eulera, tj.:

$$A = A_3 A_2 A_1 = A_z A_y A_x = \begin{bmatrix} \alpha_{11} & \alpha_{12} & \alpha_{13} \\ \alpha_{21} & \alpha_{22} & \alpha_{22} \\ \alpha_{31} & \alpha_{32} & \alpha_{33} \end{bmatrix} \quad (6.41)$$

gdzie:

$$\alpha_{11} = \cos \psi \cos \phi - \cos \theta \sin \phi \sin \psi \quad (6.42)$$

$$\alpha_{12} = \cos \psi \sin \phi + \cos \theta \cos \phi \sin \psi \quad (6.43)$$

$$\alpha_{13} = \sin \psi \sin \theta \quad (6.44)$$

$$\alpha_{21} = -\sin \psi \cos \phi - \cos \theta \sin \phi \cos \psi \quad (6.45)$$

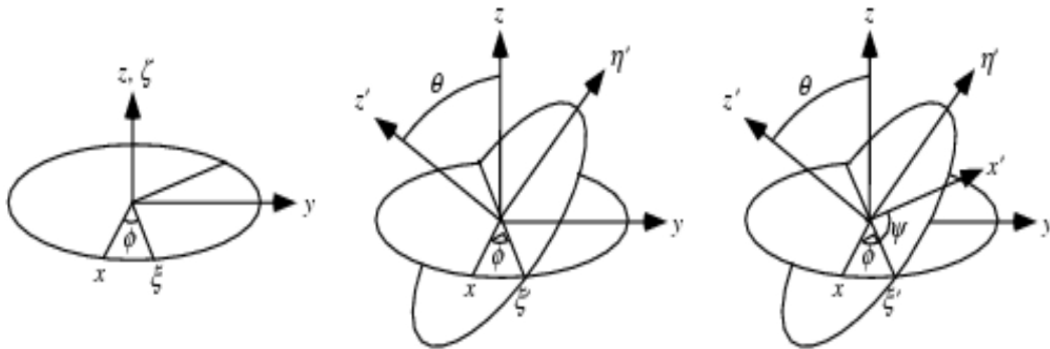
$$\alpha_{22} = -\sin \psi \sin \phi + \cos \theta \cos \phi \cos \psi \quad (6.46)$$

$$\alpha_{23} = \cos \psi \sin \theta \quad (6.47)$$

$$\alpha_{31} = \sin \theta \sin \phi \quad (6.48)$$

$$\alpha_{32} = -\sin \theta \cos \phi \quad (6.49)$$

$$\alpha_{33} = \cos \theta \quad (6.50)$$



Rys.6.8. Oznaczanie kątów Eulera ϕ , θ , ψ .

Korzystając z powyższych wzorów kąty Eulera dwóch układów współrzędnych względem siebie (schemat przedstawiony na rys. 6.8) można obliczyć według poniższych wzorów:

$$\theta = \begin{cases} \arcsin(\alpha_{31}) \\ \pi - \arcsin(\alpha_{31}) \end{cases} \quad (6.51)$$

dla $\theta \neq \frac{\pi}{2}$;

$$\phi = \begin{cases} \arctan\left(-\frac{\alpha_{32}}{\alpha_{33}}\right) & \alpha_{33} \cos \theta > 0 \\ \arctan\left(-\frac{\alpha_{32}}{\alpha_{33}}\right) + \pi & \alpha_{33} \cos \theta < 0 \end{cases} \quad (6.52)$$

$$\psi = \begin{cases} \arctan\left(-\frac{\alpha_{21}}{\alpha_{11}}\right) & \alpha_{11} \cos \theta > 0 \\ \arctan\left(-\frac{\alpha_{21}}{\alpha_{11}}\right) + \pi & \alpha_{11} \cos \theta < 0 \end{cases} \quad (6.53)$$

Wzory na kąty Eulera przedstawione są w dwóch wersjach: pierwsza dotyczy kątów mniejszych od 90° , druga kątów wyższych od 90° .

Jednocześnie macierz cosinusów kierunkowych można przedstawić w postaci iloczynu macierzy współrzędnych układów lokalnych dystalnego i proksymalnego:

$$A = T_D T_P^T = \begin{bmatrix} \alpha_{11} & \alpha_{12} & \alpha_{13} \\ \alpha_{21} & \alpha_{22} & \alpha_{23} \\ \alpha_{31} & \alpha_{32} & \alpha_{33} \end{bmatrix} \quad (6.54)$$

gdzie T_P^T jest macierzą transponowaną macierzy T_P (zależność 6.39):

$$T_P^T = \begin{bmatrix} x_{iP} & x_{jP} & x_{kP} \\ y_{iP} & y_{jP} & y_{kP} \\ z_{iP} & z_{jP} & z_{kP} \end{bmatrix} \quad (6.55)$$

Po wykonaniu mnożenia macierzy jej elementy można przedstawić w postaci:

$$\alpha_{11} = x_{iD}x_{iP} + y_{iD}y_{iP} + z_{iD}z_{iP} \quad (6.56)$$

$$\alpha_{21} = x_{jD}x_{iP} + y_{jD}y_{iP} + z_{jD}z_{iP} \quad (6.57)$$

$$\alpha_{31} = x_{kD}x_{iP} + y_{kD}y_{iP} + z_{kD}z_{iP} \quad (6.58)$$

$$\alpha_{12} = x_{iD}x_{jP} + y_{iD}y_{jP} + z_{iD}z_{jP} \quad (6.59)$$

$$\alpha_{22} = x_{jD}x_{jP} + y_{jD}y_{jP} + z_{jD}z_{jP} \quad (6.60)$$

$$\alpha_{32} = x_{kD}x_{jP} + y_{kD}y_{jP} + z_{kD}z_{jP} \quad (6.61)$$

$$\alpha_{13} = x_{iD}x_{kP} + y_{iD}y_{kP} + z_{iD}z_{kP} \quad (6.62)$$

$$\alpha_{23} = x_{jD}x_{kP} + y_{jD}y_{kP} + z_{jD}z_{kP} \quad (6.63)$$

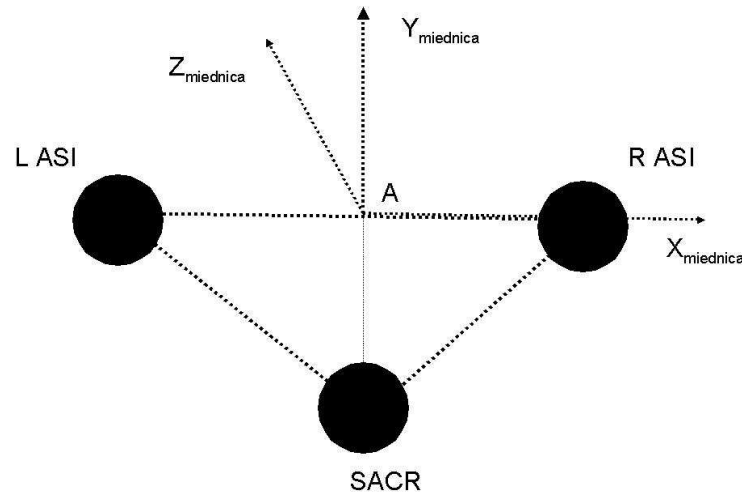
$$\alpha_{33} = x_{kD}x_{kP} + y_{kD}y_{kP} + z_{kD}z_{kP} \quad (6.64)$$

Widać zatem że znając współrzędne wektorów obu układów lokalnych (które są względem siebie obracane) można obliczyć kąty Eulera w globalnym układzie współrzędnych.

Znając położenie punktów charakterystycznych na ciele pacjenta (markerów) można określić lokalne układy współrzędnych w zapisie macierzowym (zależności 6.39 i 6.40) oraz obliczyć ich iloczyn, czyli macierz obrotów A (wzór 6.54 oraz kolejne wzory 6.56 do 6.64). Korzystając z zależności 6.51 do 6.53 obliczono kąty Eulera.

Ponieważ ruchy obręczy barkowej względem biodrowej oraz odcinków kręgosłupa względem obręczy biodrowej są mniejsze niż 90° wykorzystano pierwszą wersję wzorów na kąty Eulera (podaną we wzorach 6.51 – 6.53).

Na rys. 6.9 przedstawiono rozmieszczenie markerów na obręczy biodrowej. Lokalny układ współrzędnych związany z tym segmentem stanowi układ proksymalny, czyli układ odniesienia dla obręczy barkowej i odcinków kręgosłupa.



Rys. 6.9. Rozmieszczenie markerów na obręczy biodrowej i jej lokalny układ współrzędnych.

W globalnym, laboratoryjnym układzie odniesienia położenie markerów (SACR, LASI, RASI) określają ich odpowiednie współrzędne (x, y, z):

$$SACR = [x_{SACR} \quad y_{SACR} \quad z_{SACR}] \quad (6.65)$$

$$LASI = [x_{LASI} \quad y_{LASI} \quad z_{LASI}] \quad (6.66)$$

$$RASI = [x_{RASI} \quad y_{RASI} \quad z_{RASI}] \quad (6.67)$$

Lokalny układ współrzędnych obręczy biodrowej jest umieszczony w punkcie A (rys.6.9) który znajduje się w połowie odcinka wyznaczonego przez markery LASI i RASI. Jego współrzędne wynoszą:

$$A = [x_A \quad y_A \quad z_A] \quad (6.68)$$

gdzie:

$$x_A = \frac{(x_{LASI} + x_{RASI})}{2} \quad (6.69)$$

$$y_A = \frac{(y_{LASI} + y_{RASI})}{2} \quad (6.70)$$

$$z_A = \frac{(z_{LASI} + z_{RASI})}{2} \quad (6.71)$$

Kierunek pierwszej osi lokalnego układu współrzędnych związanego z obręczą biodrową wyznaczał wektor A-RASI, o współrzędnych:

$$\overrightarrow{ARASI} = [x_{RASI} - x_A \quad y_{RASI} - y_A \quad z_{RASI} - z_A] \quad (6.72)$$

i długości:

$$|\overrightarrow{ARASI}| = \sqrt{(x_{RASI} - x_A)^2 + (y_{RASI} - y_A)^2 + (z_{RASI} - z_A)^2} \quad (6.73)$$

Natomiast wersor osi X_m lokalnego układu współrzędnych wyznacza wektor jednostkowy:

$$\vec{x}_m = \begin{bmatrix} \frac{x_{RASI} - x_m}{|ARASI|} & \frac{y_{RASI} - y_m}{|ARASI|} & \frac{z_{RASI} - z_m}{|ARASI|} \end{bmatrix} \quad (6.74)$$

Następnie w kolejnym kroku obliczane są współrzędne wektora leżącego w płaszczyźnie miednicy a łączącego punkt A z markerem umieszczonym na kości krzyżowej na wysokości wyrostka S2: SACR.

$$\vec{ASACR} = \begin{bmatrix} x_{SACR} - x_A & y_{SACR} - y_A & z_{SACR} - z_A \end{bmatrix} \quad (6.75)$$

Wektor Z_{AXIS} będący iloczynem wektorowym wektorów $ASACR$ i $ARASI$, prostopadły do płaszczyzny miednicy wyznacza kierunek osi pionowej Z_m :

$$\vec{Z}_{AXIS} = \vec{ASACR} \times \vec{ARASI} = \begin{bmatrix} Z_1 & Z_2 & Z_3 \end{bmatrix} \quad (6.76)$$

gdzie:

$$Z_1 = ((y_{SACR} - y_A)(z_{RASI} - z_A) - (z_{SACR} - z_A)(y_{RASI} - y_A)) \quad (6.77)$$

$$Z_2 = ((z_{SACR} - z_A)(x_{RASI} - x_A) - (x_{SACR} - x_A)(z_{RASI} - z_A)) \quad (6.78)$$

$$Z_3 = ((x_{SACR} - x_A)(y_{RASI} - y_A) - (y_{SACR} - y_A)(x_{RASI} - x_A)) \quad (6.79)$$

Analogicznie wersor osi pionowej Z_m lokalnego układu współrzędnych obręczy biodrowej wyznaczony jest przez następujące współrzędne wektora jednostkowego:

$$\vec{z}_m = \begin{bmatrix} \frac{Z_1}{|Z_{AXIS}|} & \frac{Z_2}{|Z_{AXIS}|} & \frac{Z_3}{|Z_{AXIS}|} \end{bmatrix} \quad (6.80)$$

gdzie:

$$|Z_{axis}| = \sqrt{Z_1^2 + Z_2^2 + Z_3^2} \quad (6.81)$$

Wreszcie wersor Y_m wyznaczany jest przez iloczyn wektorowy wersorów Z_m i X_m :

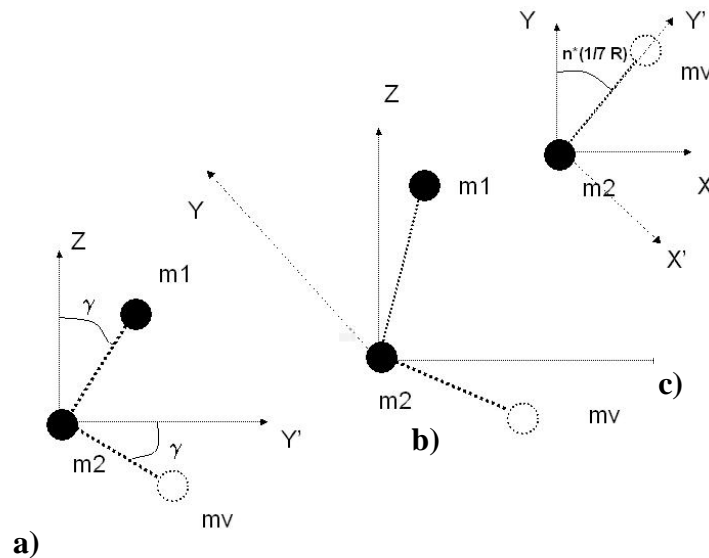
$$\vec{y}_m = \vec{x}_m \times \vec{z}_m \quad (6.82)$$

Analogicznie obliczane są wersory lokalnego układu współrzędnych związanego z obręczą barkową, wyznaczoną przez markery umieszczone na wyrostkach barkowych: lewym LACR i prawym RACR oraz na wysokości wyrostka kolczystego kręgu C7.

W badaniach z systemem VICON dla każdego segmentu kręgosłupa zdefiniowanego przez dwa markery dodano według własnej oryginalnej koncepcji trzeci, tzw. wirtualny marker. Zapewnia on tym samym konieczne istnienie układu trzech markerów. Zespół trzech markerów umożliwił bowiem obliczenie kątów Eulera obrotu lokalnego układu współrzędnych względem układu odniesienia.

Rysunek 6.10 pokazuje schematyczny sposób sytuowania wirtualnego markera mv w układzie z

markerami m1 i m2.



Rys. 6.10. Sytuowanie wirtualnego markera mv w lokalnym układzie współrzędnych X, Y, Z; m1 – wyżej położony marker, m2 – niżej położony marker, R – kąt globalnej rotacji obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w płaszczyźnie poprzecznej, n – numer segmentu.

Rys. 6.11 przedstawia schemat blokowy obliczania położenia wirtualnego markera, natomiast poniżej znajduje się szczegółowy opis procedury. Punktem wyjścia do określenia współrzędnych wirtualnego markera jest znajomość współrzędnych niżej położonego markera w segmencie kręgosłupa, tj. markera m2:

$$m_2 = \begin{bmatrix} m_{2x} & m_{2y} & m_{2z} \end{bmatrix} \quad (6.83)$$

Lokalny układ współrzędnych XYZ, związany z obręczą biodrową, jest układem odniesienia dla segmentów kręgosłupa (podobnie jak dla obręczy barkowej). W płaszczyźnie poprzecznej wyznaczonej przez osie XY lokalnego układu współrzędnych obręczy biodrowej (rys.6.10c) w jednostkowej odległości od markera m2 położony wirtualny marker, przesunięty względem markera m2 o wektor osi Y, y_m , (wzór 6.82). Jego współrzędne określa równanie:

$$mv_1 = [m_{2x} + y_m \quad m_{2y} + y_m \quad m_{2z} + y_m] = [mv_{1x} \quad mv_{1y} \quad mv_{1z}] \quad (6.84)$$

Kolejne położenie markera wirtualnego to jego przesunięcie (obrót) w stosunku do osi Y, która jest chwilową osią wyznaczającą kierunek ruchu, o kąt będący iloczynem numeru segmentu (najniższy segment ma numer 1, najwyższy 7) i jednej siódmej kąta chwilowej rotacji obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w płaszczyźnie poprzecznej.

$$\delta = n \times \frac{1}{7} R \quad (6.85)$$

Kolejne położenie markera wirtualnego oznaczone jest przez mv_2 , określa je równanie:

$$mv_2 = [mv_{2x} \quad mv_{2y} \quad mv_{2z}] \quad (6.86)$$

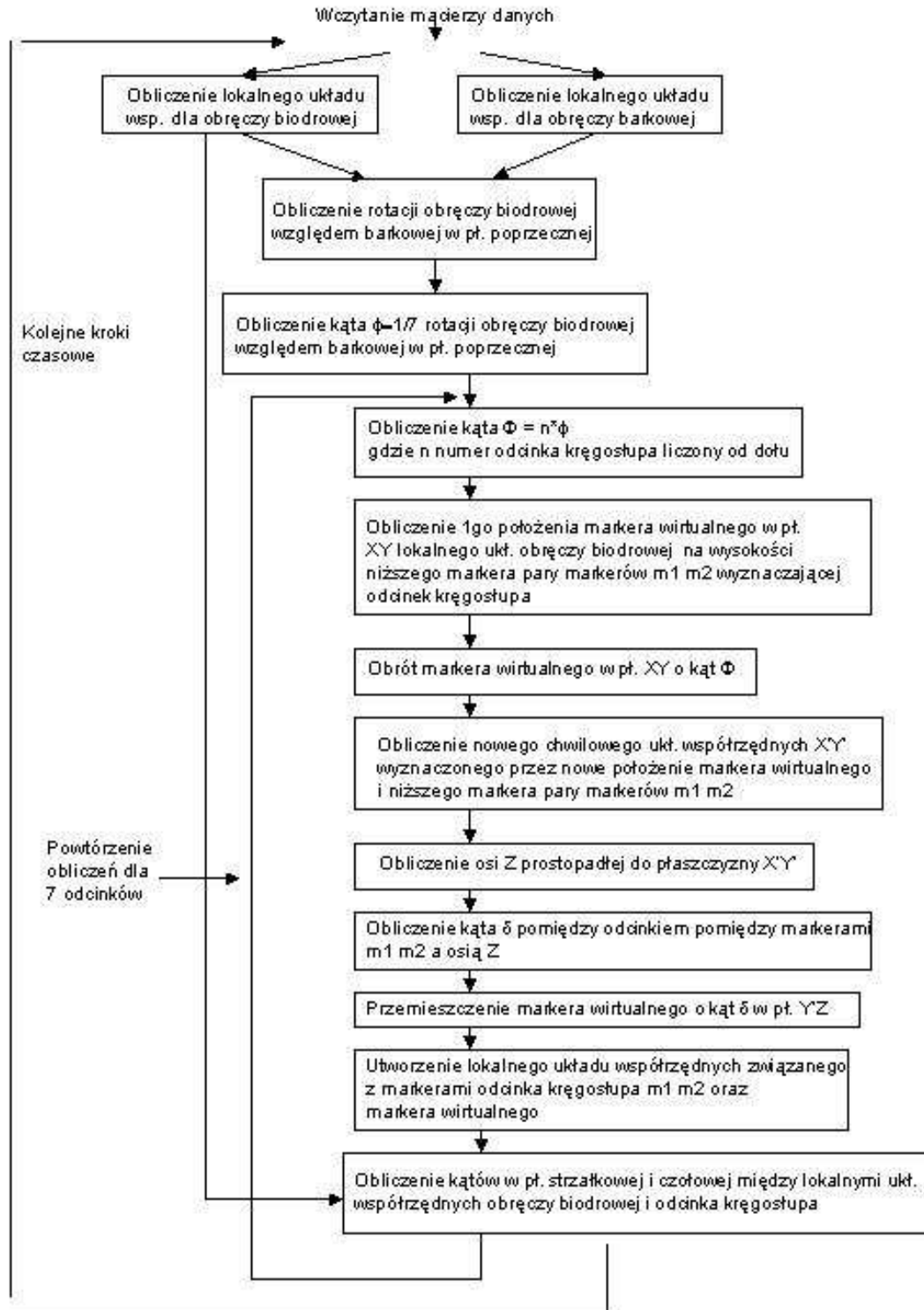
gdzie:

$$mv_{2x} = mv_{1x} \cos \delta + mv_{1y} \sin \delta \quad (6.89)$$

$$mv_{2y} = -mv_{1x} \sin \delta + mv_{1y} \cos \delta \quad (6.90)$$

$$mv_{2z} = mv_{1z} \quad (6.91)$$

Ruch rotacyjny poszczególnych segmentów kręgosłupa składa się na całkowitą rotację obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w płaszczyźnie poprzecznej. Przyjęto zatem założenie, że rotacja ta jest równomiernie rozłożona na poszczególne segmenty kręgosłupa i założenie to stanowi autorską podstawę obliczenia kąta obrotu wirtualnego markera względem osi Y. Założenie to nie zawsze jest słuszne, gdyż ruchomość kręgosłupa jest różna na różnych jego poziomach. Największa jest w odcinku lędźwiowym i najwyższym piersiowym, natomiast najmniejsza jest w środkowym odcinku piersiowym. Jednak wobec niemożności dokładnego zmierzenia tej rotacji założenie to jest dopuszczalne i pozwala uzyskać akceptowalne rezultaty.



Rys.6.11. Schemat przepływowego obliczania położenia wirtualnego markera, gdzie T – odpowiada 100 % cyklu chodu.

Markery m2 i marker wirtualny wyznaczają nowe chwilowe osie $X'Y'$ w płaszczyźnie poprzecznej. W płaszczyźnie strzałkowej wyznaczonej przez pionową oś Z lokalnego układu współrzędnych i nową oś Y' (rys.6.10a) wirtualny marker jest przemieszczany o kąt równy kątowi zawartemu

między osią Z a linią wyznaczoną w tej płaszczyźnie przez markery m2 i m1.

Wektor wyznaczony przez markery m1 i m2 ma współrzędne:

$$\overrightarrow{m_2 m_1} = [(m_{1x} - m_{2x}) \quad (m_{1y} - m_{2y}) \quad (m_{1z} - m_{2z})] \quad (6.92)$$

Kąt γ jest kątem pomiędzy wektorem osi Z lokalnego układu współrzędnych związanych z obręczą barkową, określonym wzorem 6.80, a wektorem między markerami m1 i m2, opisanym wzorem 6.92. Można go obliczyć ze wzoru:

$$\gamma = \arccos(\overrightarrow{m_1 m_2} \cdot \overrightarrow{z_m}) \quad (6.93)$$

przy czym:

$$\cos(\overrightarrow{m_2 m_1}, \overrightarrow{z_m}) = \frac{(m_2 m_{1x} z m_x + m_2 m_{1y} z m_y + m_2 m_{1z} z m_z)}{\left(\sqrt{m_2 m_{1x}^2 + m_2 m_{1y}^2 + m_2 m_{1z}^2} \right) \left(\sqrt{z m_x^2 + z m_y^2 + z m_z^2} \right)} \quad (6.94)$$

gdzie:

$$\overrightarrow{m_2 m_1} = [m_2 m_{1x} \quad m_2 m_{1y} \quad m_2 m_{1z}] \quad (6.95)$$

$$\overrightarrow{z_m} = [z m_x \quad z m_y \quad z m_z] \quad (6.96)$$

Ostateczne współrzędne markera wirtualnego określone są przez współrzędne:

$$mv = [mv_x \quad mv_y \quad mv_z] \quad (6.97)$$

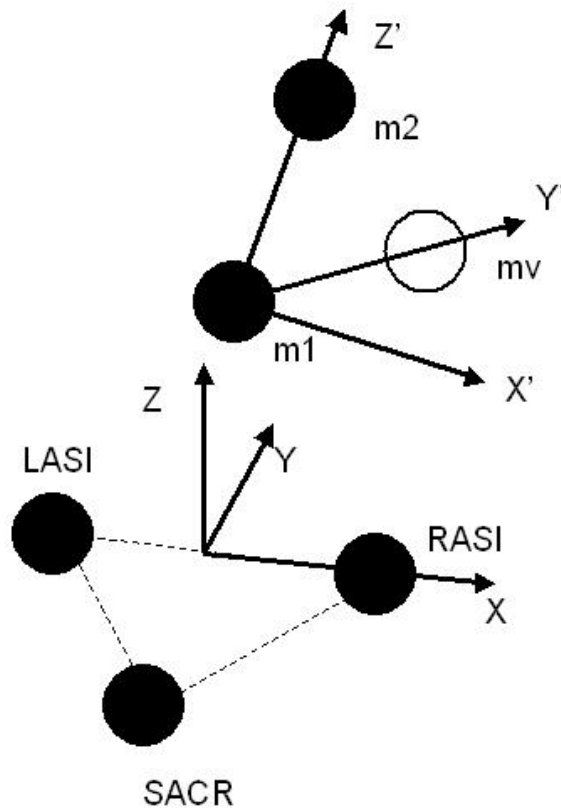
gdzie:

$$mv_x = mv_{2x} \quad (6.98)$$

$$mv_y = mv_{2z} \cos \gamma + mv_{2y} \sin \gamma \quad (6.99)$$

$$mv_z = mv_{2z} \sin \gamma + mv_{2y} \cos \gamma \quad (6.100)$$

Ostatecznie znając współrzędne trzech punktów, tj. rzeczywistych markerów m1 i m2 oraz wirtualnego markera mv można wyznaczyć lokalny układ współrzędnych związany z analizowanym segmentem kręgosłupa. Pozwala to obliczyć jego obroty względem układu odniesienia, jakim jest lokalny układ współrzędnych obręczy biodrowej (rys. 6.12).



Rys. 6.12. Lokalne układy współrzędnych: dystalny związany z segmentem kręgosłupa (X', Y', Z') i proksymalny związany z obręczą biodrową; SACR, LASI i RASI to markery na obręczy biodrowej, markery na segmencie kręgosłupa: m2 – niżej położony marker, m1 – wyżej położony marker, mv – marker wirtualny.

Oś Y lokalnego układu współrzędnych jest wyznaczona przez wektor łączący marker m2 z markerem wirtualnym mv. Obliczany jest wersor tej osi. Iloczyn wektorowy wektorów $\overrightarrow{m_2 m_1}$ oraz $\overrightarrow{m_2 m_v}$ wyznacza wektor wyznaczający kierunek osi X lokalnego układu współrzędnych. Obliczany jest wersor tego wektora. Na końcu iloczyn wektorowy obu wersorów wyznacza wersor osi Z (w obliczeniach wykorzystywane są wzory opisane wcześniej dla obręczy biodrowej: od 6.65 do 6.82).

Opisana powyżej procedura dla pojedynczego odcinka stosowana jest sekwencyjnie w badaniach dla wszystkich siedmiu segmentów kręgosłupa.

Mając wyznaczone lokalne układy współrzędnych związane z obręczą biodrową, barkową oraz wszystkimi segmentami kręgosłupa można obliczyć kąty Eulera na podstawie wcześniej podanych wzorów (wzory 6.36 do 6.64). Układ związany z obręczą biodrową był układem odniesienia w stosunku do wszystkich pozostałych układów lokalnych. W przypadku segmentów kręgosłupa nie brano pod uwagę kąta Eulera w płaszczyźnie poprzecznej, co wynikało z procedury wyznaczenia

położenia markera wirtualnego.

Obliczenia położenia lokalnych układów współrzędnych oraz kątów Eulera odbywają się we własnych procedurach napisanych w programie MATLAB. Wprowadzają macierz D zawierającą w kolejnych kolumnach współrzędne x,y,z (w laboratoryjnym układzie współrzędnych) wszystkich markerów umieszczonych na ciele pacjenta. Każdy wiersz macierzy odpowiada jednej chwili czasowej.

Obliczenia rozpoczynają się od wczytania macierzy D. Informacje o tym, który wiersz odpowiada początkowi i końcowi cyklu chodu lewej i prawej kończyny dolnej wprowadzane są ręcznie, gdyż identyfikacja odbywa się na poziomie Workstation (program zbierania danych i wstępnego ich przetwarzania systemu VICON).

Następnie definiowane są lokalne układy współrzędnych związanych z obręczą barkową i biodrową.

Kolumny 28-36 to współrzędne x,y,z markerów umieszczonych na obręczy biodrowej: na wysokości S2 kości krzyżowej (kolumny 28-30), oraz lewego kolca biodrowego przedniego górnego (kolumny 31-33) i kolca prawego biodrowego przedniego górnego (kolumny 34-36).

Poniżej przedstawiono fragment programu.

```
A1(1)=D(i,31)+0.5*(D(i,34)-D(i,31));
A1(2)=D(i,32)+0.5*(D(i,35)-D(i,32));
A1(3)=D(i,33)+0.5*(D(i,36)-D(i,33));
B1=D(i,34:36);
C1=D(i,28:30);
[Xm,Ym,Zm]=uklad1(A1,B1,C1);
PLV(1,:)=Xm;
PLV(2,:)=Ym;
PLV(3,:)=Zm;
```

Natomiast Xm, Ym, Zm to w programie wektory jednostkowe (wersory) lokalnego układu współrzędnych związanego z miednicą. Są one podstawiane do macierzy PLV. Procedura „uklad1” to procedura własna MATLABA obliczająca wersory dla określonego układu markerów definiujących segment. Dla każdego układu markerów napisano charakterystyczną dla nich procedurę. Poniżej podano przykładowo procedurę „uklad1”, w której funkcja „wektorowy” wiąże się obliczaniem iloczynu wektorowego dwóch wektorów.

```
function[X,Y,Z]=uklad1(A,B,C)
%obliczanie jednostkowego układu współrzędnych bryły sztywnej wyznaczonej przez
3 punkty A,B i C, przy czym środek układu leży w punkcie A, oś X wyznaczona jest
przez wektor AB a punkt C leży za osią X
AB(1)=B(1)-A(1);
AB(2)=B(2)-A(2);
AB(3)=B(3)-A(3);
AC(1)=C(1)-A(1);
AC(2)=C(2)-A(2);
AC(3)=C(3)-A(3);
[AZ]=wektorowy(AC,AB);
```

```
[AY]=wektorowy(AZ,AB);
ab=sqrt(AB(1)^2+AB(2)^2+AB(3)^2);
X(1)=AB(1)/ab;
X(2)=AB(2)/ab;
X(3)=AB(3)/ab;
ay=sqrt(AY(1)^2+AY(2)^2+AY(3)^2);
Y(1)=AY(1)/ay;
Y(2)=AY(2)/ay;
Y(3)=AY(3)/ay;
az=sqrt(AZ(1)^2+AZ(2)^2+AZ(3)^2);
Z(1)=AZ(1)/az;
Z(2)=AZ(2)/az;
Z(3)=AZ(3)/az;
```

W analogiczny sposób obliczane są wersory lokalnego układu współrzędnych związanych z obręczą barkową, które następnie podstawiane są do macierzy SH. Następnie obliczane są kąty Eulera pomiędzy obydwoma lokalnymi układami współrzędnych.

```
[PSHx(i),PSHy(i),PSHz(i)]=Euler(SH,PLV);
```

gdzie „Euler” to własna procedura MATLABA obliczająca kąty Eulera pomiędzy dwoma lokalnymi układami współrzędnych, przy czym drugi układ (tu: PLV) to układ odniesienia.

```
function[k1,k2,k3]=Euler(wd,wp)
%Oblicza katy Eulera między dwoma układami współrzędnych wyznaczonych przez
wersory układów: wp-proksymalny (odniesienia) wd-dystalny(odnoszony).
%W obu macierzach pierwszy rząd to współrzędne wersora osi x, drugi y, trzeci z.
%k1 - kąt obrotu wokół osi Y
%k2 - kąt obrotu wokół osi X, k3 - kąt obrotu wokół osi z.
k2=-asin(scalar(wd(3,:),wp(2,:)));
k1=asin(scalar(wd(3,:),wp(1,:))/cos(k2));
k3=asin(scalar(wd(1,:),wp(2,:))/cos(k1));
k1=k1*360/(2*pi);
k2=k2*360/(2*pi);
k3=k3*360/(2*pi);
```

W programie kąt k_3 wokół osi z jest podstawą obliczenia położenia markera wirtualnego. Ponieważ obrót obręczy barkowej względem obręczy biodrowej wokół osi z powstaje z sumy obrotów poszczególnych odcinków kręgosłupa przyjęto założenie jednakowego obrotu wzdłuż całego kręgosłupa i podzielono ten kąt na 7 równych części (patrz też rys.6.10).

Po wczytaniu współrzędnych x,y,z , markerów górnego i dolnego definiujących jeden z siedmiu odcinków kręgosłupa rozpoczyna się obliczanie współrzędnych x_v, y_v, z_v markera wirtualnego. W pierwszym kroku współrzędna y i z to współrzędne y i z dolnego markera, a współrzędna x to współrzędna x punktu pomiędzy kolcami biodrowymi przednimi górnymi obręczy biodrowej. W pierwszym kroku marker jest przesuwany o kąt km w płaszczyźnie poprzecznej.

```
ko=k3/7;
xv=A1(1);
yv=yd;
zv=zd;
Dm=sqrt((xv-xd)^2+(yv-yd)^2+(zv-zd)^2);
```

$$xv = Dm * \cos(ko * n);$$

$$yv = Dm * \sin(ko * n);$$

gdzie: Dm to długość odcinka pomiędzy dolnym markerem a markerem wirtualnym a n to numer odcinka kręgosłupa, przy czym numer 1 ma najniższy odcinek L4-S2, a numer 7 najwyższy odcinek C7-Th4.

Następnie obliczano kąt „gamma” pomiędzy odcinkiem kręgosłupa wyznaczonym przez marker dolny md i górny md a osią pionową Z .

$$Ds = \sqrt{(xg - xd)^2 + (yg - yd)^2 + (zg - zd)^2};$$

$$\text{gamma} = \arccos((zg - zd) / Ds);$$

przy czym Ds to długość odcinka kręgosłupa pomiędzy górnym i dolnym markerem. Finalnie obliczane są współrzędne markera wirtualnego.

$$Dm1 = \sqrt{(xv - xd)^2 + (yv - yd)^2 + (zv - zd)^2};$$

$$yv = Dm1 * \sin(\text{gamma});$$

$$zv = Dm1 * \cos(\text{gamma});$$

gdzie: $Dm1$ to długość odcinka pomiędzy markerem wirtualnym a markerem dolnym. Odcinek kręgosłupa jest teraz zdefiniowany przez 3 markery: dolny md , górny mg i wirtualny mv . Dla tego układu obliczane są wersory lokalnego układu współrzędnych.

$$[Xk, Yk, Zk] = \text{uklad2}(md, mg, mv);$$

$$KR(1, :) = Xk;$$

$$KR(2, :) = Yk;$$

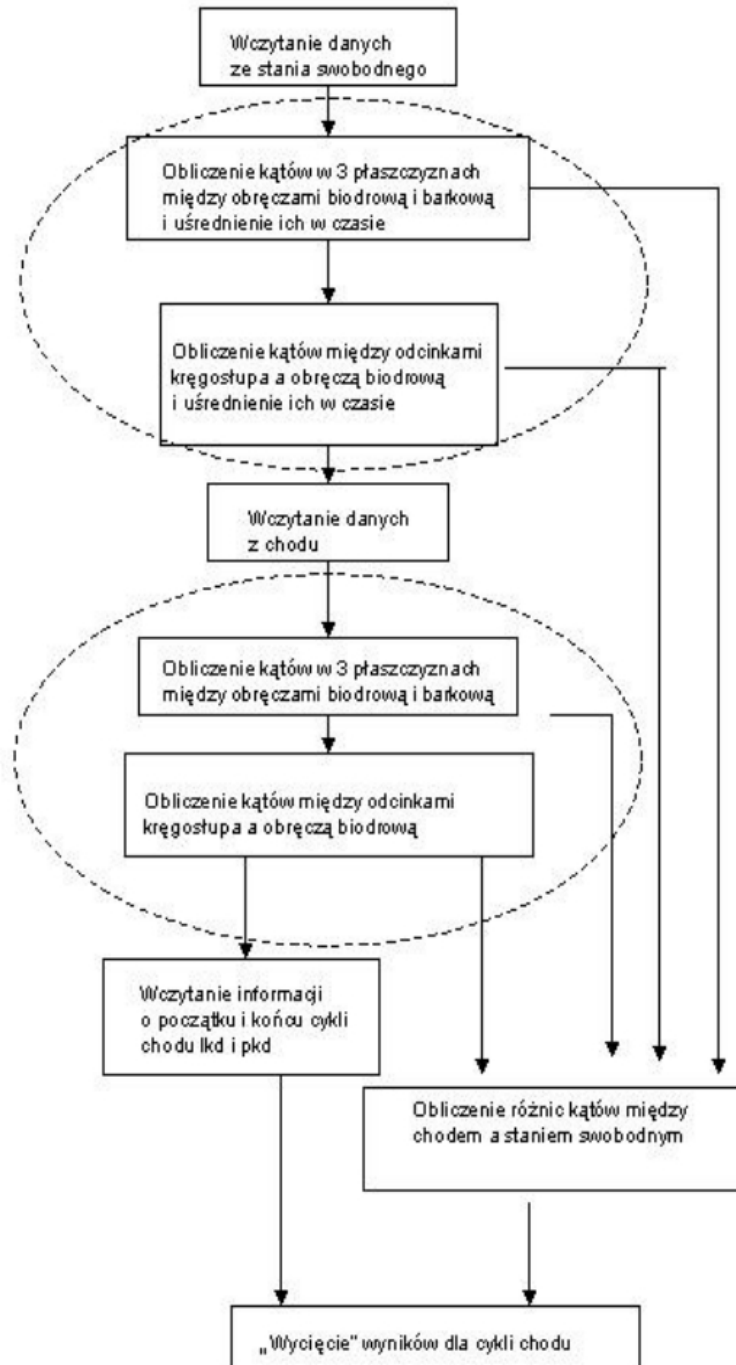
$$KR(3, :) = Zk;$$

W kolejnym postępowaniu obliczane są kąty Eulera pomiędzy lokalnymi układami współrzędnych: związanym z odcinkiem kręgosłupa i tym związanym z obręczą biodrową.

$$[KREx(i), KREy(i), KREz(i)] = \text{Euler}(KR, PLV);$$

Powyższe obliczenia są powtarzane dla wszystkich odcinków kręgosłupa w kolejnych chwilach czasowych. Do analizy brano pod uwagę kąty w płaszczyznach: strzałkowej i czołowej. W powyższym schemacie poprzez i oznaczono krok czasowy, $i=1$ do T (gdzie T to 100 % cyklu chodu). Cała procedura obliczeniowa jest przedstawiona na przykładzie jednego segmentu kręgosłupa i jest powtarzana dla wszystkich siedmiu segmentów.

Kąty obliczane są zarówno dla przypadku stania swobodnego, tj. w warunkach statycznych, a następnie także podczas chodu, co pokazano schematycznie na rys.6.13. Od wyników uzyskanych podczas chodu odejmowano wyniki otrzymane podczas stania swobodnego, uzyskując w wyniku zmiany kątów w ruchu (chód) względem pozycji odniesienia (stanie swobodne).



Rys.6.13. Schematyczne przedstawienie obliczania kątów Eulera podczas chodu względem pozycji odniesienia (stanie swobodne).

Schemat pokazuje sposób otrzymywania wyników, przedstawionych w dalszej części pracy. Owalami (liniami przerywanymi) zaznaczono procedury obliczeniowe przedstawione schematycznie na rys. 6.11.

ROZDZIAŁ 7 – BADANIE RUCHU KRĘGOSŁUPA PODCZAS CHODU - WYNIKI BADAŃ I ICH INTERPRETACJA

7.1 Charakterystyka badanych grup

Badaniom poddano trzy grupy. Badania prowadzono w latach 1993 – 2007. Pierwszą grupą uczestniczącą w badaniach ruchu kręgosłupa stanowiło 10 zdrowych osób (5 kobiet i 5 mężczyzn) wybranych losowo spośród studentów i pracowników Wydziału Biomechaniki i Inżynierii Ortopedycznej w Jönköping. Osoby te w przeszłości, nie cierpiały na żadne choroby pochodzenia ortopedycznego, neurologicznego, bądź reumatologiczne, mogące wpływać na ich sposób poruszania się, ani też obciążać ich w czasie kiedy były prowadzone badania. Badani byli w wieku od 20 do 58 lat, a zatem w okresie kiedy wzorzec chodu jest stały i niezależny od wieku [104]. W czasie pierwszych pomiarów w badaniach dodatkowo uczestniczyło trzech chorych: jeden pacjent z niedowładem połowicznym w wyniku udaru krwotocznego, jeden pacjent z niedowładem czterokończynowym w wyniku urazu rdzenia kręgowego wskutek wypadku komunikacyjnego, oraz jedna pacjentka z bocznym skrzywieniem kręgosłupa. Pacjenci ci byli osobami dorosłymi. W przypadku dwóch pierwszych pacjentów początek choroby powodującej niepełnosprawność nastąpił kilka lat przed prowadzeniem badań, natomiast u pacjentki skolioza utrzymywała się od czasów młodzieńczych. Podsumowanie informacji o tej grupie osób przedstawiono w tabeli 7.1.

Tab.7.1. Charakterystyka pierwszej grupy uczestniczącej w badaniach ruchu kręgosłupa: 10 osób zdrowych oraz trzech pacjentów.

Inicjały osób badanych	Stan zdrowia	Wiek [lata]	Płeć
PS	zdrowy	20	mężczyzna
MQ	zdrowy	23	mężczyzna
IL	zdrowy	58	kobieta
GA	zdrowy	28	kobieta
ML	zdrowy	34	mężczyzna
CI	zdrowy	23	kobieta
AE	zdrowy	24	kobieta
RT	zdrowy	38	mężczyzna
AK	zdrowy	56	mężczyzna
ME	zdrowy	22	kobieta

Inicjały osób badanych	Stan zdrowia	Wiek [lata]	Płeć
Pacjent 1	skolioza	38	kobieta
Pacjent 2	porażenie 4 kończyn.	36	mężczyzna
Pacjent 3	porażenie połowicze	55	mężczyzna

Drugą grupą 15 chorych stanowiły osoby z niedowładem połowicznym. Siedmiu pacjentów z tej grupy cierpiało na niedowład prawostronny, natomiast pozostałych ośmiu na lewostronny. Charakterystyka tej grupy pacjentów znajduje się w tabeli 7.2.

Tab.7.2. Charakterystyka grupy pacjentów z niedowładem połowicznym w wyniku wylewu lub zmian niedokrwiennych.

Pacjent inicjały	Wiek [lata]	Płeć	Czas od wylewu do badania [lata]	Porażona strona	Grupa
K-G. S.	56	kobieta	9	lewa	1 podgrupa
K-E. S.	62	mężczyzna	8	prawa	3 podgrupa
O. L.	57	mężczyzna	5	lewa	1 podgrupa
E. A.	57	kobieta	11	prawa	1 podgrupa
I. L.	35	kobieta	10	prawa	3 podgrupa
L. G.	49	kobieta	10	prawa	3 podgrupa
R. L.	53	mężczyzna	13	prawa	niezaklasyfikowany
S. K.	59	mężczyzna	2	prawa	2 podgrupa
B. J.	57	mężczyzna	2	lewa	1 podgrupa
A.K.	48	mężczyzna	3	prawa	niezaklasyfikowany
L-O. A.	58	kobieta	3	prawa	2 podgrupa
U-B. S.	55	mężczyzna	3	lewa	3 podgrupa
H.L.	39	kobieta	3	lewa	3 podgrupa
E.B.	45	mężczyzna	2	lewa	2 podgrupa
K.E.	60	mężczyzna	3	lewa	3 podgrupa

Okres jaki upłynął od czasu wystąpienia urazu do czasu badania wynosił od 2 do 13 lat. U trzynastu pacjentów niedowład połowiczny wystąpił na skutek zmian niedokrwiennych w mózgu, a u dwóch w wyniku wylewu krwi do mózgu. Wszyscy pacjenci w pierwszym okresie po urazie byli leczeni farmakologicznie, a następnie (poza jednym) uczestniczyli w dwu- lub trzymiesięcznym programie usprawniania (rehabilitacja wraz z terapią zajęciową). Wszyscy pacjenci poruszali się samodzielnie

zarówno w pomieszczeniach zamkniętych jak i na zewnątrz, nie korzystali z żadnych pomocy (np. laski czy kul), czy zaopatrzenia ortopedycznego, nie mieli utrwalonych przykurczy, spastyczności czy innych zaburzeń napięcia mięśniowego w stopniu dużym, a także ruchów towarzyszących (współruchów).

Trzecią grupę badanych stanowiła młodzież ze stwierdzonym bocznym skrzywieniem kręgosłupa. Byli to pacjenci leczeni zachowawczo w Oddziale Dziennym Rehabilitacji Kliniki Rehabilitacji Pediatricznej Instytutu „Pomnik - Centrum Zdrowia Dziecka” (IPCZD). Grupa liczyła 35 pacjentów w wieku od 12 do 15 lat, obojga płci (2 chłopców, 33 dziewczynki). Kryteria włączenia do badanej grupy były następujące: pacjenci ci nie byli wcześniej leczeni w innych ośrodkach, mieli skrzywienie jedno-, lub dwułukowe, pierwszego oraz drugiego stopnia, brak chorób współistniejących mogących wpłynąć na zmiany stereotypu ruchu (np. złamania, problemy układu krążenia, cukrzyca itp.). W przeciwieństwie do poprzednich grup pacjenci ci nie byli badani jednorazowo, ale przynajmniej dwukrotnie, tj. przed rozpoczęciem leczenia w IPCZD, w momencie kwalifikacji do Oddziału, oraz ponownie w odstępie od pół roku do 9 miesięcy. Charakterystyka tych pacjentów znajduje się w tabeli 7.3.

Tab.7.3. Charakterystyka pacjentów z bocznym skrzywieniem kręgosłupa uczestniczących w badaniach kręgosłupa. Wartość kąta Cobba mieściła się w granicach od 20 do 40 stopni.

Płeć	Typ skrzywienia	Liczba pacjentów	Wiek [lata]
chłopcy	dwułukowe	2	13 i 15
dziewczeta	dwułukowe	28	12 do 15
dziewczeta	jednołukowe	5	12 do 15

7.2. Badanie kręgosłupa podczas stania swobodnego – powtarzalność kształtu kręgosłupa (postawy ciała)

Z codziennych obserwacji wiadomo, że sylwetka człowieka, a co za tym idzie kształt kręgosłupa jest niepowtarzalny i osobniczo charakterystyczny. Podczas stania swobodnego każdy osobnik przyjmuje pozycję w odmienny sposób. Celem badania było stwierdzenie czy przyjmowane postawy ciała są właściwościami indywidualnymi oraz czy są one powtarzalne [105].

W badaniach postawy ciała uczestniczyli zdrowi ochotnicy grupy pierwszej oraz wymieniona dodatkowo trójka pacjentów z niedowładami i skrzywieniem bocznym kręgosłupa. Badania były prowadzone za pomocą systemu MacReflex firmy Qualisys zgodnie z przedstawioną wcześniej metodyką.

Położenie markerów umieszczonych na ciele osoby badanej rejestrowano podczas stania swobodnego bez ruchu przez około 5 sekund. Rejestrację tę powtarzano trzykrotnie, przy czym pomiędzy kolejnymi badaniami osoby badane wykonywali kilka kroków, podskoków, oraz skłonów po to, by w kolejnym badaniu wykluczyć wpływ postawy ciała z badania poprzedniego. Po zarejestrowaniu wyników i wstępnym przetworzeniu w programie systemu MacReflex (filtrowanie, rekonstrukcja położeń wszystkich markerów w przestrzeni trójwymiarowej) dane były eksportowane w formacie tekstowym i dalej przetwarzane według własnego programu napisanego w języku C++.

Zgodnie z przyjętą metodyką obliczano kąty Eulera $n = 1, 2 \dots 7$ segmentów, na które podzielono kręgosłup (zgodnie z procedurą opisaną w rozdziale 6.3). Kąty te określone były każdorazowo w płaszczyznach strzałkowej i czołowej osobno. Ponieważ podczas stania swobodnego osoby badane stały nieruchomo, zatem wyniki z 5 sekundowej rejestracji uśredniano dla każdego segmentu. W ten sposób otrzymywano z pojedynczego badania dwa wyniki: średnie kąty (wraz ze średnim błędem kwadratowym) w płaszczyznach strzałkowej i czołowej względem osi pionowej. Dla każdego badania obliczono współczynniki zmienności (zgodnie z definicją Wintera [7]) oraz najmniejszą i największą różnicę pomiędzy średnimi kątami poszczególnych segmentów kręgosłupa a osią pionową w płaszczyznach strzałkowej i czołowej w kolejnych trzech rejestracjach. Dla każdego badanego rezultaty z kolejnych trzech rejestracji porównano za pomocą testu Wilcoxon dla prób powiązanych. Wyniki zestawiono w tabeli 7.4 [105].

Tabela 7.4. Różnice kątowe oraz współczynniki zmienności Wintera w kolejnych trzech rejestracjach osobników z pierwszej grupy (10 zdrowych i 3 chorych). Zakres różnic kątowych to najmniejsza i największa różnica pomiędzy wynikami w trzech kolejnych rejestracjach wszystkich segmentów w dwóch płaszczyznach.

Lp	Pacjent - inicjały	Różnice kątowe min – max [deg]	Współczynniki zmienności Wintera min – max [%]
1	PS	0.081 – 4.747	0.3 – 2.7
2	MQ	0.474 – 2.999	0.2 – 2.1
3	IL	0.027 – 1.739	0.2 – 0.7
4	GA	0.233 – 4.425	0.4 – 3.8
5	ML	0.058 – 4.299	0.2 – 1.0
6	CI	0.033 – 3.545	0.2 – 1.0
7	AE	0.101 – 1.582	0.2 – 0.9
8	RT	0.180 – 4.498	0.4 – 4.9
9	AK	0.065 – 4.121	0.1 – 5.1
10	ME	0.001 – 3.446	0.4 – 3.9

Lp	Pacjent - inicjały	Różnice katowe min – max [deg]	Współczynniki zmienności Wintera min – max [%]
11	Pacjent 3 z porażeniem połowicznym	0.184 – 3.642	0.4 – 1.9
12	Pacjent 1 ze skrzywieniem kręgosłupa	0.343 – 9.281	0.4 – 10.4
13	Pacjent 2 z porażeniem 4-kończynowym	0.106 – 15.280	0.2 – 6.8

Dla zdrowych osób wyniki pomiędzy kolejnymi rejestracjami nie różniły się od siebie. Nie zaobserwowano też znacznych różnic w przypadku pacjentów (Lp.11,12) z niedowładem połowicznym i skrzywieniem kręgosłupa. Różnice statystycznie istotne stwierdzono u jednej zdrowej osoby (Lp. 9) oraz u pacjenta z niedowładem czterokończynowym (Lp.13). Dla zdrowych osób największe różnice pomiędzy wynikami w kolejnych rejestracjach nie przekraczały 4.5° , podobnie wyniki otrzymano dla pacjenta z niedowładem połowicznym. U pacjenta z niedowładem czterokończynowym największa różnica pomiędzy kolejnymi wynikami wynosiła 16° , a u pacjentki ze skrzywieniem kręgosłupa 10° . Największe różnice, oraz najwyższe współczynniki zmienności (odzwierciedlające ruch podczas 5 sekundowej rejestracji) stwierdzono w dwóch górnych odcinkach kręgosłupa (C7-Th4 oraz Th4 – Th7) oraz w najniższym (L4 – S2).

Otrzymane wyniki potwierdzają codzienne doświadczenia: postawa podczas stania swobodnego jest cechą osobniczą, charakterystyczną dla każdego człowieka, jeśli jest on zdrowy [13, 106]. Największa zmienność najwyższego i najniższego odcinka kręgosłupa jest związana z ruchami obręczy barkowej i biodrowej, związanych z tymi segmentami. Różnice istotne statystycznie (analiza statystyczna wykonana testem Wilcozona) u zdrowej osoby stwierdzono u najstarszej uczestniczki, co może w jej przypadku wskazywać na zmiany sterowania ruchem pojawiające się z wiekiem. W przypadku badanych trzech chorych otrzymane wyniki wskazują na zależność postawy od patologii, występującej zarówno w obrębie układu nerwowego (sterowania), jak i w obrębie układu szkieletowego (zmiany strukturalne).

7.3 Analiza ruchu kręgosłupa podczas chodu u osób zdrowych

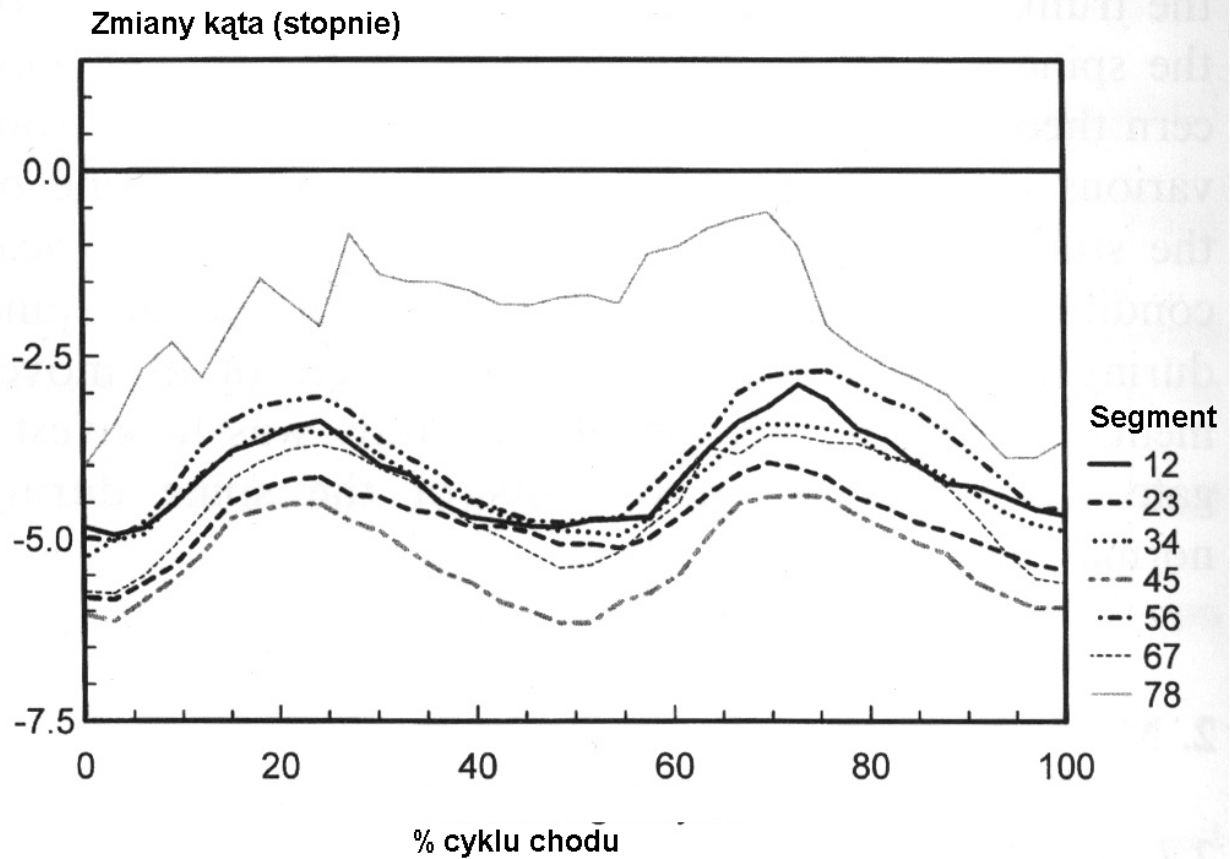
W badaniach ruchu kręgosłupa uczestniczyli wyłącznie zdrowi ochotnicy z grupy pierwszej. Pomiar prowadzone były za pomocą systemu analizy ruchu MacReflex według wcześniej opisanej w Rozdziale 6 metodyki [107, 108, 26, 29].

Przed rozpoczęciem pomiarów każdy z badanych dobierał własną prędkość ruchu na ruchomej bieżni, tj. najbliższą tej, z jaką normalnie poruszał się podczas chodu. Rejestracja rozpoczynała się

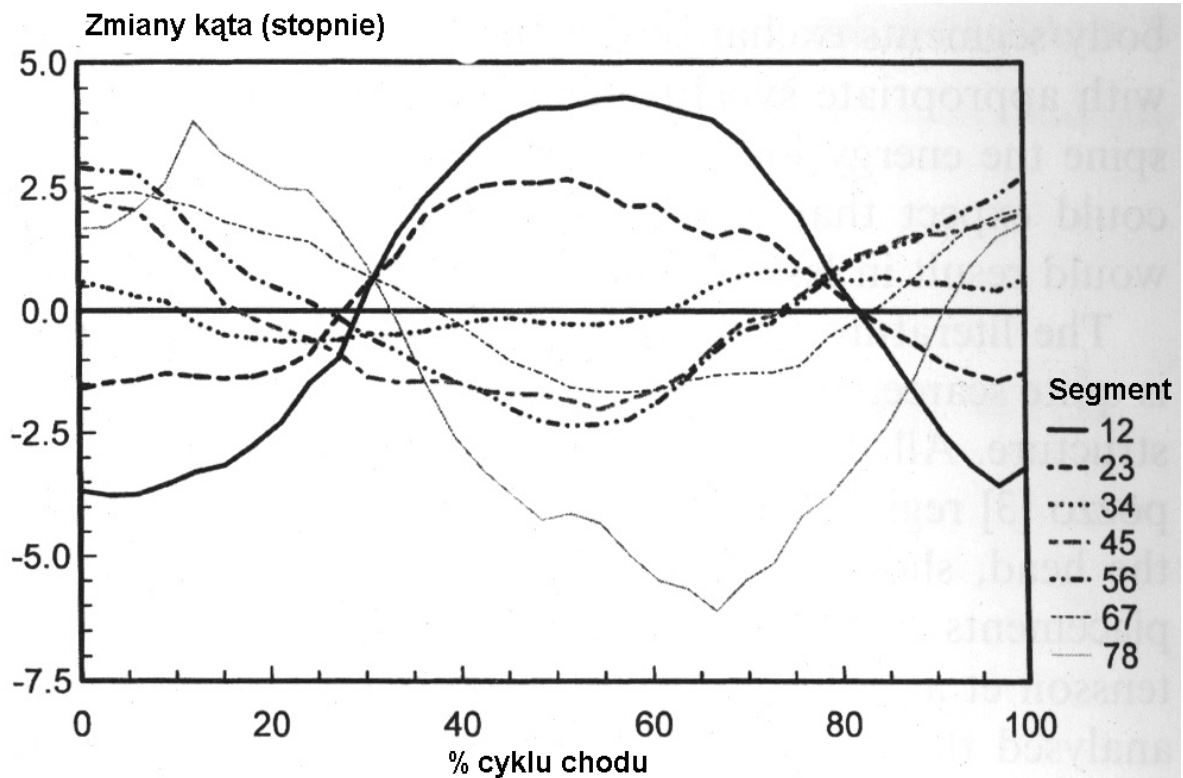
po kilku minutach od rozpoczęcia ruchu bieżni, gdy osiągnęła ona ustaloną prędkość. Zakres prędkości wybrany przez ochotników wynosił od 0.8 m/s (była to najstarsza osoba uczestnicząca w badaniach) do 1.8 m/s. Czas rejestracji wynosił 20 sekund, co pozwoliło na zarejestrowanie od 4 do 6 cykli chodu, w zależności od prędkości chodu. Dla każdej osoby badanej rejestrowano od 2 do 6 przejść. Markery umieszczone na kończynach dolnych u osób badanych pozwoliły na identyfikację początku i końca cyklu chodu (wyznaczał go kontakt stopy z podłożem). Czas trwania każdego cyklu chodu został znormalizowany na 100 % cykl chodu. Wynikało to z faktu, że nawet u osoby poruszającej się ze stałą prędkością każdy cykl chodu trwa nieco inny odcinek czasu, stąd konieczność jego standaryzacji [7]. Wszystkie stosowne obliczenia związane z analizą ruchu segmentów kręgosłupa zostały wykonane we własnym programie napisanym w języku C⁺⁺. Przed rozpoczęciem właściwych badań rejestrowano położenie markerów podczas stania swobodnego. Obliczano na tej podstawie kąty pomiędzy segmentami kręgosłupa a osią pionową w płaszczyznach strzałkowej i czołowej. Kąty te były kątami referencyjnymi dla zmian podczas chodu (indywidualnie dla każdego badanego). Wartości ujemne kątów „chód versus stanie” oznaczają, że kąty podczas stania są większe niż podczas chodu, natomiast kąty dodatnie, że są one mniejsze. Odniesienie chodu do pozycji statycznej pozwoliło na wyeliminowanie osobniczej zmienności kształtu kręgosłupa (postawy ciała), i zbadanie czy ruch poszczególnych segmentów kręgosłupa podczas chodu u osób zdrowych jest stały i powtarzalny.

Chód człowieka, tzn. ruch miednicy, stawów biodrowych, kolanowych i skokowych, jest dobrze opisany i wiadomo, że u osób zdrowych charakteryzuje się bardzo dużą powtarzalnością, nie tylko wewnątrzsobniczą, ale także międzysobniczą [6, 104, 7]. Ponieważ człowiek jest jednością psychofizyczną można postawić hipotezę, że podobną własnością będzie się charakteryzował podczas chodu ruch segmentów kręgosłupa, czy też ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej.

Otrzymane wyniki przedstawione na rys. 7.1 i rys. 7.2 [26] potwierdziły powyższą hipotezę: otrzymane różnice pomiędzy kątami segmentów podczas chodu i podczas stania swobodnego badanych ochotników umieszczone na jednym wykresie mają bardzo podobne przebiegi, co pozwoliło na obliczenie uśrednionych wyników dla całej badanej grupy zdrowych dorosłych.



Rys. 7.1. Zmiany kątów (względem pozycji statycznej) segmentów kręgosłupa podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej u osób zdrowych. Segment 12 to segment najwyższy C7-Th4, a 78 segment najniższy L4-S2.



Rys. 7.2. Zmiany kątów (względem pozycji statycznej) segmentów kręgosłupa podczas chodu w płaszczyźnie czołowej u osób zdrowych. Segment 12 to segment najwyższy C7-Th4, a 78 segment najniższy L4-S2.

Wprowadzone symbole segmentów na rysunkach oznaczają:

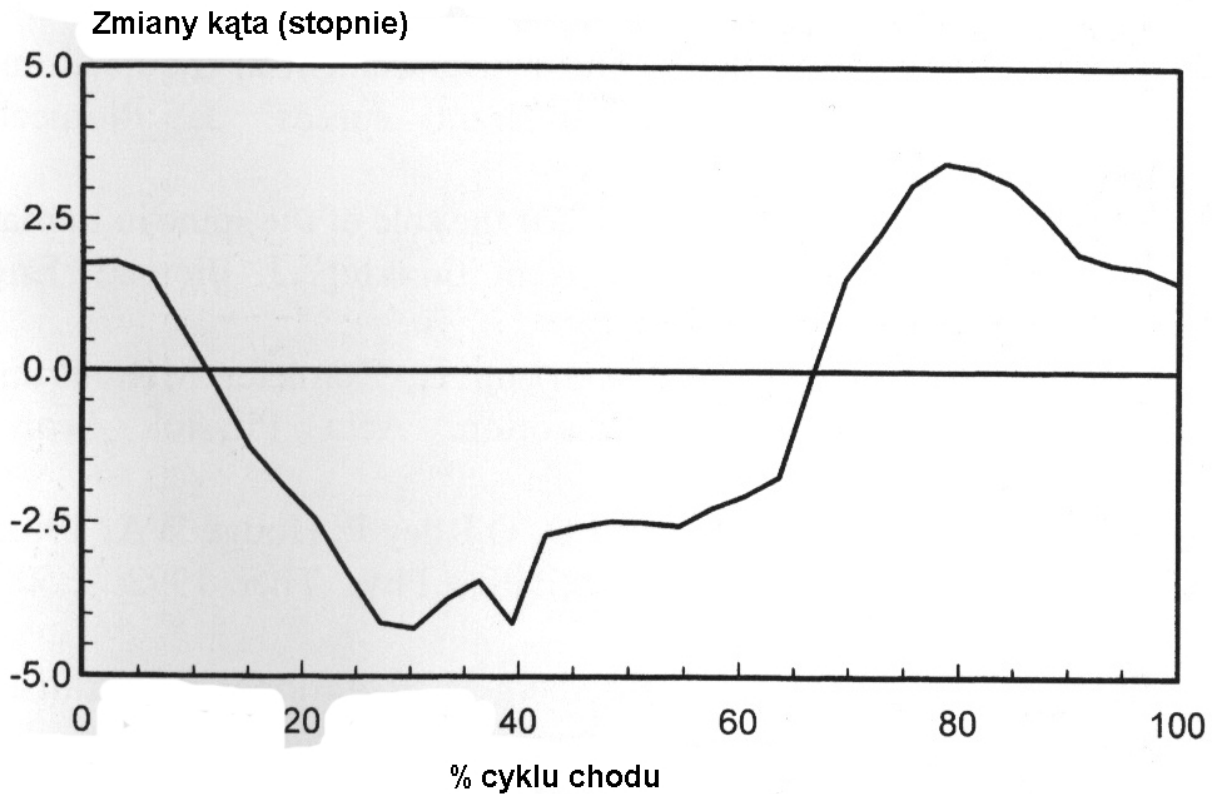
- segment 12 – odcinek C7 – Th4;
- segment 23 – odcinek Th4 – Th8;
- segment 34 – odcinek Th8 – Th10;
- segment 45 – odcinek Th10 – Th12;
- segment 56 – odcinek Th12 – L2;
- segment 67 – odcinek L2 – L4;
- segment 78 – odcinek L4 – S2.

Ruch wszystkich segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej jest do siebie zbliżony. Charakteryzuje się on dwiema oscylacjami w jednym cyklu chodu. Największe amplitudy ruchu (około 2°) występują w najniższych segmentach kręgosłupa (od Th10 do L4). Wyżej położone segmenty charakteryzują się takim samym wzorcem ruchu, ale o niższej amplitudzie. W przypadku najniżej położonego segmentu, (L4-S2), ruch ten nieco odbiega od obserwowanego w pozostałych odcinkach. Ma to prawdopodobnie związek z ruchem obręczy biodrowej, z którą segment ten jest związany.

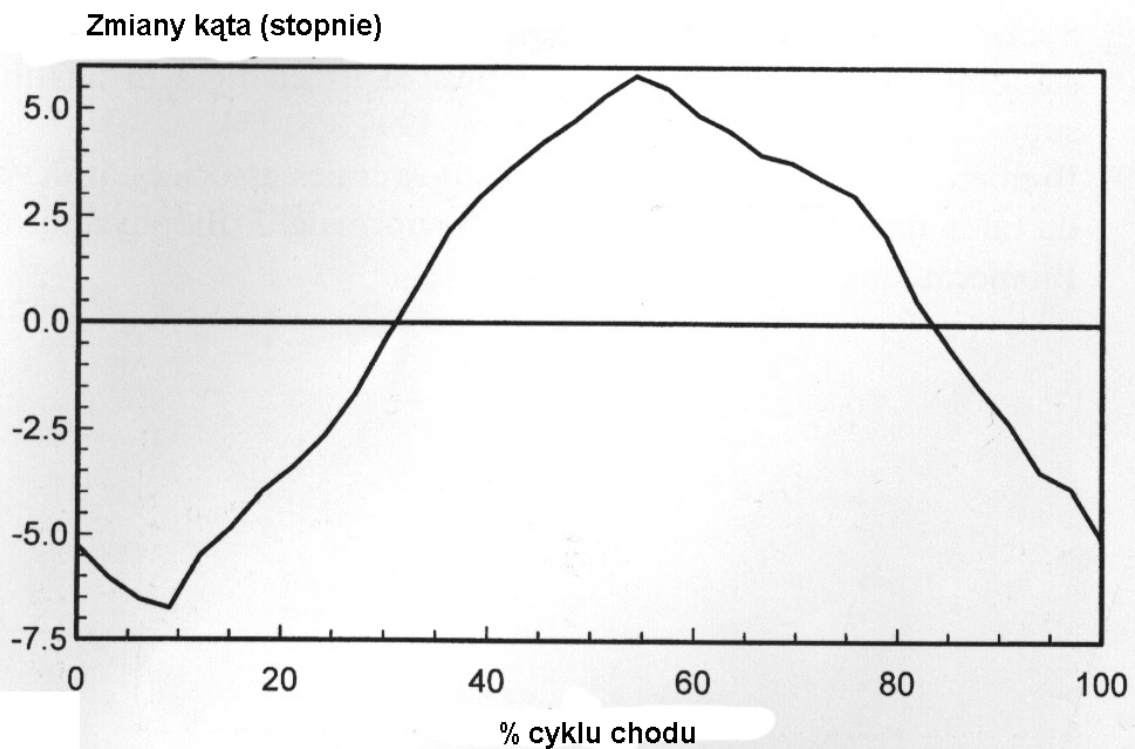
Oscylacje segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej zmieniają się wokół wartości kątowej (-4°) ÷ (-5°), co oznacza, że podczas chodu cały kręgosłup jest pochylony do przodu w stosunku do pozycji stania swobodnego po takim właśnie kątem.

W płaszczyźnie czołowej ruch segmentów kręgosłupa charakteryzuje się jedną oscylacją w całym cyklu chodu. Ruch całego kręgosłupa można scharakteryzować dzieląc go na trzy części: 1. segmenty od C7 do Th8 pochylają się w kierunku kończyny dolnej będącej w fazie podparcia, 2. segmenty od Th8 do Th10 pozostają mniej więcej w tym samym położeniu przez cały czas cyklu chodu, 3. segmenty od Th10 do S2 są zawsze wygięte w przeciwnym kierunku niż dwa górne segmenty. Największa kątowa amplituda ruchu wynosi ok. 5° i określona jest przez najwyżej i najniżej położone segmenty.

Można stwierdzić, że obręcz barkowa i obręcz biodrowa przemieszczają się względem siebie ruchami rotacyjnymi w płaszczyźnie poprzecznej i ruchami zgięcia w płaszczyźnie czołowej (rys. 7.3 i rys. 7.4 wg [26]).



Rys. 7.3. Przesunięcie kątowne w płaszczyźnie czołowej obręczy barkowej względem obręczy biodrowej podczas chodu, przesunięcie u osób zdrowych.



Rys. 7.4. Przesunięcie kątowne w płaszczyźnie poprzecznej obręczy barkowej względem obręczy biodrowej podczas chodu, przesunięcie u osób zdrowych, przedstawione.

Natomiast ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej jest w płaszczyźnie czołowej

powodowany przez przemieszczenia kręgosłupa podczas chodu.

Na podstawie otrzymanych wyników można też stwierdzić, że u zdrowych osób ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyznach strzałkowej i czołowej podczas chodu można opisać poprzez wzorce ruchu, powtarzalne i niezależne od zmienności międzyosobniczej. Podobny opis może mieć miejsce podczas ruchu miednicy i kończyn dolnych. Podczas całego cyklu chodu kręgosłup jest pochylony do przodu pod kątem ok. 4-5°. Wyniki otrzymane na rys. 7.1 oraz rys. 7.2 dla poszczególnych segmentów pokazują, że cały kręgosłup nie zachowuje się jak sztywny element. Przemieszcza się on do przodu podczas chodu, ale także pomiędzy segmentami zachodzą niewielkie ruchy o małej kątowej amplitudzie (około 1-1.5°).

Podobnie jak ma to miejsce w przypadku ruchu kończyn dolnych podczas chodu [109, 68] ruch segmentów kręgosłupa oraz obręczy barkowej względem obręczy biodrowej nie jest niezależny od prędkości chodu. W ruchu tym niezmiennikiem jest sam charakter ruchu, natomiast parametry ruchu jak np. amplituda zależą od prędkości chodu [29].

7.4. Ruch kręgosłupa u pacjentów z niedowładem połowicznym.

W badaniach uczestniczyło 15 pacjentów z niedowładem połowicznym (populacja drugiej grupy – patrz tabela 7.2). Badania wykonano za pomocą systemu analizy ruchu MacReflex zgodnie z metodyką opisaną wcześniej w Rozdziale 6 [25, 26].

Dane pozyskiwane były z częstotliwością próbkowania 50 Hz przez 20s. Podobnie jak u zdrowych osób przed rozpoczęciem badań pacjenci oswajali się z chodem na ruchomej bieżni i dobierali prędkość chodu najbardziej, ich zdaniem, zbliżoną do prędkości z jaką na co dzień się poruszają. U każdego pacjenta zbierano dane podczas trzech rejestracji, co w zależności od prędkości chodu, pozwoliło na rejestrację od 12 do 24 cykli chodu. Przed badaniem chodu zbierano dane o położeniu markerów podczas stania swobodnego. Z powodów bezpieczeństwa z jednej strony ruchomego chodnika znajdowała się poręcz, tak by badany w każdej chwili mógł się jej chwycić, z drugiej strony stał fizjoterapeuta, gotowy do podtrzymania pacjenta. Druga osoba czuwała przy wyłączniku bieżni, tak by w każdej chwili można ją było wyłączyć.

Ponieważ badana grupa dzieliła się na dwie niemal równe populacje (7 osób cierpiało na porażenie lewostronne, a 8 na prawostronne) dlatego cykl chodu w sesji zaczynał się kontaktem z podłożem “zdrowej” kończyny pacjenta. Dane każdego pacjenta z wszystkich jego zarejestrowanych sesji były normalizowane na 100 % cyklu chodu a następnie uśrednione.

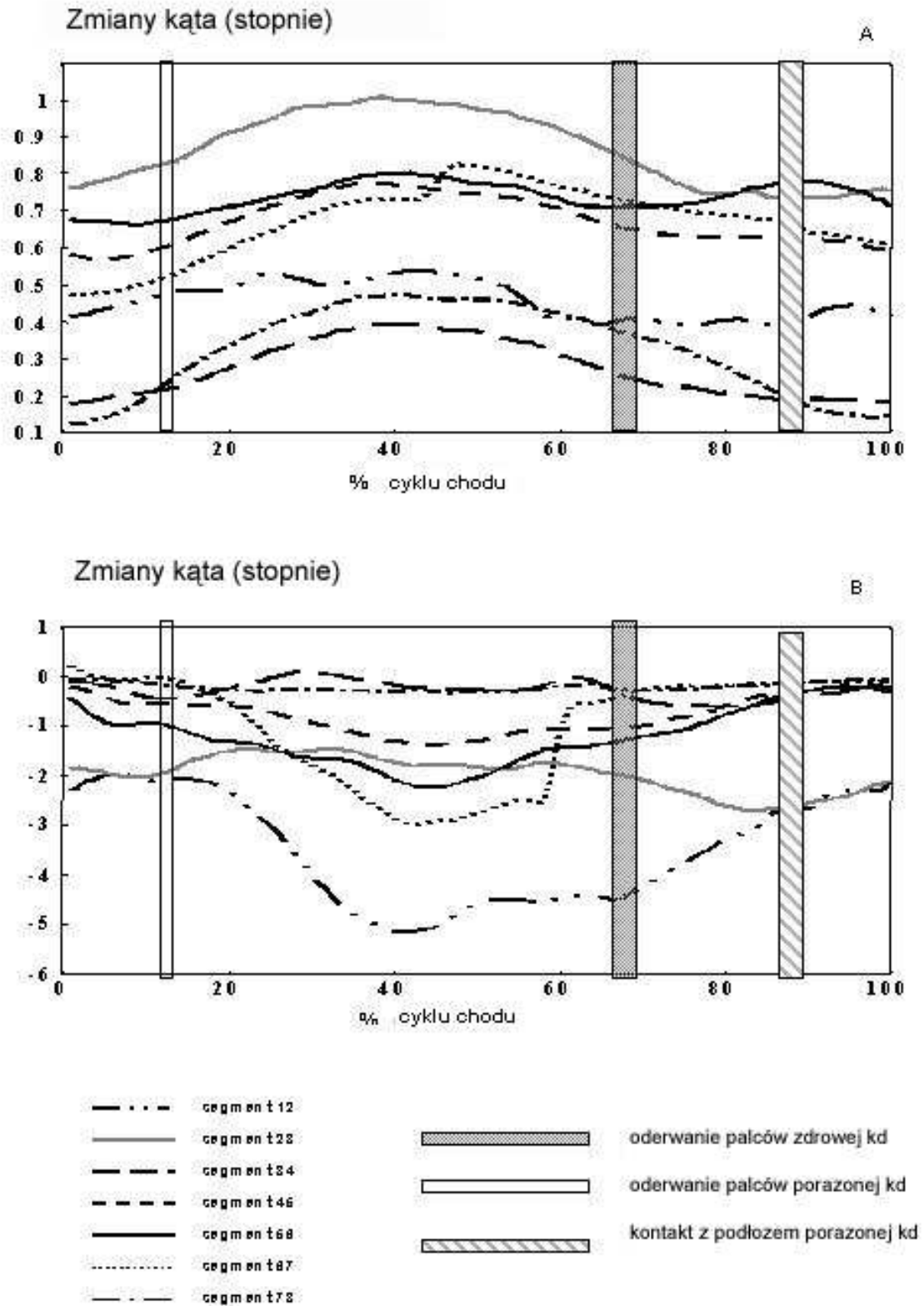
Obliczenia do analizy ruchu wykonano za pomocą procedur napisanych w programie MATLAB według tych samych algorytmów co wcześniejsze programy napisane w języku C++, a wykorzystane przy analizie wyników zdrowych osób.

Ruch segmentów kręgosłupa podczas chodu u pacjentów z niedowładem połowicznym różnił się w

znaczący sposób od ruchu tych segmentów u osób zdrowych. Ponadto ruch ten nie był jednolity, tzn. charakterystyczny dla wszystkich pacjentów. Na podstawie uzyskanych wyników można było pacjentów podzielić na trzy grupy: w pierwszej znalazło się 4 pacjentów, w drugiej 3, a w trzeciej 6 pacjentów. U dwóch pacjentów ruch segmentów kręgosłupa bardzo znacznie odbiegał od wszystkich pozostałych, dlatego też zostali oni wyłączeni z dalszej analizy.

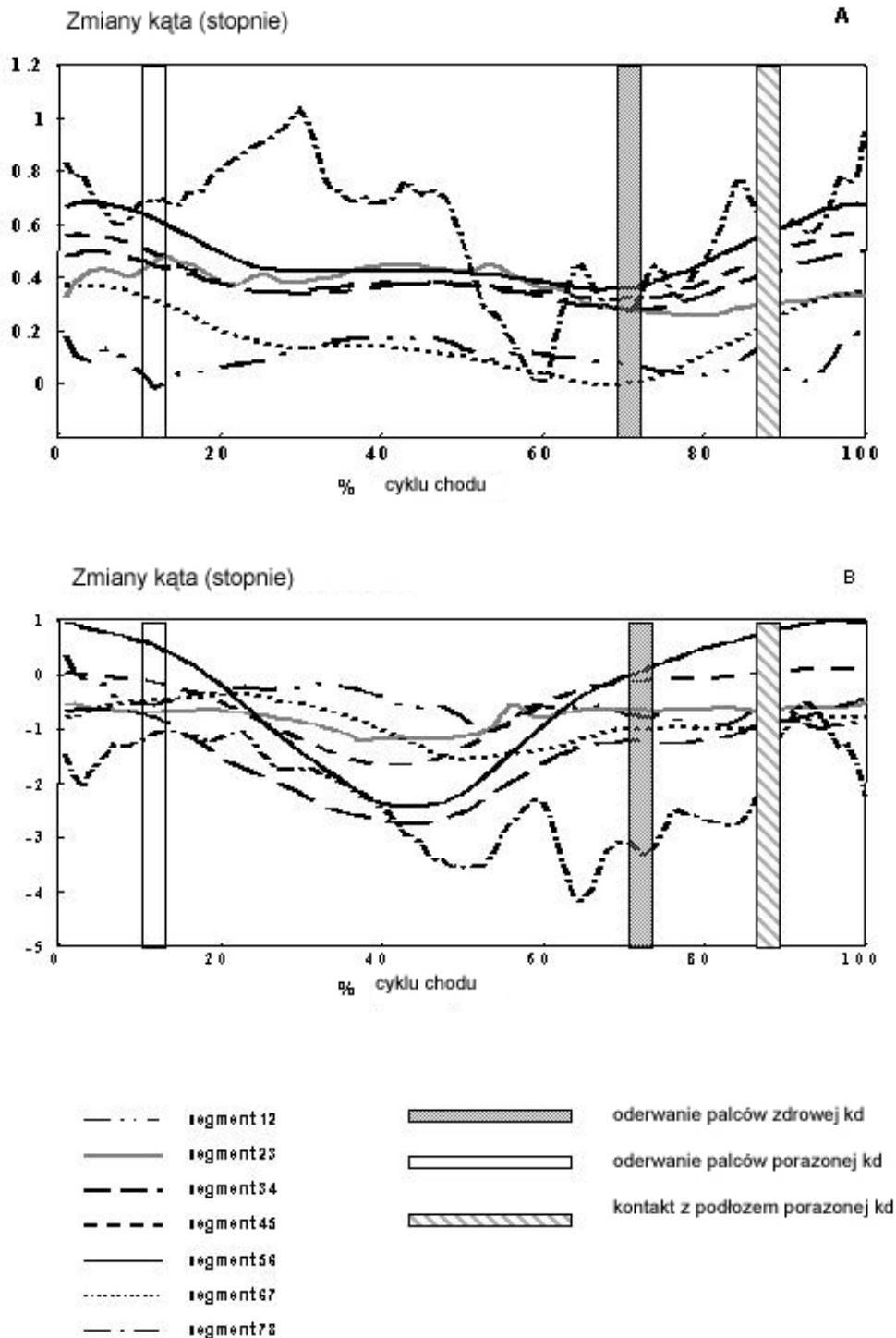
Podział badanych pacjentów na powyższe grupy został wykonany dwuetapowo. W pierwszym etapie analizowano ruch wszystkich segmentów w płaszczyznach strzałkowej i czołowej (brano pod uwagę wyniki znormalizowane i uśrednione dla każdego pacjenta) a następnie dokonywano klasyfikacji do poszczególnych podgrup na podstawie podobieństwa przebiegu charakterystyk. Na początku nie założono liczby podgrup, wynikła ona w sposób naturalny podczas analizy wyników. Klasyfikację potwierdzano w drugim etapie, korzystając ze współczynników korelacji analizy sygnałowej (opisanych w Rozdziale 4), które obliczano dla wszystkich segmentów. Przyjęto, że do danej podgrupy pacjent może być zaklasyfikowany tylko, jeśli zgodność dla wszystkich segmentów w obu płaszczyznach dla wszystkich współczynników korelacji pomiędzy jego wynikami a wynikami pozostałych członków grupy jest wyższa od 0.8.

Pierwsza 4 osobowa grupa pacjentów charakteryzuje się chodem z wyraźnym ruchem oscylacyjnym segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej, (rys. 7.5a [30]). Jednakże w przeciwieństwie do osób zdrowych na jeden cykl chodu tej grupy przypada jeden cykl oscylacyjny.



Rys. 7.5. Zmiany kątów (względem pozycji statycznej) segmentów kręgosłupa podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej (A) i czołowej (B) pierwszej grupy pacjentów z niedowładem połowicznym.

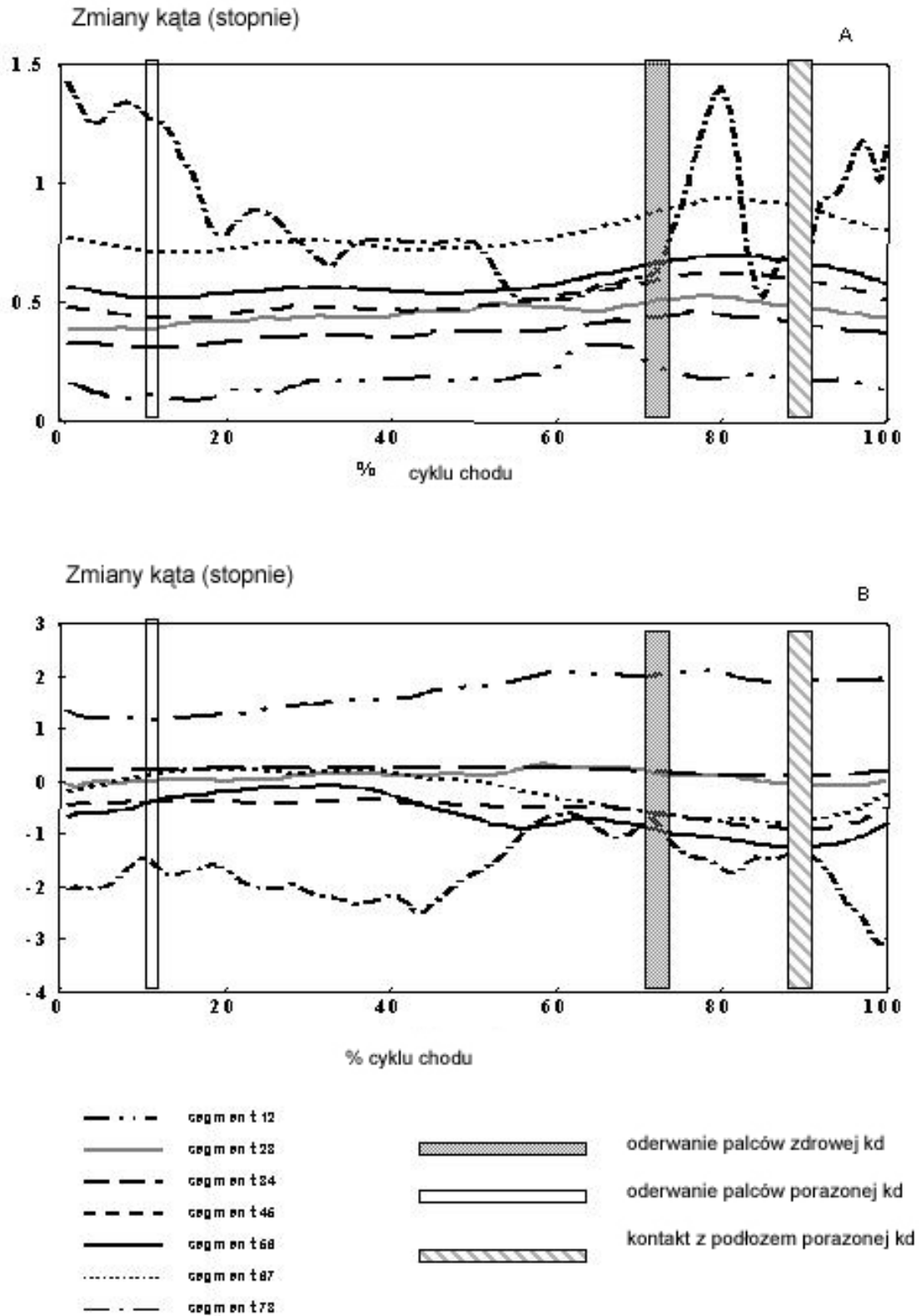
W drugiej grupie pacjentów, 3 osobowej, ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej charakteryzuje się, podobnie jak u osób zdrowych, dwiema oscylacjami w cyklu chodu, jednak są one przesunięte w czasie o ok. 20 % cyklu, (rys. 7.6 a [30]). Oznacza to, że ruch kręgosłupa jest w tym przypadku opóźniony w stosunku do fazy ruchu kończyn dolnych. Również amplitudy tych cykli nie są sobie równe.



Rys. 7.6. Zmiany kątów (względem pozycji statycznej) segmentów kręgosłupa podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej (A) i czołowej (B) drugiej grupy pacjentów z niedowładem połowicznym.

W płaszczyźnie czołowej (rys. 7.5b i 7.6b) obie grupy charakteryzują się takim samym ruchem segmentów kręgosłupa. U osób zdrowych kręgosłup w tej płaszczyźnie odkształca się jak elastyczny segment, przy czym górne odcinki przemieszczają się w stronę kończyny będącej w fazie podparcia. W obu podgrupach większość segmentów jest przemieszczona (przemieszczenie to mierzone jest w stosunku do pozycji statycznej podczas stania swobodnego) w kierunku “zdrowej” kończyny niemal przez cały czas trwania cyklu chodu. Przemieszczenie kątowe wynosi od 3° do 5° , w zależności od segmentu.

Trzecia grupa (6 pacjentów – rys. 7.7 a i b [30]) charakteryzuje się tym, że w płaszczyźnie strzałkowej występuje tylko jedna oscylacja w trakcie cyklu chodu. Przy czym jej czas trwania jest krótszy od cyklu chodu. W pierwszej części cyklu segmenty kręgosłupa są niemal nieruchomo przemieszczane do przodu. Natomiast ruch oscylacyjny pojawia się w drugiej części cyklu tzn. wtedy gdy w fazie podparcia jest kończyna “porażona”. W odróżnieniu od dwóch pozostałych grup pacjentów, a także inaczej niż u osób zdrowych, w płaszczyźnie czołowej kręgosłup tych chorych charakteryzuje się najmniejszą ruchomością. Obserwuje się niewielkie pochylenie (około 1°) całego kręgosłupa w stronę “zdrowej” kończyny, ale wszystkie segmenty są niemal jako sztywne przemieszczane do przodu.



Rys. 7.7. Zmiany kątów (względem pozycji statycznej) segmentów kręgosłupa podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej (A) i czołowej (B) trzeciej grupy pacjentów z niedowładem połowicznym.

W przeciwieństwie do osób zdrowych, u badanych pacjentów z niedowładem połowicznym występuje trzy-, czterokrotnie mniejsze pochylenie do tyłu całego kręgosłupa określone względem

pozycji statycznej. Wielkość jego wynosi ok. 1-1.5°. Ponieważ jednak podczas stania swobodnego u wszystkich pacjentów stwierdzono dość znaczne pochylenie całego kręgosłupa do przodu (ok. 10 - 12°), to należy zaznaczyć, że u żadnego z pacjentów podczas chodu tułów nie był odchylony do tyłu względem pionu.

U pacjentów z niedowładem połowicznym zmienność trajektorii ruchu charakteryzowana przez średnie odchylenie standardowe liczone dla każdego segmentu kręgosłupa w danej płaszczyźnie wynosiło odpowiednio od 0.1° do 1.4° dla środkowych segmentów (od Th4 do L4) oraz od 0.1° do 4.2° dla najwyżej i najniżej położonych segmentów.

Podczas stania swobodnego obręcz barkowa pacjentów z niedowładem połowicznym nie była równoległa do obręczy biodrowej ani w płaszczyźnie czołowej, ani też w poprzecznej, co jest charakterystyczne dla osób zdrowych. W płaszczyźnie czołowej obręcz barkowa była pochylona w stronę kończyny porażonej, przy czym w całej badanej grupie przemieszczenie kątowe wynosiło od 10° do 30°. W płaszczyźnie poprzecznej obręcz barkowa była skrzyżowana względem obręczy biodrowej tak, że strona "zdrowa" była przemieszczona do przodu. Kąt skrzyżowania wynosił od 15° do 25°. Podczas chodu zarówno pochylenie jak i skrzyżowanie jednej obręczy względem drugiej zniknęło. Jednak trudno było znaleźć cechy wspólne nawet dla wcześniej wydzielonych podgrup. Względny ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w obu płaszczyznach charakteryzował się niewielką amplitudą kątową: 2-3°, podczas gdy u osób zdrowych wynosiła ona ok. 10°.

Pomiędzy pacjentami w wydzielonych podgrupach zbadano za pomocą testu ANOVA Kruskala-Wallisa czy istnieją różnice pomiędzy nimi z uwagi na wiek, czy też czas jaki upłynął od urazu. Nie stwierdzono jednak różnic istotnych statystycznie ani z uwagi na wiek ($H=1.576$, $p=0.455$) ani też z uwagi na czas jaki upłynął pomiędzy zachorowaniem a badaniem ($H=0.087$, $p=0.957$) [30].

Dodatkowo dla potwierdzenia prawidłowości podziału pacjentów na trzy podgrupy obliczono dla nich współczynniki korelacji sygnałowej pomiędzy trajektorią danego segmentu w płaszczyźnie czołowej bądź strzałkowej z odpowiednią trajektorią tego samego segmentu osób zdrowych. Współczynniki te przedstawiono w postaci morfogramów na rys. 4.8 i rys. 4.9.

Morfogramy te pokazują, że niektóre współczynniki korelacji pomiędzy grupami pacjentów a osobami zdrowymi są do siebie zbliżone. Jednakże biorąc pod uwagę ich wszystkie wartości, to zauważyć można, że ruch kręgosłupa w opisanych trzech grupach pacjentów różni się zarówno względem normy, jak też między nimi wzajemnie. Natomiast morfogramy potwierdzają, że podgrupy 1 i 2 charakteryzują się podobnym ruchem segmentów kręgosłupa (linie morfogramów są niemal równoległe).

W grupach 1 i 2, przemieszczenie się kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej w stronę zdrowej kończyny jest mechanizmem ułatwiającym przeniesienie nad podłożem niedowładnej kończyny. Fakt, że przemieszczenie to występuje również wtedy gdy kończyna niedowładna jest w fazie podparcia może wynikać z tej przyczyny, że pacjenci ci często mają problemy z utrzymaniem

równowagi. Ponadto ma miejsce osłabienie mięśni w chorej kończynie i takie przemieszczenie kręgosłupa odciąża ją nieco przesuwając ciężar ciała nad kończynę „zdrową”.

We wszystkich trzech grupach (ale zwłaszcza w drugiej i trzeciej) segmenty najwyżej i najniżej położone charakteryzują się największą zmiennością i nieregularnością ruchu. Spowodowane jest to wpływem nieskoordynowanych ruchów obręczy biodrowej i barkowej. Niektórzy autorzy tłumaczą to osłabieniem mięśni zginaczy i prostowników stawów biodrowych, co powoduje zaburzenie ruchu obręczy biodrowej we wszystkich trzech płaszczyznach [110, 111, 112].

We wszystkich trzech grupach stwierdzono także występowanie niewielkich odchyłeń kręgosłupa do tyłu w stosunku do pozycji statycznej podczas stania swobodnego. Może to negatywnie rzutować na koszty energetyczne podczas chodu, (co zostanie szerzej omówione w następnym rozdziale). Jednakże takie odchylenie ułatwia jednocześnie swobodne przeniesienie kończyn nad podłogiem w fazie wymachu w przypadku występujących u tych pacjentów niedowładów i osłabienia siły mięśniowej.

Podczas opracowania wyników, na ich podstawie pacjenci zostali podzieleni na trzy grupy. W pracach innych autorów, zajmujących się analizą chodu pojawia się podział pacjentów z niedowładem połowicznym na trzy grupy. Wagenaar i Beek [113] badali wzajemną synchronizację kończyn dolnych, obręczy biodrowej i tułowia. Pierwsza opisana przez nich grupa charakteryzowała się nadmierną rotacją miednicy, druga asynchronicznym (względem obręczy biodrowej i kończyn dolnych) ruchem tułowia, trzecia niedostateczną rotacją miednicy i tułowia. Sandra Olney [109] też prowadziła wraz ze współpracownikami analizę energii mechanicznej u pacjentów z porażeniami połowicznymi. Na podstawie uzyskanych wyników podzieliła ich na trzy grupy. W pierwszej stwierdziła brak lustrzanego odbicia energii zarówno kinetycznej jak i potencjalnej. W drugiej mechanizm lustrzanego odbicia był już obecny, ale w znacznie mniejszym stopniu niż u osób zdrowych, natomiast poziom energii kinetycznej był niski. Rezultaty trzeciej charakteryzowały się nadmiernym zgięciem kończyn dolnych w stawach biodrowych w fazie wymachu, obniżonym poziomem energii kinematycznej i wysoką energią potencjalną związaną z górną częścią ciała (segment HAT: Head – Arms – Trunk: głowa – kończyny górne – tułów) podczas fazy wymachu chorej kończyny. Każda z przytoczonych prac analizowała inny aspekt chodu pacjentów z niedowładem połowicznym. Natomiast autorka [30] zajmowała się jeszcze innym, tj. ruchem segmentów kręgosłupa, dlatego też trudno jest powiązać te wyniki. Jednak charakterystyczne jest to, że stosując inne podejścia i analizując inne aspekty chodu wszyscy dochodzą do podziału populacji tych pacjentów na trzy grupy, a nie np. na pięć bądź dwie, co wydaje się implikować istnienie jakichś mechanizmów patologicznych powodujących taki właśnie podział funkcjonalny.

7.5. Analiza ruchu kręgosłupa u pacjentów z bocznym skrzywieniem kręgosłupa

Skrzywienia kręgosłupa są najpowszechniej spotykaną wadą postawy wśród dzieci i młodzieży. Z uwagi na skalę patologii (częstość występowania ocenia się na 1 do 4 na 1000 osób [114]) stanowi duży problem społeczny. Pochodzenie patologii jest różne: pourazowe, neurogenne, wady metaboliczne, kolagenozy i in. W dużej grupie pacjentów ich pochodzenie jest nieznane i określa się je mianem idiopatycznych. Leczenie skrzywień kręgosłupa można podzielić na dwa sposoby:

- leczenie zachowawcze, które stosuje się w przypadku małych i średnich skrzywień kręgosłupa u dzieci, u których nie zakończył się jeszcze proces wzrostu oraz dojrzewanie układu szkieletowego;
- leczenie operacyjne, które stosuje się u pacjentów z bardzo dużymi skrzywieniami kręgosłupa, powyżej 30-35°, starszych wiekiem, i u tych u których skrzywienie to jest już utrwalone, a jego stopień zaczyna upośledzać pracę narządów wewnętrznych.

W przypadku leczenia zachowawczego istnieje wiele różnych metod zalecających często sprzeczne ze sobą sposoby postępowania i leczenia rehabilitacyjnego. Ocena i monitorowanie postępów leczenia są dokonywane na podstawie rentgenogramów oraz badania klinicznego w skład którego wchodzi różnego rodzaju testy i badania funkcjonalne. Wadami tych metod są:

- inwazyjność rentgenogramów i w związku z tym konieczność ograniczenia częstości ich wykonywania;
- nieunormowanie sposobów pozycjonowania pacjentów podczas wykonywania rentgenogramów w pracowniach radiologicznych, stąd często na projekcjach nie widać talerzy biodrowych; zaś niejednoczesne wykonywanie zdjęć w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej często powoduje duży błąd określenia kątów skrzywienia i wzajemnej rotacji kręgów na podstawie rentgenogramu;
- stosowanie zróżnicowanych niepowtarzalnych testów klinicznych w badaniach pacjentów ze skrzywieniami kręgosłupa; przykładowo gdy ten sam test wykonywany jest w odmiennych ułożeniach ciała pacjenta, pomiary są niedokładne, a ocena subiektywna itp.

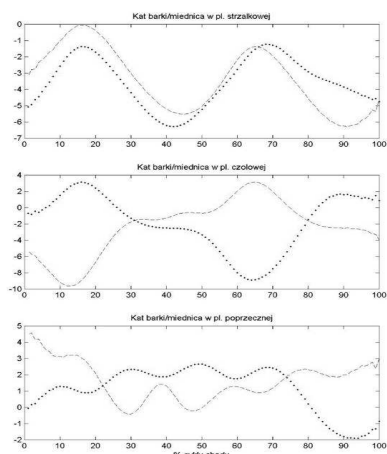
Opisane powyżej ograniczenia powodują, że nie ma obiektywnego podejścia pozwalającego zweryfikować skuteczność różnych metod leczenia zachowawczego u pacjentów ze skrzywieniami kręgosłupa. Zatem pomiary ruchu kręgosłupa podczas chodu mogą stać się w przyszłości obiektywnym narzędziem wspomagającym ocenę skuteczności leczenia, a także dobrą weryfikacją różnych metod leczenia zachowawczego włącznie z nowoczesnym monitorowaniem stanu pacjentów ze skrzywieniem kręgosłupa.

W badaniach pacjentów ze skrzywieniem kręgosłupa uczestniczyło 35 osób (tj. trzecia grupa) leczonych zachowawczo w Klinice Rehabilitacji Pediatricznej IPCZD według przyjętego w tym ośrodku schematu leczenia. Pacjenci zostali wyselekcjonowani według opisanych wcześniej kryteriów spośród kilkuset pacjentów z rozpoznaniem idiopatycznego bocznego skrzywienia kręgosłupa. Pacjenci byli leczeni w okresie 3 lat na Oddziale Dziennym Rehabilitacji w

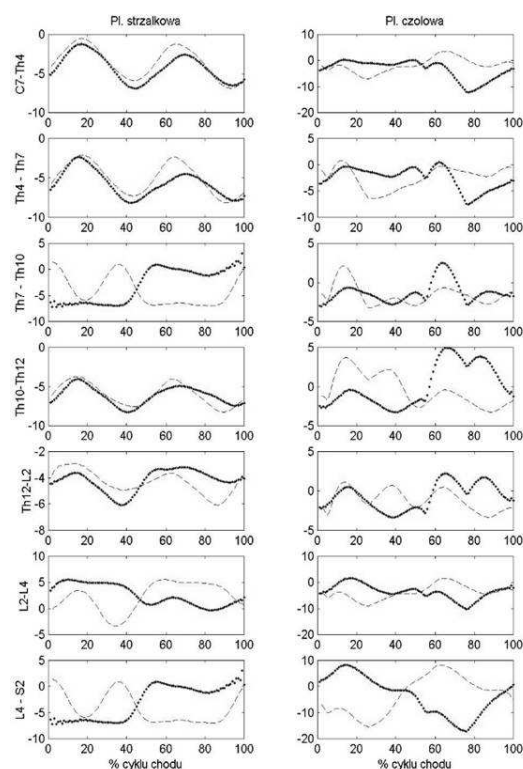
kilkutygodniowych turnusach. Pacjenci przyjmowani byli w Pracowni Diagnostyki Narządu Ruchu przed rozpoczęciem leczenia i przynajmniej raz w pół roku później. Badania ruchu segmentów kręgosłupa odbywały się za pomocą systemu VICON 460, zgodnie z przedstawioną wcześniej metodyką. Czas trwania każdego cyklu chodu został znormalizowany na 100 % cyklu chodu. Wszystkie obliczenia zostały wykonane w programie napisanym w MATLABie [31]. Przed badaniem chodu rejestrowano położenie markerów podczas stania swobodnego. Obliczone na tej podstawie kąty pomiędzy segmentami kręgosłupa a osią pionową lokalnego układu współrzędnych związanego z miednicą w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej były położeniem referencyjnym dla zmian tych kątów podczas chodu (indywidualnie dla każdego badanego). Wartości ujemne kątów „chód versus stanie” oznaczały że kąty podczas stania są większe niż podczas chodu, natomiast dodatnie, że były one mniejsze. Zastosowanie kątów segmentów podczas stania swobodnego jako odniesienia dla chodu pozwoliło na wyeliminowanie osobniczej zmienności kształtu kręgosłupa. W przypadku pacjentów ze skrzywieniami kręgosłupa wiadomo, że kształt ten będzie nieprawidłowy (patologiczny). Taka metodyka pozwalała również wyróżnić, czy nieprawidłowy jest tylko kształt (struktura) kręgosłupa, czy też zaburzony jest również funkcjonalny ruch poszczególnych segmentów kręgosłupa podczas chodu.

U wszystkich pacjentów stwierdzono nieprawidłowy ruch segmentów kręgosłupa podczas chodu, oraz nieprawidłowy ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej. Nieprawidłowości te dotyczą wszystkich płaszczyzn i wszystkich poziomów. Charakteryzują się one dużą zmiennością międzyosobniczą. Poniżej przedstawiono kilka przykładowych wyników. Omówiono najczęściej występujące i najbardziej charakterystyczne nieprawidłowości w tej grupie pacjentów.

a)



b)



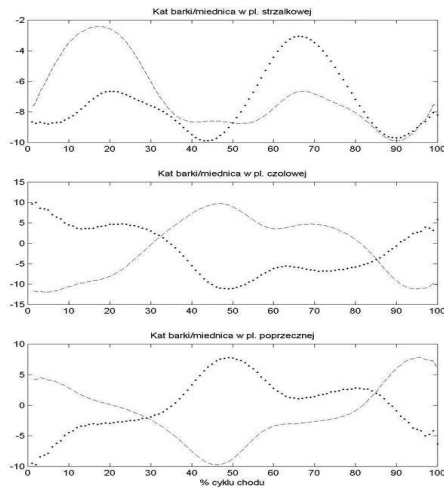
Rys.7.8. Pacjentka EK Rozpoznanie: idiopatyczne boczne skrzywienie kręgosłupa, dwułukowe. Wykresy pokazujące: a) ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej podczas chodu; b) ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyznach strzałkowej i czołowej względem lokalnego układu współrzędnych związanego z miednicą. Na wykresach przedstawiono wyniki opisujące ruch barków względem miednicy oraz segmentów kręgosłupa w odniesieniu do cyklu chodu lewej i prawej kończyny dolnej. Linia przerywana: cykl lkd, linia kropkowana: cykl pkd. Lkd- lewa, pkd- prawa kończyna dolna.

Rysunek 7.8a przedstawia ruch barków względem miednicy jednej z pacjentek (EK) podczas cyklu chodu. Charakteryzuje się on prawidłowym ruchem w płaszczyźnie strzałkowej, występują dwie oscylacje w cyklu chodu, które wynikają z przemieszczenia jednej obręczy względem drugiej przy każdym kroku. Mają one jednakowe amplitudy ruchu (ok. 7°) i taki sam czas trwania (po 50 % cyklu chodu). W płaszczyźnie czołowej przemieszczenie jednej obręczy względem drugiej jest lustrzanym odbiciem, ale są nieco opóźnione względem cyklu chodu (patrz rys.7.3). Sugeruje to brak prawidłowej synchronizacji ruchów tułowia z ruchami miednicy i kończyn dolnych. W płaszczyźnie poprzecznej ruch jest całkowicie nieprawidłowy (patrz rys.7.4), ponadto wykresy w cyklu lewej i prawej kończyny dolnej powinny być swoimi lustrzanymi odbiciami.

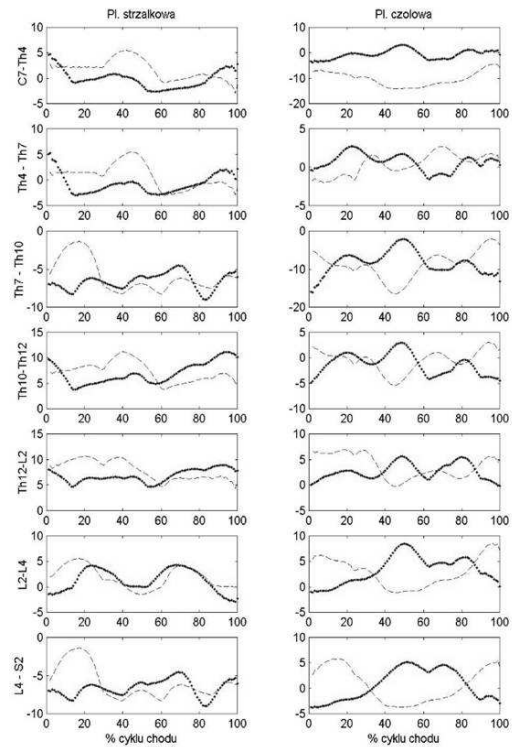
Ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 7.8b) wszystkich segmentów poza najniższym położonym (L4-S2) jest zbliżony do prawidłowego. Jednak im położenie segmentu jest niższe tym bardziej uwidocznione jest jego nieprawidłowość. W płaszczyźnie czołowej tylko ruch dwóch najniższych segmentów jest zbliżony do prawidłowego, czyli tego jaki obserwuje się u osób

zdrowych, rys. 7.2).

a)



b)

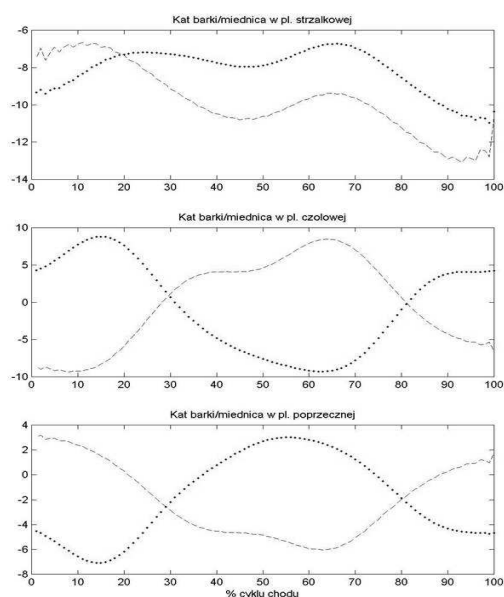


Rys.7.9. Pacjentka AG. Rozpoznanie: idiopatyczne boczne skrzywienie kręgosłupa, dwułukowe. Wykresy pokazujące: a) ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej podczas chodu; b) ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyznach strzałkowej i czołowej względem lokalnego układu współrzędnych związanego z miednicą. Na wykresach przedstawiono wyniki opisujące ruch barków względem miednicy oraz segmentów kręgosłupa w odniesieniu do cyklu chodu lewej i prawej kończyny dolnej. Linia przerywana: cykl lkd, linia kropkowana: cykl pkd. Lkd- lewa, pkd- prawa kończyna dolna.

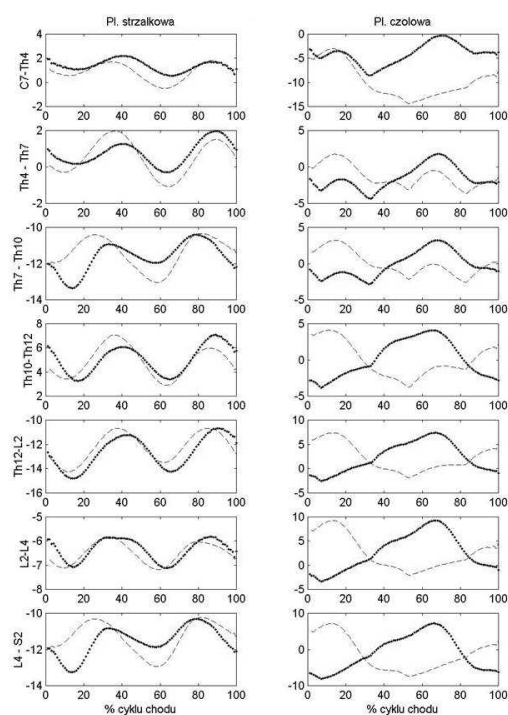
Rys. 7.9a przedstawia ruch barków względem miednicy innej pacjentki (AG) podczas cyklu chodu. Charakteryzuje się on zachowaniem w płaszczyźnie strzałkowej dwóch oscylacji w cyklu chodu, ale o różnej amplitudzie (ok. 2° i 8°). Ruch obręczy barkowej względem biodrowej jest opóźniony w stosunku do faz ruchu kończyn dolnych o ok. 10 % cyklu chodu. W płaszczyznach czołowej i poprzecznej przemieszczenie jednej obręczy względem drugiej jest lustrzanym odbiciem, ale są nieco opóźnione względem cyklu chodu (patrz rys.7.3). Sugeruje to brak prawidłowej synchronizacji ruchów tułowia z ruchami miednicy i kończyn dolnych.

Ruch wszystkich segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 7.9b) jest nieprawidłowy. Natomiast w płaszczyźnie czołowej ruch dwóch najniższych segmentów (L2 – L4 oraz L4-S2) jest zbliżony do prawidłowego. Jednak im wyżej położony segment tym bardziej ruch jest nieprawidłowy.

a)



b)

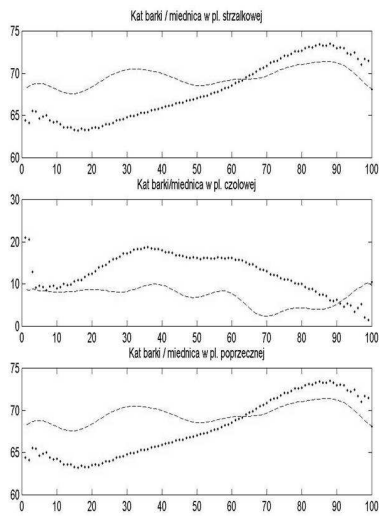


Rys.7.10. Pacjentka PP. Rozpoznanie: idiopatyczne, boczne skrzywienie kręgosłupa, dwułukowe. Wykresy pokazujące: a) ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej podczas chodu; b) ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyznach strzałkowej i czołowej względem lokalnego układu współrzędnych związanego z miednicą. Na wykresach przedstawiono wyniki opisujące ruch barków względem miednicy oraz segmentów kręgosłupa w odniesieniu do cyklu chodu lewej i prawej kończyny dolnej. Linia przerywana: cykl lkd, linia kropkowana: cykl pkd. Lkd- lewa, pkd- prawa kończyna dolna.

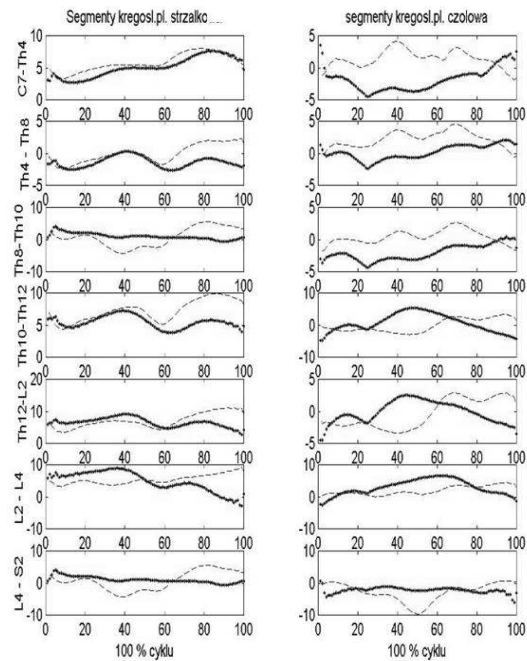
Rys. 7.10a przedstawia ruch barków względem miednicy kolejnej pacjentki (PP) podczas cyklu chodu. Charakteryzuje się on brakiem w płaszczyźnie strzałkowej prawidłowych dwóch oscylacji w cyklu chodu. Natomiast w płaszczyznach czołowej i poprzecznej przemieszczenie jednej obręczy względem drugiej jest lustrzanym odbiciem, ale są nieco opóźnione względem cyklu chodu (patrz rys.7.3). Sugeruje to brak prawidłowej synchronizacji ruchów tułowia z ruchami miednicy i kończyn dolnych.

Ruch wszystkich segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 7.10b) jest wprawdzie nieprawidłowy, ale zachowany jest jego charakter: występują dwie oscylacje w cyklu chodu. Mają one jednak różną amplitudę, a ruch segmentów jest opóźniony w stosunku do faz kończyn dolnych. Natomiast w płaszczyźnie czołowej ruch czterech najniższych segmentów (od Th10 do S2) jest zbliżony do prawidłowego, choć podobnie jak w płaszczyźnie strzałkowej występuje opóźnienie w stosunku do faz chodu kończyn dolnych. Ruch trzech najwyższych segmentów (C7 – Th10) znacznie odbiega od prawidłowego.

a)



b)



Rys.7.11. Pacjentka EM. Rozpoznanie: idiopatyczne boczne skrzywienie kręgosłupa, jednołukowe. Wykresy pokazujące: a) ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej podczas chodu; b) ruch segmentów kręgosłupa w płaszczyznach strzałkowej i czołowej względem lokalnego układu współrzędnych związanego z miednicą. Na wykresach przedstawiono wyniki opisujące ruch barków względem miednicy oraz segmentów kręgosłupa w odniesieniu do cyklu chodu lewej i prawej kończyny dolnej. Linia przerywana: cykl lkd, linia kropkowana: cykl pkd. Lkd- lewa, pkd- prawa kończyna dolna.

Rys. 7.11 przedstawia wyniki pacjentki EM. Zarówno ruch obręczy barkowej względem biodrowej jak i segmentów kręgosłupa w badanych płaszczyznach jest całkowicie nieprawidłowy.

Szczegółowa analiza wyników badanych pacjentów ze skrzywieniem kręgosłupa pozwoliła na sformułowanie następujących wniosków:

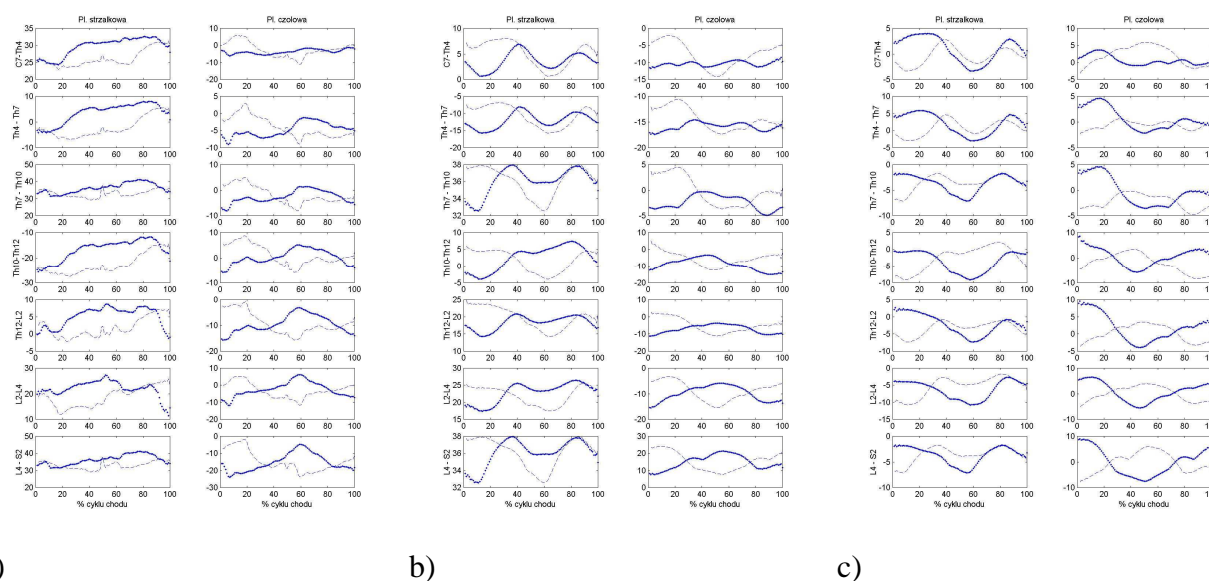
1. U pacjentów z bocznym skrzywieniem kręgosłupa występuje nie tylko deformacja strukturalna, ale także zmiana charakteru ruchu poszczególnych segmentów kręgosłupa, w tym także obręczy barkowej i biodrowej. Można przypuszczać, że u niektórych pacjentów zmiany funkcji są zmianami pierwotnymi (skoliozy neurogenne), pociągającymi za sobą pojawienie się zmian strukturalnych, u innych deformacje strukturalne są zmianami pierwotnymi, a zmiana charakteru ruchu wynika zarówno z dostosowania się do ograniczeń strukturalnych jak i pojawienia się mechanizmów kompensacyjnych.

2. Przedstawione wyniki badań wskazują też na to, że na podstawie informacji o zmianach strukturalnych (uzyskanych np. z rentgenogramów) nie można przewidzieć zmian funkcjonalnych ruchu segmentów kręgosłupa oraz obręczy barkowej i biodrowej. Albowiem pacjenci z bocznym skrzywieniem kręgosłupa nie są jednolitą grupą z punktu widzenia zaburzeń ruchu segmentów kręgosłupa: zaburzenia te mogą dotyczyć różnych płaszczyzn i różnych odcinków.

3. U żadnego pacjenta nie stwierdzono prawidłowego charakteru ruchu kręgosłupa we wszystkich trzech płaszczyznach. Zaobserwowano natomiast zmiany charakteru ruchu obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w jednej, w dwu a nawet w trzech płaszczyznach.

Powyższe wnioski dotyczące pacjentów z bocznym skrzywieniem kręgosłupa pozwalają na sformułowanie następującej hipotezy: „U pacjentów z dużymi deformacjami strukturalnymi, ale niewielkimi zmianami w charakterze ruchu nie doszło jeszcze do powstania utrwalonych zmian funkcjonalnych, a zatem u tych pacjentów leczenie zachowawcze powinno przynieść w miarę szybkie i pozytywne wyniki. Natomiast leczenie zachowawcze u pacjentów u których obserwuje się duże zmiany w charakterze ruchu (utrwalone zmiany funkcjonalne) efekty leczenia zachowawczego będą niezadowolające”. Weryfikacja tej hipotezy wymaga jednak realizacji szerszego zakresu badań.

Wydaje się, że metoda badania ruchów segmentów kręgosłupa oraz ruchu obręczy barkowej względem obręczy biodrowej może zostać wykorzystana do oceny postępów leczenia. Poniżej opisano przykład uzyskanych wyników u innej pacjentki BM [31]. Rysunek 7.12 przedstawia wykresy ruchu segmentów kręgosłupa tej pacjentki w trzech kolejnych badaniach: przed rozpoczęciem leczenia zachowawczego, po pół roku leczenia i po roku.

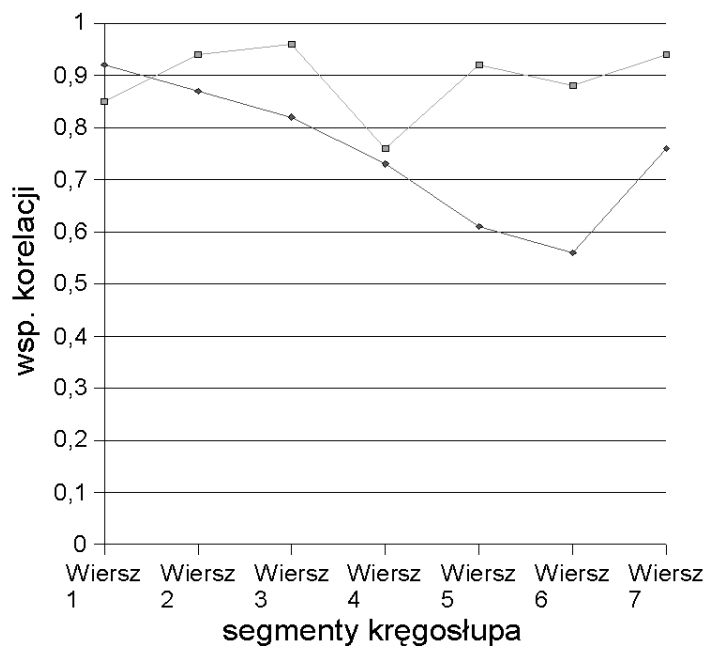


Rys. 7.12. Wykresy przedstawiające ruch segmentów kręgosłupa podczas chodu odpowiednio w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej, a) przed rozpoczęciem leczenia zachowawczego, b) po pół

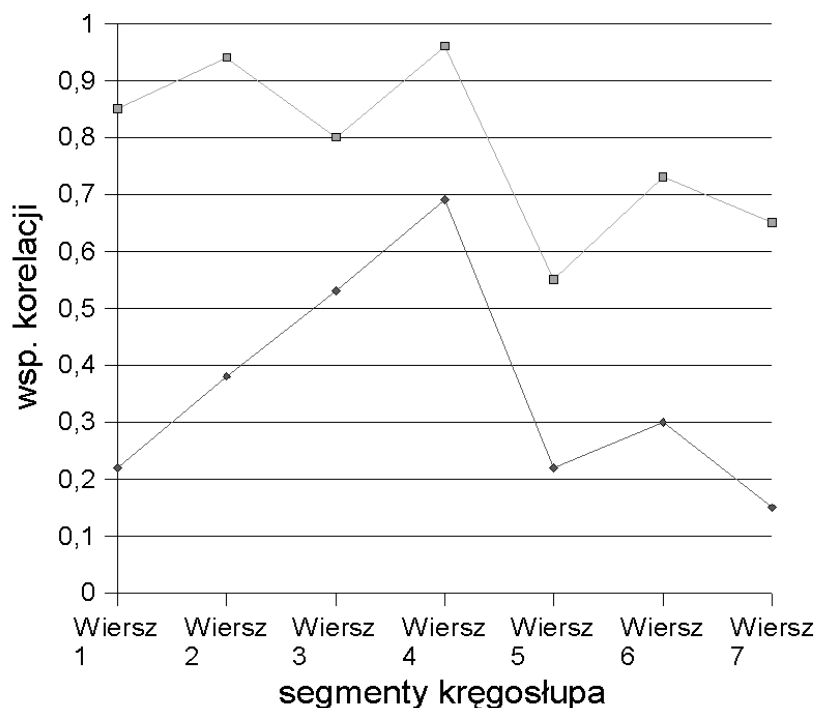
roku leczenia, c) po roku leczenia. Wszystkie wykresy są normalizowane na cykl chodu lewej (linia kreskowana) i prawej (linia kropkowana) kończyny dolnej.

Wizualnie można ocenić zmiany następujące w charakterze ruchu poszczególnych segmentów kręgosłupa. Jednak dopiero zastosowanie opisanych wcześniej (patrz Rozdział 4) współczynników korelacji sygnałowej może pomóc w ocenie stopnia zmian (współczynniki = 1 – pełna zgodność krzywych, współczynnik = 0 – brak jakiegokolwiek zgodności pomiędzy krzywymi), oraz stwierdzić w jakim okresie leczenia i w których segmentach kręgosłupa zmiany te były największe.

Rys. 7.13 i rys. 7.14 pokazują morfogramy ze współczynnikami korelacji sygnałowej ruchu poszczególnych segmentów kręgosłupa pomiędzy badaniem pierwszym i drugim, oraz pomiędzy badaniem drugim i trzecim. Rys. 7.13 to morfogramy dla płaszczyzny strzałkowej, a rys. 7.14 dla płaszczyzny czołowej. Numeracja segmentów kręgosłupa jest zgodna z przyjętą numeracją segmentów jak na rys. 5.6.



Rys. 7.13. Morfogram współczynników korelacji sygnałowej pomiędzy pierwszym i drugim (górny wykres) a drugim i trzecim badaniem (dolny wykres) dla ruchu segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej pacjentki BM z idiopatycznym skrzywieniem kręgosłupa.

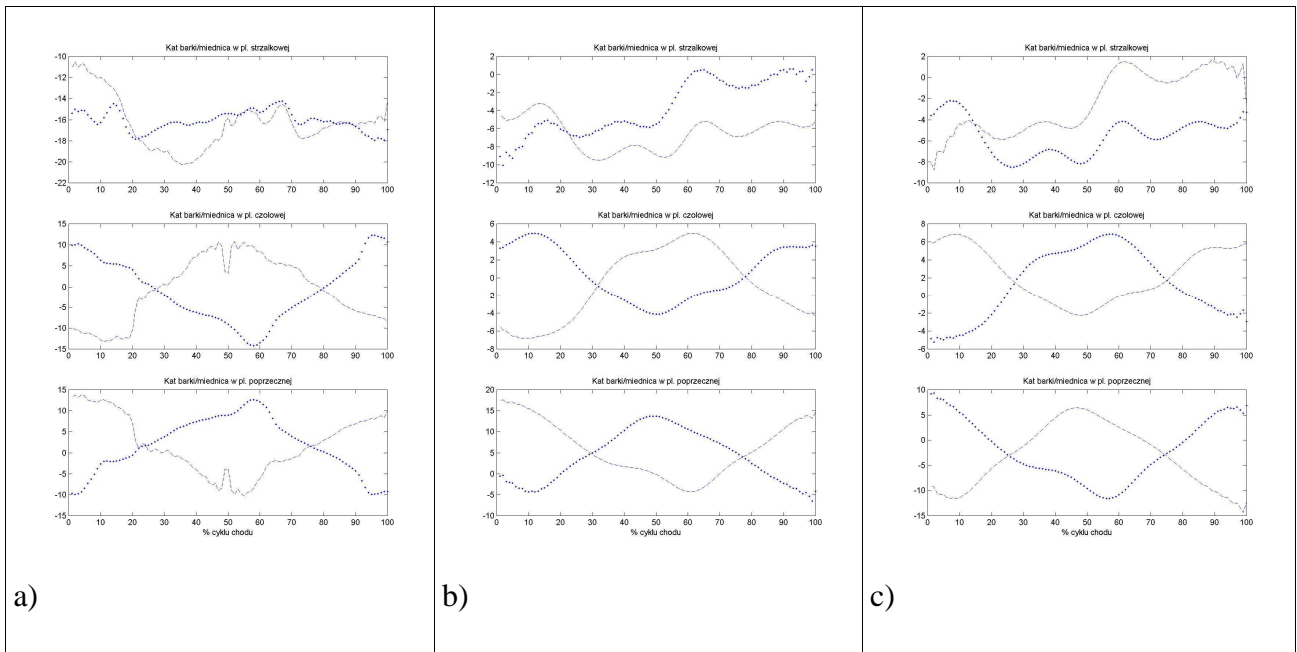


Rys. 7.14. Morfogram współczynników korelacji sygnałowej pomiędzy pierwszym i drugim (górny wykres) a drugim i trzecim badaniem (dolny wykres) dla ruchu segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej pacjentki BM z idiopatycznym skrzywieniem kręgosłupa.

Na podstawie morfogramów współczynników korelacji sygnałowej można stwierdzić, że:

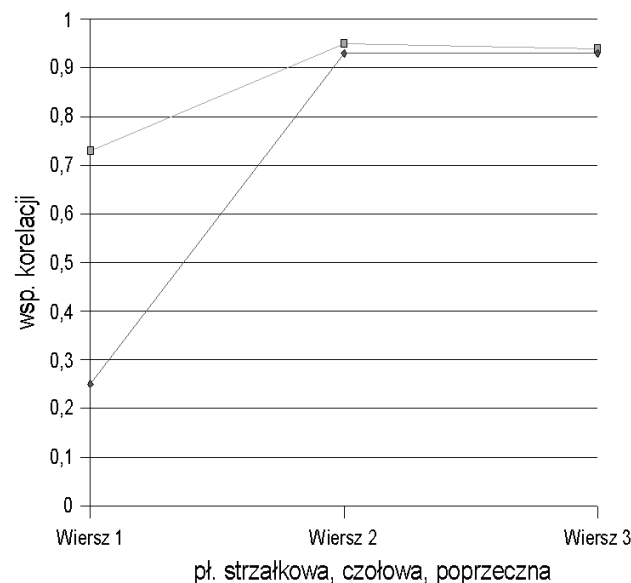
1. największe zmiany u pacjentki nastąpiły między drugim i trzecim badaniem (niższe są współczynniki korelacji niż pomiędzy wynikami z pierwszego i drugiego badania);
2. większe zmiany nastąpiły w ruchu segmentów kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej niż w płaszczyźnie czołowej (niższe współczynniki korelacji dla ruchu segmentów w płaszczyźnie strzałkowej);
3. w płaszczyźnie strzałkowej najmniej podatne na zmiany charakteru ruchu były: segment 3 (odcinek Th7 – Th10) oraz segment 4 (odcinek Th10 – Th 12); a zatem segmenty najsztwniejsze anatomicznie. Najbardziej zaś podatne dwa najniżej położone segmenty (L2 – L4 i L4 – S2), a także segment najwyżej położony (odcinek C7 – Th4);
4. w płaszczyźnie czołowej największe zmiany w charakterze ruchu nastąpiły w segmentach odcinka Th10 – Th12 (zaobserwowane pomiędzy pierwszym a drugim badaniem) oraz segmentach odcinek L2 – L4 (pomiędzy badaniem drugim a trzecim).

Podobnej analizie można poddać ruch względny obręczy barkowej i biodrowej pacjentki BM. Rys. 7.15 pokazuje wyniki przemieszczeń obu obręczy względem siebie we wszystkich trzech płaszczyznach w kolejnych trzech badaniach.



Rys. 7.15. Wykresy przedstawiające ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej podczas chodu, a) przed rozpoczęciem leczenia zachowawczego, b) po pół roku leczenia, c) po roku leczenia dla pacjentki BM. Górne wykresy przedstawiają ruch w płaszczyźnie strzałkowej, środkowe w czołowej, a dolne w płaszczyźnie poprzecznej. Wszystkie wykresy są normalizowane na cykl chodu lewej (linia kreskowana) i prawej (linia kropkowana) kończyny dolnej.

Rys. 7.16 pokazuje morfogram współczynników korelacji sygnałowej dla ruchu obręczy barkowej względem obręczy biodrowej pomiędzy pierwszym a drugim, oraz drugim a trzecim badaniem.



Rys. 7.16. Morfogram współczynników korelacji sygnałowej dla ruchu obręczy barkowej względem obręczy biodrowej podczas chodu we wszystkich trzech płaszczyznach, współczynniki były obliczone pomiędzy pierwszym a drugim (niebieska linia) oraz drugim a trzecim badaniem (czerwona linia) dla pacjentki BM.

Na podstawie wyników przedstawionych na rys. 7.16 można stwierdzić, że:

- ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej nie zmieniał się w procesie leczenia zachowawczego, zmiany następowały w charakterze ruchu jedynie w płaszczyźnie strzałkowej;
- największe zmiany w charakterze ruchu obręczy w płaszczyźnie strzałkowej nastąpiły pomiędzy drugim a trzecim badaniem, podobnie jak miało to miejsce w przypadku ruchów segmentów kręgosłupa.

Przedstawione w niniejszym rozdziale wyniki badań własnych trzech różnych grup pacjentów (osoby zdrowe, pacjenci z niedowładem połowicznym, pacjenci z bocznym skrzywieniem kręgosłupa) pozwalają na stwierdzenie, że zaproponowana metoda badania ruchów segmentów kręgosłupa podczas chodu jest właściwa, ponieważ:

1. Otrzymane rezultaty pozwalają stwierdzić, że kręgosłup nie zachowuje się podczas chodu jak jeden sztywny element, ale jego poszczególne segmenty przemieszczają się względem siebie. Ruch ten, aczkolwiek trudno obserwowalny podczas chodu, jest mierzalnym ruchem, w szczególności przy zastosowaniu współczesnych, dokładnych systemów optoelektronicznych analizy ruchu.
2. Proponowana metoda badawcza znajduje zastosowanie w odniesieniu do różnych grup pacjentów, których schorzenia mają odmienną etiologię: np. neurologiczne (pacjenci z niedowładem połowicznym), bądź ortopedyczne (pacjenci z bocznym skrzywieniem kręgosłupa), a także może wspomagać badania nad patofizjologią różnych chorób (m. in. wydzielenie trzech podgrup badanych pacjentów w tym np. z porażeniem połowicznym).
3. Przedstawiona metoda wspomaga ocenę i monitorowanie stanu funkcjonalnego pacjentów, a także, w przyszłości, może znaleźć też zastosowanie w ocenie różnych, konkurencyjnych względem siebie, metod leczenia zachowawczego (na co wskazują wyniki uzyskane w grupie pacjentów z bocznymi skrzywieniami kręgosłupa).
4. Zastosowanie metody w dalszych badaniach pomoże w lepszej diagnostyce różnicowej i kwalifikowaniu pacjentów do różnych sposobów i schematów leczenia zachowawczego.

ROZDZIAŁ 8 - ZNACZENIE RUCHÓW KRĘGOSŁUPA W CHODZIE DLA MINIMALIZACJI ZUŻYCIA ENERGII

8.1. Zużycie energii podczas chodu

Z danych literaturowych wynika, że zużycie energii przez żywy organizm można podzielić na dwa rodzaje:

- pierwszy związany jest z podstawową przemianą metaboliczną; jest to minimalny poziom energii związany z utrzymaniem wszystkich procesów życiowych na odpowiednim poziomie, a w przypadku ssaków związany jest także z utrzymaniem temperatury ciała na właściwym poziomie;
- drugi rodzaj związany jest z wykonywaniem rozmaitych czynności, wraz z czynnościami intelektualnymi.

Podstawowa przemiana metaboliczna jest proporcjonalna do powierzchni ciała, a także do procentu „ciała szczupłego”. Z wiekiem przemiana ta maleje, w wieku dorosłym średnio o 2 % w kolejnych 10 latach. Odpowiada to zmianie składu ciała, czyli obniżaniu się udziału masy ciała szczupłego, a podwyższeniu udziału tłuszczu z wiekiem [115].

Prawidłowa koordynacja ruchu wszystkich segmentów ciała umożliwia prawidłowy „przepływ” energii, czyli zamianę energii potencjalnej w kinetyczną i kinetycznej w potencjalną, oraz utrzymaniu w cyklu chodu stałego poziomu energii, czyli sumy energii potencjalnej i kinetycznej dla całego ciała. Zaburzenia ruchu i koordynacji powodują zwiększenie kosztu energetycznego chodu. Odpowiedzią są pojawiające się mechanizmy kompensacyjne, których celem jest obniżenie podwyższonego na skutek zaburzeń funkcjonalnych zużycia energii. Ponieważ bezpośredni pomiar energii zużywanej przez żywy organizm jest niemożliwy, to do oceny wydatku energetycznego używa się urządzeń pomiarowych mierzących zużycie tlenu w określonym czasie podczas wykonywania rozmaitych czynności. Przy takich pomiarach różnych grup pacjentów podczas chodu stwierdzono, że zużycie energii różnie o:

1. 3 % u osób z unieruchomionym stawem skokowym;
2. 32 % u osób ze zwyrodnieniami w obrębie stawu biodrowego;
3. 23 % u osób z usztywnionym stawem kolanowym;
4. 13 % u osób z kolanem zgiętym pod kątem 15°, 19 % gdy kąt wynosił 30°, a przy ugięciu pod kątem 45° wzrost wynosił aż 38 %;
5. 32 % u osób chodzących o kulach;
6. 20 % u osób z jednostronną amputacją;
7. 160 % u paraplegików korzystających z kul [115].

Badania nad chodem człowieka doprowadziły do stwierdzenia, że każdy osobnik ma pewną własną,

optymalną prędkość chodu, którą wybiera jeśli nie ma żadnych czynników wymuszających (np. pośpiech czy uraz). Określono empirycznie zależność wiążącą ze sobą długość kroków, prędkość chodu i częstość kroków:

$$S \approx V^{0.42} f \quad (8.1)$$

gdzie S – długość kroków [m], V – prędkość chodu [m/s], a f – częstość kroków [kr/min].

Na podstawie zużycia tlenu przez zdrowe osoby stwierdzono, że koszt metaboliczny chodu zależy bezpośrednio od długości kroków i ich częstości, a jakiegokolwiek odejście od powyższego prawa przy utrzymaniu stałej prędkości powoduje gwałtowny wzrost zużycia energii metabolicznej, jeśli znormalizuje się ją na ciężar ciała i przebytą odległość [116].

Przez wiele lat szacowano koszt energetyczny chodu mierząc przemieszczenie środka ciężkości ciała i obliczając dla niego sumę energii potencjalnej i kinetycznej. Metodę tę można zastosować korzystając ze stosunkowo prostych metod pomiarowych. Jednakże wiele prac podważyło jej wiarygodność.

Gordon i współpracownicy [117] mierzyli ruch środka ciężkości ciała podczas chodu za pomocą optoelektronicznego systemu analizy ruchu i markerów umieszczonych na ciele badanego, jednocześnie mierząc zużycie tlenu. Stwierdzili, że następuje:

- zwiększenie zużycia energii metabolicznej wraz ze zwiększeniem długości kroków powyżej „naturalnej”, preferowanej długości;
- zwiększenie zużycia energii metabolicznej wraz ze zwiększeniem częstości kroków.

Stwierdzono także że minimalne zużycie energii nie odpowiadało przypadkowi minimalnego przemieszczenia środka ciężkości ciała podczas chodu.

Cavagna w serii prac poświęconych lokomocji, zarówno człowieka jak i zwierząt dwu- i czworonożnych (jak indyk, pies, czy makak) [118, 119, 120, 121, 122] obliczał zużycie energii mechanicznej podczas lokomocji jako sumę energii potencjalnej i kinetycznej środka ciężkości ciała oraz sumy energii kinetycznej segmentów ciała ruchu postępowego i obrotowego względem środka ciężkości ciała. Stwierdził on, że najmniejsza praca na jednostkę odległości jest podczas chodu dla średnich prędkości, natomiast dla niższych i wyższych rośnie. Na podstawie modelu prostego wahadła (ciało obraca się wokół kończyny w fazie podparcia jak proste odwrócone wahadło) stwierdził, że największy procent zachowywanej energii mechanicznej wynosi 65 % i ma to miejsce podczas chodu ze średnią prędkością (4-5 km/h). Stwierdził, że podczas chodu zachodzi częściowa zamiana energii potencjalnej w kinetyczną i vice versa, zamiany te nie są jednak całkowite i podczas każdego cyklu chodu musi być generowana dodatkowa energia umożliwiająca kontynuowanie lokomocji. Przy optymalnej prędkości chodu maksimum energii kinetycznej przypada na minimum energii potencjalnej i odwrotnie. Wraz ze wzrostem prędkości chodu, pojawia się przesunięcie w fazie, tym większe im wyższa jest prędkość chodu. Przesunięcie to

zmniejsza procent zamiany jednej energii na drugą w stosunku do prędkości optymalnej.

Cavagna [119, 121] podzielił pracę wykonywaną podczas lokomocji na pracę zewnętrzną: potrzebną do przemieszczenia środka ciężkości ciała w przestrzeni, oraz wewnętrzną: potrzebną do przemieszczenia segmentów ciała względem środka ciężkości. Zidentyfikował także dwa główne mechanizmy umożliwiające zmniejszenie zużycia energii podczas chodu:

- zamianę energii potencjalnej w kinetyczną i odwrotnie;
- magazynowanie energii w elementach sprężystych i jej odzyskiwanie.

Na początku lat osiemdziesiątych Williams i Cavanagh [123] skonstruowali modele dla obliczenia zużycia energii podczas biegu na trzy sposoby: w pierwszym obliczyli energię mechaniczną tylko dla środka ciężkości ciała, w drugim uwzględniali także energię kinetyczną ruchu segmentów ciała względem środka ciężkości, natomiast w trzecim modelowali straty energii oraz jej magazynowanie w elementach sprężystych, a także przepływ energii pomiędzy poszczególnymi segmentami ciała. Różnice w zużyciu energii otrzymane z tych trzech modeli wynosiły nawet 270 % dla tego samego biegu tego samego badanego.

Zajmowano się także oszacowaniem udziału energii poszczególnych segmentów ciała w energii całkowitej, ograniczając się jednak jedynie do płaszczyzny strzałkowej [124]. Na podstawie przeprowadzonych obliczeń stwierdzono, że:

- tułów to układ zachowujący najwięcej energii: połowa jego całkowitej energii jest zachowywana dzięki zamianie energii potencjalnej w kinetyczną i odwrotnie;
- udo zachowuje w ten sposób około 1/3 energii;
- podudzie charakteryzuje się największymi przyrostami energii, ale zamiana jest tu zerowa.

We wszystkich segmentach poza podudziem można pominąć składową energii kinetycznej od ruchu obrotowego. W podudziu jej udział wynosi ok. 10 %, a największy udział ma ona w energii całkowitej podczas szybkiego chodu bądź biegu. Podkreślić należy, że zmiany poziomu energii całkowitej pomiędzy cyklami chodu były rzędu 4 %.

Podobne obliczenie przeprowadzono pomijając udział poszczególnych segmentów, a uwzględniając jedynie energię związaną z ruchem środka ciężkości. Zaniżenie poziomu energii wynosiło około 40 % [125].

Badania zużycia energii podczas chodu u zdrowych osób oraz płynące stąd wnioski potwierdziły, że stosunek zmiany energii kinetycznej do zmiany energii potencjalnej w cyklu chodu może stać się jednym ze wskaźników wspomagających określenie stopnia niepełnosprawności (patologii) chodu pacjenta [126]. Khodadadeh [126] przeprowadził badania na 24 pacjentach przed operacją i po wszczepieniu endoprotez stawu biodrowego. Na podstawie parametrów antropometrycznych oraz reakcji sił podłoża zarejestrowanych podczas chodu za pomocą platformy dynamograficznej Kistlera określił zmiany energii potencjalnej w stosunku do kinetycznej przed wszczepieniem endoprotezy i po operacji. Otrzymane przez niego wyniki wskazują na poprawę koordynacji

poprzez poprawę zamiany energii kinetycznej w potencjalną i odwrotnie.

8.2. Energia tułowia podczas chodu – badania własne

W badaniach własnych zastosowano podejście Cavagny [119, 121], w którym postulował on, że zużycie energii mechanicznej podczas lokomocji to suma energii potencjalnej i kinetycznej środka masy ciała oraz sumy energii kinetycznej segmentów ciała ruchu postępowego i obrotowego względem środka masy ciała. Stwierdzenie to można opisać wzorem:

$$E_{total} = mgh + \frac{1}{2}mV^2 + \sum_{i=1}^n \left(\frac{1}{2}I_i\omega_i^2 + m_iV_i^2 \right) \quad (8.2)$$

gdzie: E_{total} to energia całkowita, m – masa ciała, h – wysokość środka masy ciała, V – prędkość środka masy ciała, I_i – moment bezwładności segmentu, ω_i – prędkość obrotowa segmentu względem środka masy ciała, m_i – masa segmentu ciała, V_i – prędkość liniowa segmentu względem środka masy ciała.

W badaniach własnych w zakresie analizy ruchu ograniczono się do obliczenia energii potencjalnej i kinetycznej środka masy ciała oraz energii kinetycznej ruchu postępowego i obrotowego tułowia względem środka masy ciała.

Dla uproszczenia przyjęto, że środek masy ciała umiejscowiony jest w środku płaszczyzny miednicy wyznaczonej przez kolce biodrowe przednie górne i krąg S2. Przemieszczenie i prędkość miednicy odpowiadają zatem prędkości i przemieszczeniu środka masy ciała.

Do obliczeń energii kinetycznej tułowia względem środka masy ciała wykorzystano model tułowia opisany w rozdziale 4. Przyjęto, że ruch każdego segmentu modelu tułowia jest tożsamy z ruchem odpowiadającego mu segmentu kręgosłupa. Dla każdego segmentu tułowia wykonano obliczenia według wzoru:

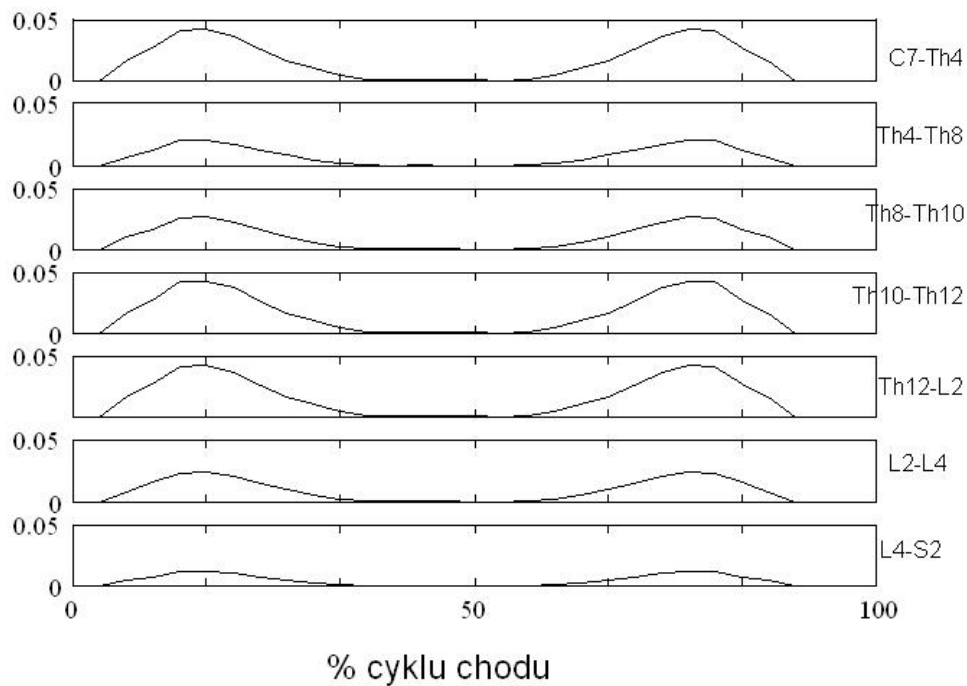
$$E_{k_j} = \frac{1}{2}m_jV_j^2 + \frac{1}{2}I_j\omega_j^2 \quad (8.3)$$

gdzie E_{k_j} to energia kinetyczna (k) segmentu (j) tułowia względem środka masy ciała, m_j – to masa danego segmentu tułowia, V_j – prędkość liniowa danego segmentu tułowia względem środka masy ciała, I_j – moment bezwładności danego segmentu tułowia, ω_j – to prędkość kątowna danego segmentu tułowia względem środka masy ciała.

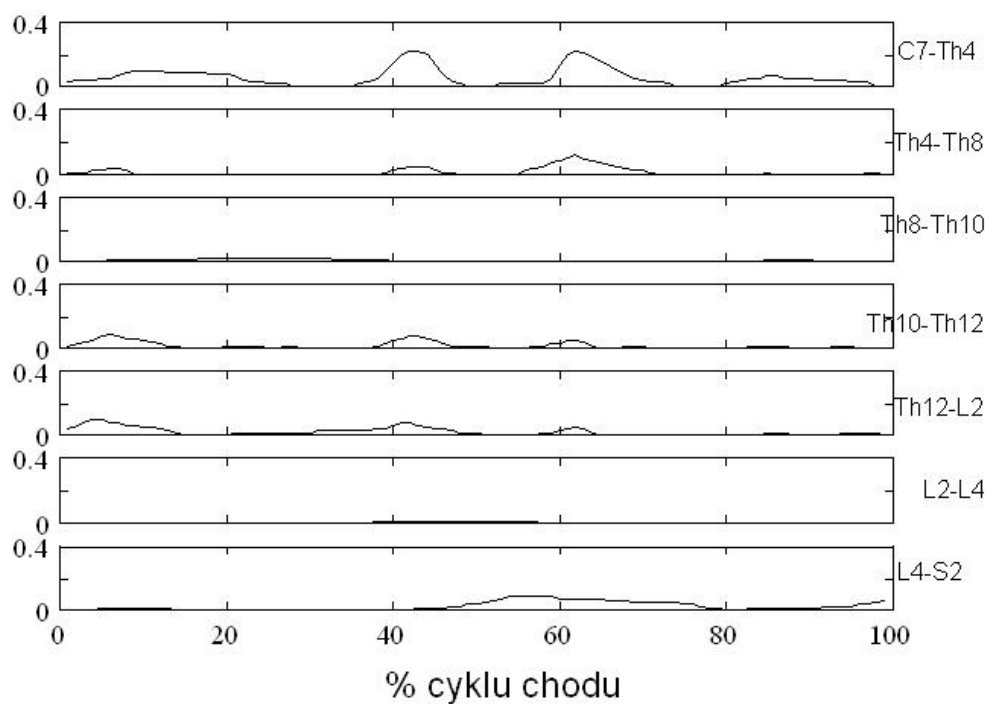
Prędkość kątowną obliczono przy założeniu, że ruch obręczy barkowej względem obręczy biodrowej jest wynikiem ruchu obrotowego poszczególnych segmentów kręgosłupa oraz że ruch obrotowy

poszczególnych odcinków kręgosłupa jest jednakowy.

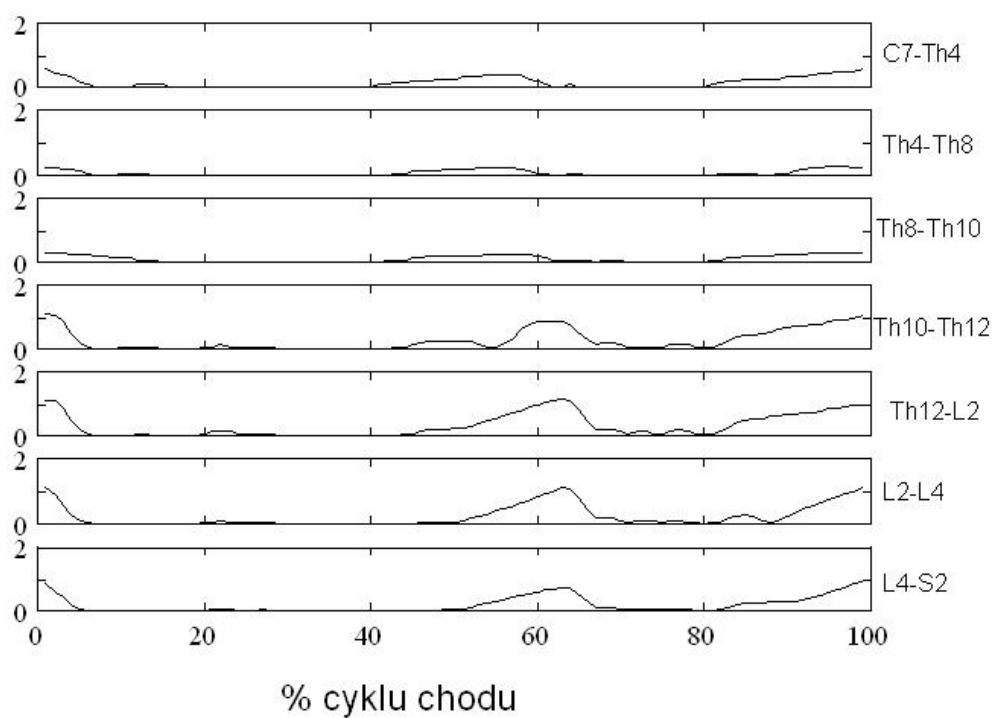
Obliczenia wykonano tu dla modelowego osobnika płci męskiej o masie 70 kg i wysokości ciała 170 cm. Dla takiej osoby obliczono masy i momenty bezwładności stosownie do modelu tułowia opisanego w rozdziale 4. Następnie korzystając z uśrednionych prędkości oraz ruchu odcinków kręgosłupa osób zdrowych oraz trzech grup pacjentów z niedowładem (rozdział 7) obliczono energię kinetyczną poszczególnych segmentów tułowia względem środka masy ciała [98]. Wyniki obliczeń prezentują rys. od 8.1 do 8.4.



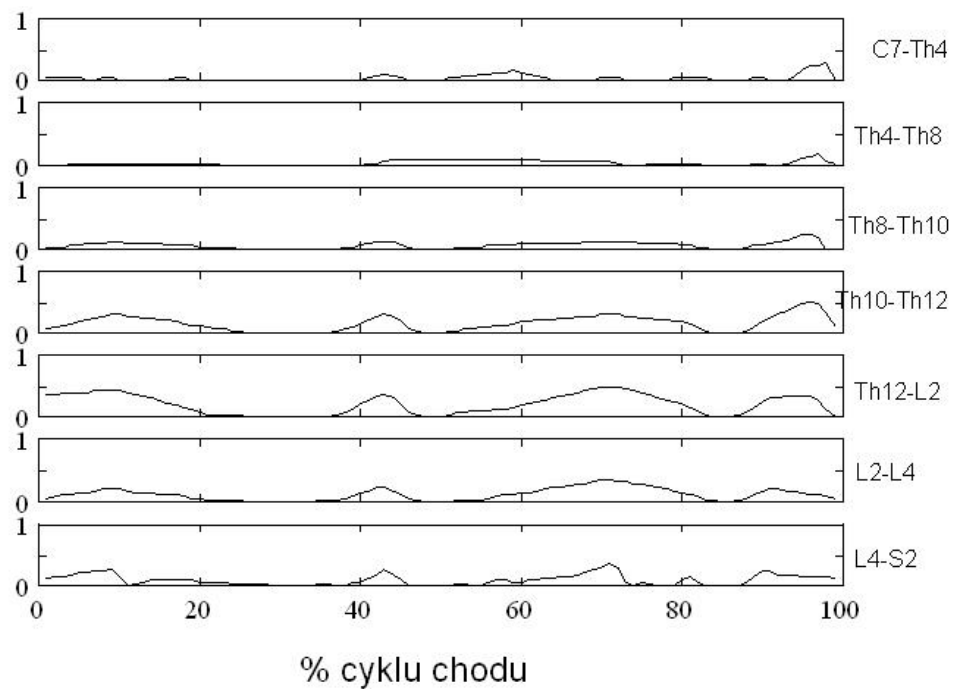
Rys.8.1. Energia kinetyczna [J] poszczególnych segmentów tułowia względem środka masy ciała dla modelowego zdrowego osobnika.



Rys. 8.2. Energia kinetyczna [J] poszczególnych segmentów tułowia względem środka masy ciała dla modelowego pacjenta z niedowładem połowicznym z grupy pierwszej.



Rys. 8.3. Energia kinetyczna [J] poszczególnych segmentów tułowia względem środka masy ciała dla modelowego pacjenta z niedowładem połowicznym z grupy drugiej.

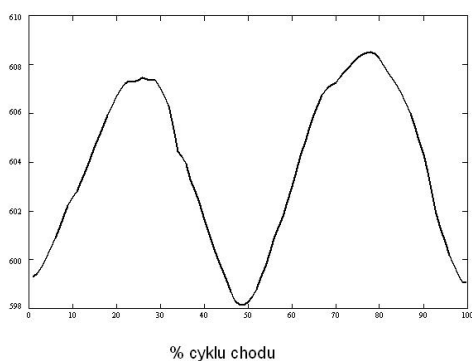


Rys. 8.4. Energia kinetyczna [J] poszczególnych segmentów tułowia względem środka masy ciała dla modelowego pacjenta z niedowładem połowicznym z grupy trzeciej.

Obliczono także zmiany energii potencjalnej i kinetycznej środka masy ciała dla modelowego badanego, przyjmując średnie dane dla ruchu środka ciężkości ciała zdrowych osób oraz trzech podgrup pacjentów z niedowładem połowicznym. Wyniki przedstawiają rys. 8.5 do 8.8.

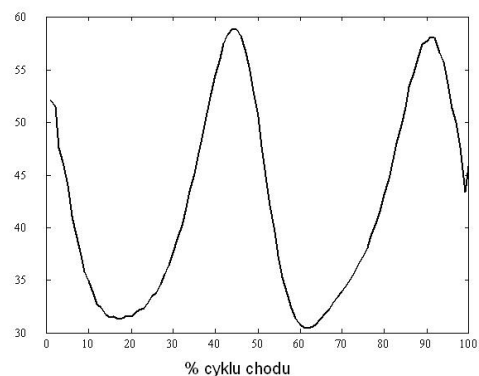
a)

Energia potencjalna środka ciężkości ciała - „zdrowy”



b)

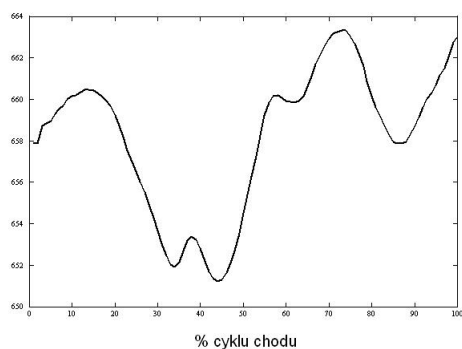
Energia kinetyczna środka ciężkości ciała - „zdrowy”



Rys. 8.5. Zmiany energii potencjalnej (a) i kinetycznej (b) środka masy ciała modelowego osobnika zdrowego w jednym cyklu chodu. Energia obliczona jest w [J].

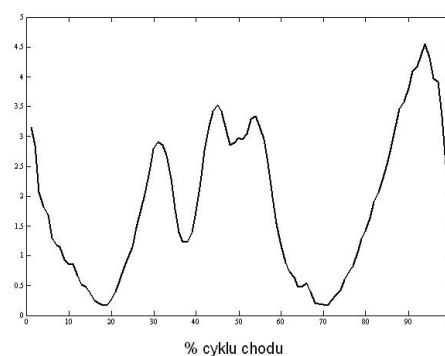
a)

Energia potencjalna środka ciężkości ciała - „grupa 1”



b)

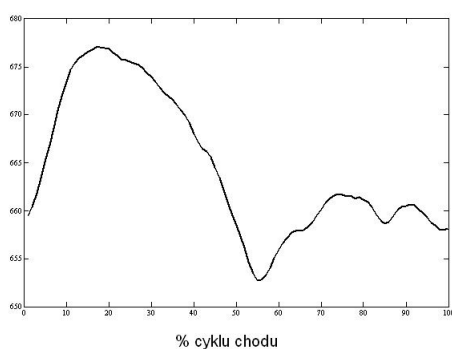
Energia kinetyczna środka ciężkości ciała – „grupa 1”



Rys. 8.6. Zmiany energii potencjalnej (a) i kinetycznej (b) środka masy ciała modelowego osobnika z niedowładem połowicznym z grupy 1 w jednym cyklu chodu. Energia obliczona jest w [J].

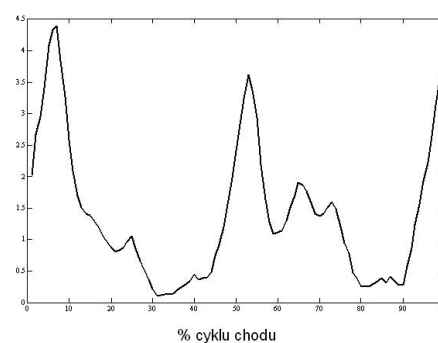
a)

Energia potencjalna środka ciężkości ciała - „grupa 2”



b)

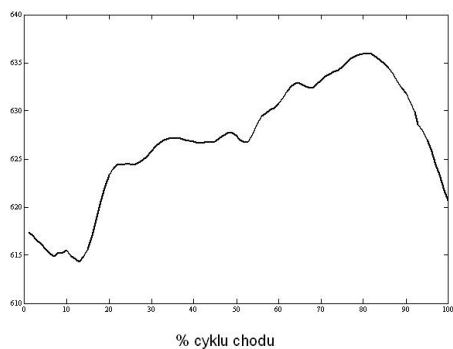
Energia kinetyczna środka ciężkości ciała – „grupa 2”



Rys. 8.7. Zmiany energii potencjalnej (a) i kinetycznej (b) środka ciężkości ciała modelowego osobnika z niedowładem połowicznym z grupy 2 w jednym cyklu chodu. Energia obliczona jest w [J].

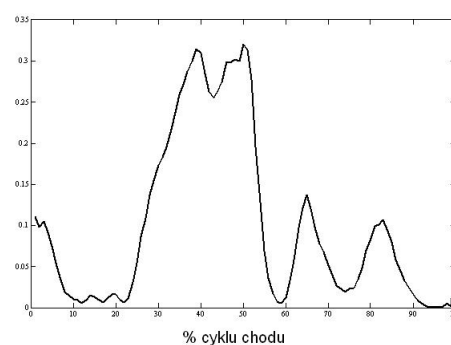
a)

Energia potencjalna środka ciężkości ciała - „grupa 3”



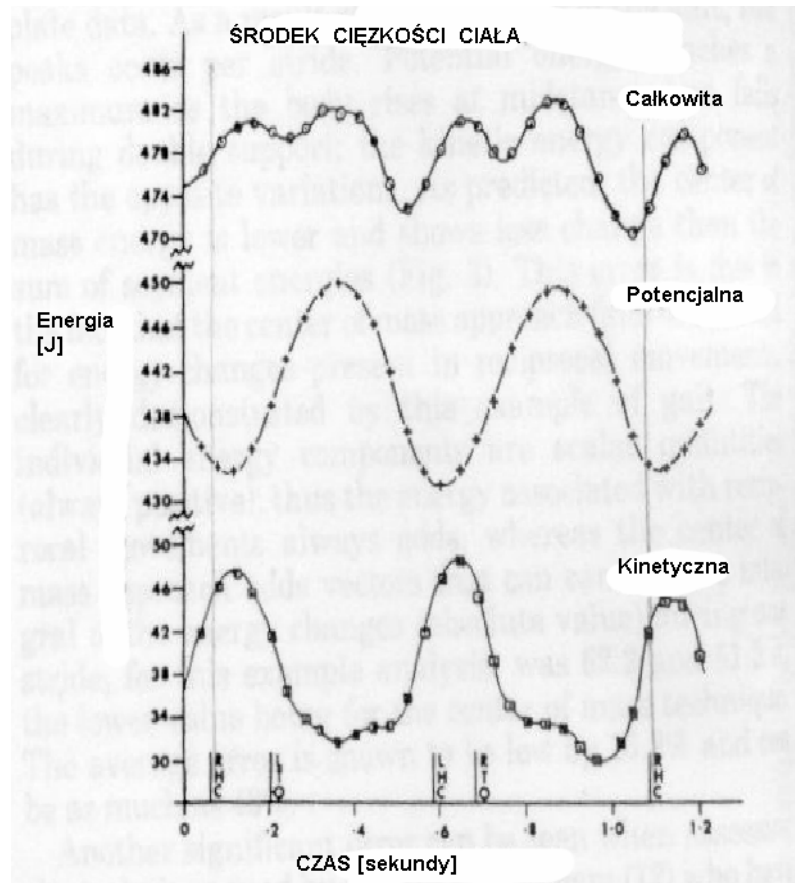
b)

Energia kinetyczna środka ciężkości ciała – „grupa 3”



Rys. 8.8. Zmiany energii potencjalnej (a) i kinetycznej (b) środka masy ciała modelowego osobnika z niedowładem połowicznym z grupy 3 w jednym cyklu chodu. Energia obliczona jest w [J].

Otrzymane wyniki dla osobnika zdrowego są zgodne z wynikami z danych literaturowych (rys. 8.9). Wymiana energii potencjalnej i kinetycznej jest ze sobą zsynchronizowana. Energia kinetyczna ruchu poszczególnych segmentów tułowia względem środka masy ciała jest niewielka (ok. 10 % energii potencjalnej). Mimo dużej masy tułowia prędkości ruchu poszczególnych segmentów względem środka masy ciała są niewielkie, dlatego i energia kinetyczna ruchu względnego nie jest duża.

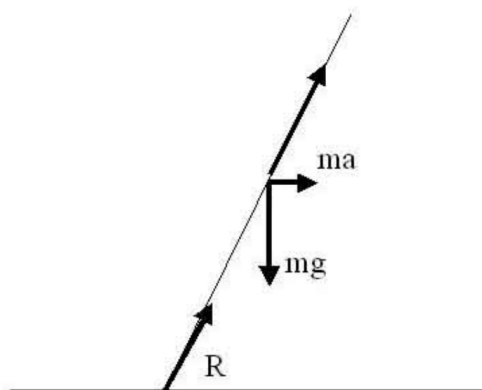


Rys.8.9. Energia potencjalna i kinetyczna (oraz całkowita) środka masy ciała zdrowej osoby [125]. RHC – kontakt prawej pięty z podłożem, LHC – kontakt lewej pięty z podłożem, LTO – oderwanie palców lewej stopy, RTO – oderwanie palców prawej stopy z podłożem.

Dla trzech grup pacjentów z niedowładem połowicznym wyniki są istotnie inne. Zmiany energii potencjalnej i kinetycznej środka masy ciała w cyklu chodu nie są ze sobą zsynchronizowane. Zaburzona koordynacja powoduje, iż nie ma możliwości całkowitej zamiany jednej energii na drugą. U pacjentów rośnie również energia kinetyczna segmentów tułowia względem środka masy ciała. Zmienia się również charakter zmian energii kinetycznej. Na podstawie wykresów można stwierdzić, że w grupie pierwszej pacjentów z niedowładem połowicznym zachowana jest w miarę dobra koordynacja ruchowa, gdyż minimum energii potencjalnej środka ciężkości ciała przypada na maksimum energii kinetycznej, a wartość energii kinetycznej segmentów tułowia jest wprawdzie wyższa niż w grupie zdrowej, ale niższa niż w dwóch pozostałych grupach pacjentów.

Dodatkowym problemem pacjentów z niedowładem połowicznym jest odchylenie tułowia do tyłu w

stosunku do pozycji statycznej. U osób zdrowych podczas chodu tułów pochylony jest do przodu pod kątem około 4° w stosunku do pozycji statycznej (w staniu swobodnym). Wg Breniera i Do [127] jest to mechanizm zmniejszający zużycie energii potrzebnej do przyspieszenia ciała do przodu poprzez wykorzystanie siły grawitacji (rys. 8.10). Pacjenci z niedowładem połowicznym nie mogą wykorzystać tego mechanizmu.



Rys.8.10. Układ sił reakcji, grawitacji i bezwładności powodujący przyspieszenie ciała do przodu podczas chodu, gdzie R – reakcja siły podłoża, mg – siła grawitacji, ma – wypadkowa siła bezwładności przyspieszająca ciało w kierunku chodu [wg 127].

Przeprowadzone badania pozwalają na wyciągnięcie następujących wniosków:

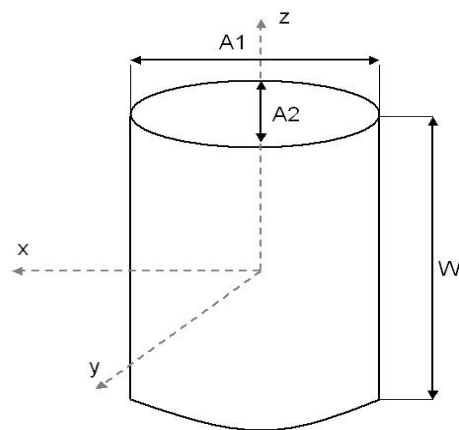
1. energia potencjalna środka ciężkości ciała u osób zdrowych ma dwa maksima w cyklu chodu, pierwsze przy unoszeniu ciała do góry w połowie fazy podparcia, a następnie na początku fazy wymachu, najmniejszy poziom energii ta osiąga w fazie podwójnego podparcia;
2. zmiany energii kinetycznej środka masy ciała osób zdrowych są lustrzanym odbiciem zmian energii potencjalnej;
3. energia kinetyczna ruchu segmentów kręgosłupa względem środka masy ciała u osób zdrowych jest niewielka, charakteryzuje się dwoma maksimami w cyklu chodu, w połowie fazy podparcia i na początku fazy wymachu;
4. u pacjentów z niedowładem połowicznym zaburzenia koordynacji powodują rozsynchronizowanie zmian energii potencjalnej i kinetycznej środka masy ciała, a także wzrost energii kinetycznej segmentów tułowia względem środka masy ciała. Ponadto charakter zmian energii kinetycznej jest inny niż w grupie osób zdrowych, a także różni się pomiędzy poszczególnymi podgrupami pacjentów.

8.3. Porównanie energii mechanicznej kręgosłupa modelu własnego z modelem tułowia jako jednego segmentu

Przy przyjęciu założenia, że kręgosłup jest jednym sztywnym segmentem tułów można zamodelować jako jedną bryłę. Podczas formułowania modelu przyjęto następujące założenia:

1. granice segmentu są wyznaczone przez położenia wyrostków kolczystych kręgów C7 (górną) i S2 (dolną);
2. całkowita masa segmentu tułowia wynosi 46.1 % masy całego ciała, zgodnie z propozycją Braunego i Fishera [97];
3. wysokość segmentu W jest równa $0.3 H$, gdzie H – wysokość ciała.

Przyjęto, że wymiary $A1$ i $A2$ są średnimi arytmetycznymi wymiarów wszystkich segmentów, wynoszą one odpowiednio: $A1 - 0.173 H$ dla mężczyzn i kobiet oraz $A2 - 0.086 H$ dla mężczyzn i kobiet. Model taki przedstawiono na rysunek 8.11 [128].



Rys.8.11. Model tułowia jako jednego, sztywnego segmentu z jego charakterystycznymi wymiarami.

Zatem główne momenty bezwładności dla analizowanego modelu tułowia w przyjętym układzie współrzędnych X, Y, Z określają następujące zależności:

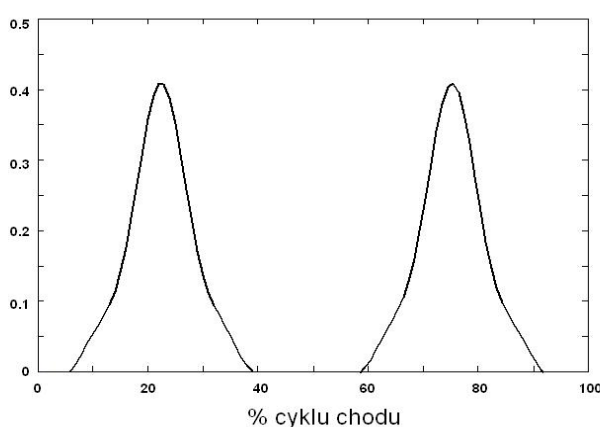
$$I_{xx} = \frac{1}{6} \left(3 \left(\frac{1}{2} A_2 \right)^2 + 4 W^2 \right) M \quad (8.4)$$

$$I_{yy} = \frac{1}{6} \left(3 \left(\frac{1}{2} A_1 \right)^2 + 4 W^2 \right) M \quad (8.5)$$

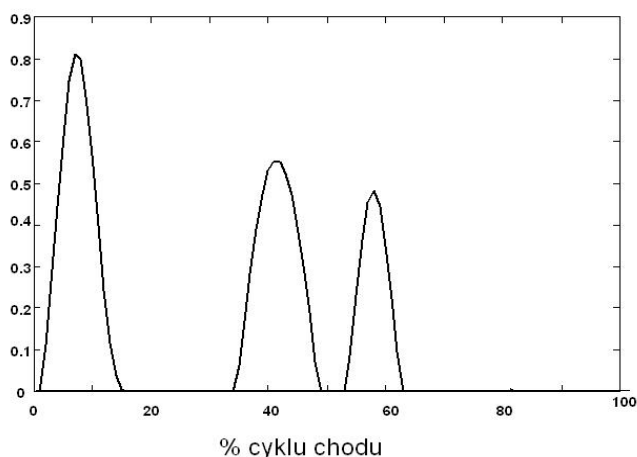
$$I_{xx} = \frac{1}{2} \left(\left(\frac{1}{2} A_1 \right)^2 + \left(\frac{1}{2} A_2 \right)^2 \right) M \quad (8.6)$$

gdzie: M – masa tułowia, a A_1 , A_2 i W to wymiary podane na rys. 8.11.

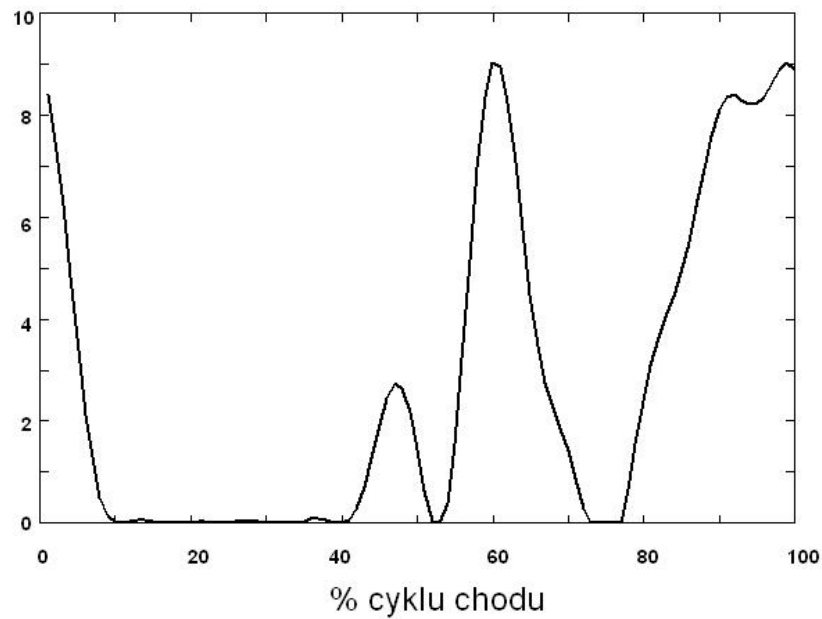
I tak dla modelowego osobnika, o masie $M = 70$ kg i wysokości ciała $H = 170$ cm przeprowadzono obliczenia energii kinetycznej tułowia podczas cyklu chodu koncentrując jego masę w środku masy ciała. Podczas obliczeń korzystano z uśrednionych prędkości oraz trajektorii ruchu środka masy tułowia dla czterech przypadków: dla osób zdrowych oraz dla trzech grup pacjentów z niedowładem połowicznym. Uzyskane wyniki obliczeń przedstawiono na rys. 8.12 - 8.15.



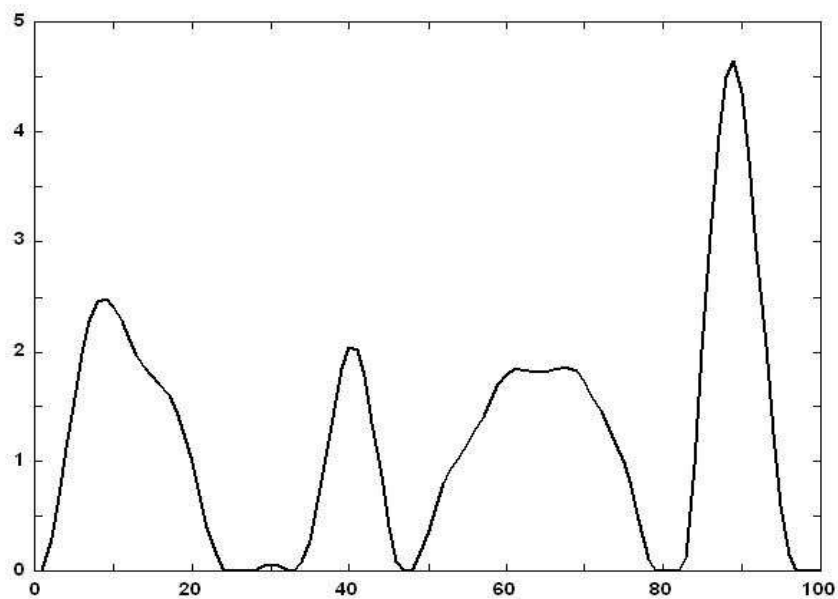
Rys. 8.12. Energia kinetyczna [J] segmentu tułowia (traktowanego jako jedna bryła sztywna) względem środka masy ciała dla osób zdrowych podczas chodu.



Rys. 8.13. Energia kinetyczna [J] segmentu tułowia (traktowanego jako jedna bryła sztywna) względem środka masy ciała dla modelowego pacjenta z niedowładem połowicznym z grupy pierwszej, podczas chodu.



Rys. 8. 14. Energia kinetyczna [J] segmentu tułowia (traktowanego jako jedna bryła sztywna) względem środka masy ciała dla modelowego pacjenta z niedowładem połowicznym z grupy drugiej, podczas chodu.



Rys. 8.15. Energia kinetyczna [J] segmentu tułowia (traktowanego jako jedna bryła sztywna) względem środka masy ciała dla modelowego pacjenta z niedowładem połowicznym z grupy trzeciej, podczas chodu.

Porównanie wyników uzyskanych z modelu własnego (przedstawionego w rozdziale 5, wyniki obliczeń energii mechanicznej tego modelu zawarto w podrozdziale 8.2) z wynikami modelu opisanego powyżej pozwala stwierdzić:

1. Model tułowia jako bryły sztywnej oraz model własny tułowia składający się z siedmiu segmentów w przypadku osób zdrowych pozwalają na obliczenie energii kinetycznej tułowia względem środka masy ciała niemal identycznie. Charakter zmian energii kinetycznej w cyklu chodu jest we wszystkich segmentach taki sam, a zatem taki sam jest również dla modelu tułowia jako bryły sztywnej. Maksymalne wartości są w przybliżeniu równe sumie maksymalnych wartości poszczególnych segmentów.

2. Model własny tułowia składający się z siedmiu segmentów pozwala znacznie dokładniej obliczyć energię kinetyczną tułowia względem środka masy ciała dla pacjentów z niedowładem połowicznym niż model tułowia jako jednej bryły sztywnej. W tym drugim przypadku charakter zmian energii w cyklu chodu jest zbliżony (we wszystkich trzech przypadkach patologii) do charakteru zmian środkowego segmentu. Może to powodować pomijanie energii kinetycznej w niektórych fazach cyklu chodu i tym samym finalne zaniżanie energii mechanicznej.

Poniżej podsumowano najważniejsze różnice pomiędzy dwoma modelami w badanych grupach pacjentów z niedowładem połowicznym.

W grupie pierwszej największe zmiany energii kinetycznej następują w najwyższym segmencie kręgosłupa, natomiast w najniższym segmencie zmiany pojawiają się między 60 a 80 % cyklu chodu. W przypadku modelu tułowia jako bryły sztywnej te dwie charakterystyczne cechy nie są uwzględniane.

W grupie drugiej energia kinetyczna modelu tułowia jako bryły sztywnej jest równa zero między 10 a 40 % cyklu chodu. Jednak w modelu własnym w segmencie C7-Th4 występuje energia kinetyczna między 10 a 15 % cyklu, w segmencie Th12-L2 oraz L2-L4 między 20 a 30 % cyklem chodu. W segmentach Th4-Th8 oraz L2 i L4 poziom energii kinetycznej między 80 a 90 % cyklem chodu jest znacznie niższy niż między 90 a 100 %, natomiast w segmentach Th12-L2 i L2-L4 między 70 a 80 % chodu pojawia się energia kinetyczna, podczas gdy na pewnym części tego odcinka w modelu tułowia jako bryły sztywnej jest zerowy poziom energii.

W grupie trzeciej w segmentach Th12-L2 oraz L2-L4 energia kinetyczna występuje zarówno na początku jak i na końcu cyklu chodu, czego nie ma w modelu tułowia jako bryły sztywnej. Ponadto zsumowanie energii kinetycznej wszystkich segmentów pokazuje, że jedynie między 23 a 27 % cyklu chodu poziom energii kinetycznej jest zerowy, podczas gdy w modelu tułowia jako bryły sztywnej zerowy poziom jest również około 46-47 % cyklu oraz 78-84 % cyklu.

ROZDZIAŁ 9 - UWAGI I WNIOSKI KOŃCOWE

Analiza ruchu ciała człowieka podczas chodu, biegu, ruchu sportowego itp. pozwala lepiej zrozumieć mechanizmy sterowania ruchem, czy koordynację nerwowo-mięśniową w układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka, a tym samym lepiej przewidzieć skutki leczenia operacyjnego lub rehabilitacyjnego, czy zaprojektować właściwe zaopatrzenie ortopedyczne lub sprzęt sportowy. Ilościowa analiza chodu stała się w latach dziewięćdziesiątych ubiegłego wieku dostępnym narzędziem badawczym stosowanym w warunkach klinicznych czy w sporcie. Jednak badania te ograniczają się do obręczy biodrowej i kończyn dolnych, w nielicznych przypadkach zajmują się lędźwiowym odcinkiem kręgosłupa.

W pracy zaproponowano własną metodę badania ruchu odcinków kręgosłupa podczas chodu. W dotychczasowej literaturze przedmiotu jest bardzo niewiele prac zajmujących się badaniem ruchu kręgosłupa podzielonego na kilka odcinków. Jest to spowodowane kilkoma przyczynami m.in.:

1. trudnością umieszczenia markerów na wyrostkach kolczystych kręgosłupa tak by zapewnić ich dobrą widoczność przez systemy pomiarowe w całej przestrzeni badawczej (dotyczy to zwłaszcza pacjentów z dużymi deformacjami tułowia oraz umożliwia prowadzenie badań z wykorzystaniem systemów pomiarowych o niższej dokładności);
2. niemożność umieszczenia trzech markerów na jednym odcinku kręgosłupa by zapewnić spełnienie założenia bryły sztywnej.

W pracy zaproponowano własne rozwiązanie tych trudności poprzez:

1. podział kręgosłupa na siedem segmentów, oparty na jego budowie anatomicznej z uwzględnieniem krzywizn fizjologicznych;
2. stworzenie układu trzech markerów dla każdego segmentu kręgosłupa: dwóch rzeczywistych, umieszczonych na wyrostkach kolczystych kręgów stanowiących górną i dolną granicę segmentu oraz markera wirtualnego, którego położenie jest obliczane na podstawie rotacji obręczy barkowej względem obręczy biodrowej w płaszczyźnie poprzecznej.

Badania ruchu kręgosłupa podczas chodu przeprowadzono na trzech grupach, t.j.:

1. osobach zdrowych, w celu sprawdzenia metody i zebrania danych odniesienia;
2. pacjentach z niedowładem połowicznym (a zatem z problemami neurologicznymi);
3. pacjentach z idiopatycznym bocznym skrzywieniem kręgosłupa, najczęściej występującą wśród dzieci i młodzieży chorobą ortopedyczną.

Badania te potwierdziły przydatność zaproponowanej metody do badania ruchu segmentów kręgosłupa podczas chodu. Pozwoliły stwierdzić, że ruch segmentów kręgosłupa osób zdrowych charakteryzuje się określonym wzorcem i dzięki temu może stanowić układ odniesienia dla pacjentów. Badania te umożliwiły również stwierdzenie, że zarówno w przypadku chorób o podłożu neurologicznym (niedowład połowiczny) jak i ortopedycznym (boczne skrzywienie kręgosłupa) następuje zmiana charakteru ruchu segmentów kręgosłupa, zarówno w płaszczyźnie

strzałkowej jak i czołowej.

Badanie ruchu segmentów kręgosłupa może być podstawą pogłębionej diagnostyki różnicowej, jak wskazuje na to przykład pacjentów z niedowładem połowicznym, których na podstawie wyników badań podzielono na trzy grupy.

Tego typu badania mogą również znaleźć zastosowanie w ocenie postępów leczenia bądź ocenie różnych metod leczenia. Uzasadnia to przykład pacjentek z bocznym skrzywieniem kręgosłupa, leczonych zachowawczo i badanych w odstępach co pół roku. Zastosowanie współczynników korelacji sygnałowej i morfogramów pozwoliło ocenić czy stosowane metody leczenia rehabilitacyjnego były skuteczne i prowadziły do poprawy stanu funkcjonalnego pacjentek.

Zużycie energii podczas chodu przez pacjentów z różnymi rodzajami patologii jest znacznie wyższe od zużycia energii u osób zdrowych, rośnie od kilku do nawet ponad 160 %. Na ten wzrost wpływa zaburzona koordynacja ruchów poszczególnych segmentów ciała (skutkująca zmniejszoną zamianą energii potencjalnej w kinetyczną i vice versa), czy dodatkowe ruchy ciała i kończyn pomagające utrzymać równowagę ciała podczas lokomocji. Dotychczas stosowane modele umożliwiały obliczenie energii mechanicznej podczas chodu dla tułowia jako jednej bryły.

Na podstawie danych literaturowych oraz własnego podziału kręgosłupa na siedem segmentów zaproponowano własny model tułowia, składający się z siedmiu segmentów, których granice odpowiadały kręgom na których umieszczano markery podczas badań eksperymentalnych. Model ten posłużył do obliczenia energii mechanicznej: potencjalnej i kinetycznej dla modelowego osobnika o masie 70 kg i wysokości ciała 170 cm w czterech przypadkach: osoby zdrowej i pacjentów z niedowładem połowicznym reprezentujących trzy różne podgrupy. Porównanie tych wyników z energią mechaniczną dla modelu tułowia jako jednej bryły pozwoliło na stwierdzenie, że wyniki z obu modeli nie różnią się od siebie znacznie w przypadku osób zdrowych, jednak w przypadku patologii stosowanie uproszczonego modelu powoduje pomijanie energii kinetycznej w niektórych fazach cyklu chodu, a tym samym zaniżanie całkowitej energii mechanicznej. Uzyskane wyniki wskazują iż model własny znacznie lepiej opisuje przypadki patologii.

Reasumując, założone cele pracy zostały osiągnięte, albowiem:

1. Opracowano metodę pozwalającą mierzyć ruchy odcinków kręgosłupa podczas chodu.
2. Opracowano parametryczny model tułowia (parametry te to masa ciała, wysokość ciała i płeć) pozwalający na obliczenie zmian energii mechanicznej podczas chodu.
3. Sprawdzone zastosowanie i przydatność kliniczną opracowanej metody i modelu tułowia do pomiaru ruchu segmentów kręgosłupa oraz oceny zmian energii mechanicznej u osób zdrowych i w dwóch przypadkach klinicznych: pacjentów z niedowładem połowicznym i bocznym skrzywieniem kręgosłupa

Przedstawiona w pracy problematyka badawcza powinna być kontynuowana, mając na względzie konieczność:

1. oceny przydatności proponowanej metody w diagnostyce różnicowej wielu jednostek chorobowych, zwłaszcza pochodzenia neurologicznego;
2. weryfikację przydatności metody do oceny różnych, konkurencyjnych metod leczenia rehabilitacyjnego;
3. sprawdzenie przydatności metody do oceny skuteczności korekcyjnych zabiegów operacyjnych w obrębie kręgosłupa, a także do oceny stosowanych podczas nich stabilizatorów;
4. zastosowanie metody, wraz klasyczną analizą ruchu kończyn dolnych i elektromiografią dynamiczną, do badania mechanizmów patoneurofizjologicznych w różnych jednostkach chorobowych, oraz w przypadkach urazów.

ROZDZIAŁ 10 - PIŚMIENNICTWO

1. Sanan A, Rengachary SS - The history of spinal biomechanics – Neurosurgery 1996; 39: 657-669
2. Legowicz J - Historia filozofii starożytnej Grecji i Rzymu - PWN, Warszawa 1986
3. Kartezjusz - Człowiek. Opis ciała ludzkiego - PWN, Warszawa 1989
4. Maquet P - Braune & Fischer: The human gait - Arch Int Physiol Biochim, 1984; 92: C5-C7
5. La Mettrie – Człowiek – maszyna – PWN, Warszawa 1984
6. Perry J - Gait analysis. Normal and pathological function. SLACK Inc., NJ, 1992
7. Winter DA – Biomechanics and motor control of human gait: Normal, pathological and elderly. Univ. Waterloo Press, Waterloo 1991
8. Murray MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepic SB – Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men – Am J Phys Med 1966; 45: 8-25
9. Capozzo A - Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds - J Biomech, vol. 14, no 6; 1981: 411-425
10. Carlson H, Thorstenson A - Control of the human trunk during locomotion - Acta Physiol Scand 1982, 114: 14-A
11. Thorstenson A, Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR - Trunk movements in human locomotion - Acta Physiol Scand 1984; 121: 9-22
12. Krebs DA, Wong D, Jevsevar D i wsp.- Trunk kinematics during locomotor activities - Phys Therapy 1992; 72: 505-513
13. Kramers de Quervain IA, Müller R i wsp.- Gait analysis in patients with scoliosis - Gait & Posture 1997; 6: 276
14. McGibbon CA, Krebs DE- Age-related changes in lower trunk coordination and energy transfer during gait - J Neurophysiol 2001; 85: 1923-1931
15. Ployon A, Dubousset J, Lavaste F i wsp. - In vivo experimental research into the pre- and post-operative behavior of scoliotic subject - Gait & Posture 1997; 6:277
16. Roozmon P, Gracovetsky SA, Gouw GJ, Newman N - A new method for examining coupled joint motion in the lower back and the role of spine in human locomotion - Proc. NACOB II: The Second North American Congress on Biomechanics, Chicago, 24-28 August 1992, abstract published in J.Biomech 1993; 26: 335
17. Haideri NF, Halliday SE, Karol L i wsp. - A model for the evaluation of the trunk motion - Gait & Posture 1997; 7:1601-161
18. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R- Patterns of spinal motion during walking - Gait and Posture 1997; 5: 6-12

19. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R - Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking - *Gait and Posture* 1997; 5: 13 -20
20. Nikfekar E, Attfield S, Kerr K, Playford ED - Inter-segmental movements of the trunk in Parkinson's disease during normal gait - *Gait & Posture* 2000; 11: 147
21. Nikfekar E, Attfield S, Playford ED - Kinematics characteristics of the trunk and its sub-segments during gait in patients with Parkinson's disease when off and on levodopa treatment - *Gait & Posture* 2001; 14: 153
22. Frigo C, Carabalona R, Negrini S - Analysis of spine segmental movements during walking - *Gait & Posture* 2000; 122: 62
23. Frigo C, Carabalona R, Dalla Mura M, Negrini S - The upper body segmental movements during walking by young females - *Clin Biomech* 2003; 18: 419 - 425
24. Syczewska M, Öberg T, Karlsson D - Wzorzec ruchu kręgosłupa podczas chodu na bieżni u zdrowych dorosłych - *Biology of Sport* 1998; 15, suppl. 8: 380-383
25. Syczewska M, Öberg T - Hemiparetic gait: changes of the segmental spinal movements in the sagittal plane - *Gait & Posture* 1999; 10: 82
26. Syczewska M, Öberg T, Karlsson D - Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed - *Clinical Biomechanics* 1999; 14: 384-388
27. Syczewska M, Öberg T - Zmiany wzorca ruchu kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej u osób z niedowładami połowicznymi - doniesienie wstępne - *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 1999; 1, suppl.1: 469-472
28. Syczewska M, Öberg T - Mechanical energy levels in respect to the center of mass of trunk segments during walking in healthy and stroke subjects - *Gait and Posture* 2001; 14: 131
29. Syczewska M, Öberg T - The dependence of the segmental movements of the spine during treadmill walking on gait speed - *Gait & Posture* 2002; 16, suppl. 1: S112
30. Syczewska M, Öberg T - Spinal segmental movement changes during treadmill gait after stroke - *J. Human Kinetics* 2006; 16: 39 - 56
31. Syczewska M - Use of spinal segmental movements during gait for assessment of conservative treatment in scoliosis - *Proc. 1st JEGM (15th ESMAC) Meeting, Amsterdam, wrzesień 2006; 3: P-321*
32. Callaghan JP, Patla AE, McGill SM - Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking - *Clin Biomech* 1999; 14: 203-216
33. Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, Rooze M - Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds - *Eur J Spine* 2001; 10: 16-22
34. Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, Rooze M - Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds - *12th Conf of ESB, Dublin 2000: 174*
35. Rice J, Walsh M, Jenkinson A, O'Brien M - Movements at the low back during normal

walking - *Gait & Posture* 2000; 12: 60

36. Rowe PJ, White W - Three dimensional, lumbar spinal kinematics during gait, following mild musculo-skeletal low back pain in nurses - *Gait & Posture* 1996; 4: 242-251

37. Taylor NF, Goldie PA, Evans OM - Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds - *Gait & Posture* 1999; 9: 88 – 94

38. Thurston AJ, Whittle MW za Thurston AJ & Harris JD - Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis - *Spine* 1983; 8: 199-205

39. Whittle M, Levine D, Burke M - Three-dimensional motion of the lumbar spine during normal gait - *Gait & Posture* 1998; 7: 153

40. Szabatin J – Podstawy teorii sygnałów – Warszawa, WKŁ, 2003

41. Whittle MW, Levine D - Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait - *Hum Mov Sci* 1999; 18:681-692

42. Cromwell R, Scultz AB, Beck R, Warwick D - Loads on the lumbar trunk during level walking - *J Ortopaed Res* 1989; 7: 371-377

43. McGill M - Modelling of the low back: reducing the risk of injury – W: Dietrich M (wyd.) Lecture notes of the ICB seminars, Biomechanics, Medical biomechanics of spine. Theory, modelling and clinical applications. 1993; ICB, Warsaw: 88-109

44. Huysmans T, Haex B, Van Audekercke R i wsp. – Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours – *J Biomechanics* 2004; 37: 1793-1798

45. Huysmans T, Haex B, De Wilde T i wsp. – A 3D active shape model for the evaluation of the alignment of the spine during sleeping – *Gait & Posture* 2006; 24: 54-61

46. Maciejasz P, Chwała W - Analiza kinematyki kręgosłupa w czasie chodu u osób dotkniętych skoliozą – *Standardy Medyczne*, 2007

47. Kumaresan S, Yoganandand N, Pintar FA – Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study – *Clin Biomech* 1999; 14: 41 – 53

48. Kumaresan S, Yoganandand N, Pintar FA, Maiman DJ – Finite element modeling of the cervical spine: role of the vertebral disc under axial and eccentric loads – *Med Eng Phys* 1999; 21: 689 - 700

49. Yoganandand N, Kumaresan S, Voo L i wsp. – Finite lement modeling of the C4-C6 cervical spine model – *Med Eng Phys* 1996; 7: 569 - 574

50. Yoganandand N, Kumaresan S, Pintar FA – Biomechanics of the cervical spine. Part 2. Cervical spine tissue responses and biomechanical modeling – *Clin Biomech* 2001; 16: 1 – 27

51. Teo EC, Ng HW – Evaluation of the role of the ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moment using finite element method – *Med Eng Phys* 2001; 23: 155- 164

52. Nabhani F, Wake W – Computer modelling and stress analysis of the lumbar spine – *J Mat*

Proc Technol 2002; 127: 40 - 47

53. Natarajan RN, Williams RJ, Andersson GB – Finite element model of a lumbar spinal motion segment to predict circadian variation in stature – *Comp Struct* 2003; 81: 835 - 842

54. Skalli W, Robin S, Diop A i wsp. – Biomechanics of the spine: Modelling, validation and applications for implant design – W: Dietrich M (wyd.) - *Medical biomechanics of the spine*, ICB, Warszawa 1993: 149 - 161

55. Dietrich M, Kędzior K, Zagrajek T – FEM modelling of human spinal system – W: Dietrich M – *Medical biomechanics of the spine*, ICB, Warszawa 1993: 9 – 37

56. Dietrich M, Kędzior K, Zagrajek T – Non-linear analysis of human spinal system stability - W: Dietrich M – *Medical biomechanics of the spine*, ICB, Warszawa 1993: 38 – 53

57. Dietrich M, Kędzior K, Miller K, Zagrajek T – Computer simulation of formation and treatment of discopathy - W: Dietrich M – *Medical biomechanics of the spine*, ICB, Warszawa 1993: 54 – 69

58. Kaminsky J, Klinge P, Bokemeyer M, Samii M – 3D segmentation and finite element modelling of spine segments – *Int Congress Series* 1256, 2003: 41 -46

59. de Zee M, Hansen L, Wong C i wsp. – A generic detailed rigid-body lumbar spine model – *J Biomech* 2007; 40: 1219 - 1227

60. Seifert S, Wächter I, Wittner T i wsp. – A patient individual finite element model of the spine – *Int Congress Series* 1281, 2005: 656 – 660

61. Gracovetsky S - Function of the spine - *J Biomed Eng* 1986; 8: 217-223

62. Gracovetsky SA, Iacono S - Energy transfers in the spinal engine - *J Biomed Eng* 1987; 9: 99-114

63. Gracovetsky S - An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking - *J Biomed Eng* 1985; 7: 205 - 216

64. Farfan HF - Form and function of the musculoskeletal system as revealed by mathematical analysis of the lumbar spine - *Spine* 1995; 30, no 13: 1462 – 1474

65. Gracovetsky S, Farfan H - The optimum spine – *Spine* 1986; 11: 543 - 572

66. Gracovetsky S - The role of spine in locomotion - *Proc. First Congress of Biomechanics*, 30.08 4.09 1990, La Jolla, California, USA: 271

67. Sutherland DH - The evolution of clinical gait analysis, part I: kinesiological EMG - *Gait & Posture* 2001; 14: 61-70

68. Whittle MW - Clinical gait analysis: A review - *Hum Mov Sci* 1996; 15: 369 - 387

69. Sutherland DH - The evolution of clinical gait analysis. Part II: Kinematics - *Gait & Posture* 2002; 16: 159 - 179

70. Allard P, Blanchi J-P, Aissaoui R – Bases of three-dimensional reconstruction. W: Allard P, Stokes IAF, J-P.Blanchi (wyd.) *Three-dimensional analysis of human movement. Human Kinetics*,

Champaign IL USA 1995: 19-40

71. Capozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L - Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background - *Gait & Posture*; 21: 186-196

72. Wang L, Hu W, Tan T - Recent developments in human motion systems - *Pattern Recognition* 2003; 36: 585 – 601

73. Gagnon M - Potential solutions for minimizing the risks of spinal injuries in occupational tasks – Dietrich M (wyd.) *Lecture notes of the ICB seminars, Biomechanics, Medical biomechanics of spine. Theory, modelling and clinical applications.* 1993, ICB, Warsaw: 70-87

74. Ehara Y, Fujimoto H, Miyazaki M i wsp. - Comparison of the performance of 3D camera systems II - *Gait & Posture* 1997; 5: 251-255

75. Pearcy MJ, Hindle RJ - New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement - *Clin Biomech*, 1989; 4: 73-79

76. Bhimji S, Deroy AR, Baskin ES, Hillstrom HJ - Static and dynamic accuracy of the VICON 370 3-D kinematic system - *Gait & Posture* 2000; 11: 130

77. Karlsson D, Lundberg A - Accuracy estimation of kinematic data derived from bone anchored external markers - *Materiały 3rd Int.Symposium on 3-D Analysis of Human Motion*

78. Manal K, MacClay I, Stanhope S i wsp. – Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study – *Gait & Posture* 2000; 11: 38 - 45

79. Reinschmidt C, Van den Bogert AJ, Lundberg A i wsp. – Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers – *Gait & Posture* 1997; 6: 98 – 109

80. Reinschmidt C, Van den Bogert AJ, Murphy N i wsp. – Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers – *Clin Biomech* 1997; 12: 8 - 16

81. Karlsson D, Tranberg R – On skin movement artefact-resonant frequencies of skin markers attached to the leg – *Hum Mov Science* 1999; 18: 627 - 635

82. Taylor WR, Ehring RM, Duda GN i wsp. – On the influence of the soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers – *J Orthopaed Res* 2005; 23: 726 – 734

83. Cerveri P, Pedotti A, Ferrigno G – Kinematic models to reduce the effect of skin artefacts on marker-based human movement estimation – *J Biomech* 2005; 38: 2228 - 2236

84. Daffnersthofer A, Lamoth CJC, Meijer OG, Beek PJ - PCA in studying coordination and variability: a tutorial - *Clin Biomech* 2004; 19: 415 – 428

85. Duhamel A, Bourriez JL, Devos P i wsp. - Statistical tools for clinical gait analysis - *Gait & Posture* 2004; 20: 204-212

86. Chau T- A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods - *Gait & Posture* 2001; 13: 49 - 66

87. Bowman A, Young S - Graphical comparison of nonparametric curves - Appl. Statist. 1996; 45: 83-98
88. Lenhoff MW, Santer TJ, Otis JC i wsp. - Bootstrap prediction and confidence bands: a superior statistical method for analysis of gait data - Gait & Posture 1999; 9: 10-17
89. Chau T - A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods - Gait & Posture 2001; 13: 102 – 120
90. Gioftsos G, Grieve DW - The use of neural networks to recognize patterns of human movement: gait patterns - Clin Biomech 1995; 1995: 179-183
91. Rice JA, Wu CO - Nonparametric mixed effect models for unequally sampled noisy curves - Biometrics 2001; 57: 253 – 259
92. Schutte LM, Narayanan U, Stout JL i wsp. - An index for quantifying deviations from normal gait - gait & Posture 2000; 11: 25 -31
93. Romei M, Galli M, Motta F i wsp. - Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology - Gait & Posture 2004; 19: 85-90
94. Agilent Technologies – The Fundamentals of Signal Analysis – Agilent, USA: 2000
95. Krauss TP, Shurre L, Little JN – Signal Processing Toolbox for use with MATLAB – The Math Works Inc., Natick Mass. USA: 1993
96. Syczewska M, Mattson L, Sjöderberg B – raport z The Visby Project “Mutual Gait Lab Protocols – a Networking Project”2711/2002
97. Clauser CE, McConville JT, Young JW - Weight, volume and center of mass of segments of the human body - NASA, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force base, Ohio, August: 1969
98. Dempster WT- Space requirements of the seated operator. Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. Univ. Michigan, Wright Air Development Center, Air Research and Development Command, US Air Force, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, July 1955
99. Chandler RF, Clauser CE, McConville JT i wsp. - Investigation of inertial properties of the human body - US Dept. Transportation, National Highway Traffic Safety Administration, Washington DC, March 1975
100. Contini R - Body segment parameters, part II - Artificial limbs 1972; 16: 1-19
101. Drillis R, Contini R, Bluestein M - Body segment parameters. A survey of measurement techniques - Technical Report 1584.03, New York University School of Engineering and Science, June 1970
102. Woolley CT - Segment masses, centers of mass, and local moments of inertia for an anthropometric model of man - W: Bruce A. Conway, Langley Research Centre (eds.) Development of Skylab experiment T-013. Crew/vehicle disturbances - NASA Technical Note

NASA TN D-6584, Washington DC, 1972, Appendix A

103. Erdmann WS - Geometric and inertial data of the trunk in adult males - *J Biomech* 1997; 30: 679-688

104. Syczewska M, Lebiedowski M, Kalinowska K – Analiza chodu w praktyce klinicznej – W: Będziński R, Kędzior K, Kiwerski J, Skalski K, Wall A, Wit A (wyd.) *Biomechanika I Inżynieria Rehabilitacyjna*, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004

105. Syczewska M, Öberg T, Karlsson D - Spine configuration during standing. An approach to evaluation of its changes in healthy subjects and patients - W: C. Högfors, G. Andréasson (wyd.) *Biomechanics Seminar, Centre for Biomechanics, Chalmers Univ. Technol. & Göteborg Univ.* 1994; 8: 51-54

106. Lacquaniti F, Maioli C, Borghese NA, Bianchi L - Posture and movement: coordination and control - *Arch Ital de Biologie* 1997; 135: 353 - 367

107. Syczewska M, Öberg T, Karlsson D - Spine movements during treadmill walking - *J. Biomechanics*, 1998; 31: 120

108. Syczewska M, Öberg T, Karlsson D - Spine movements during treadmill walking - *Gait & Posture* – 1998; 8: 68-69

109. Olney SJ, Monga TN, Costigan PA- Mechanical energy of walking of stroke patients - *Arch Phys Med. Rehabil* 1986; 67: 92-98

110. Kramers de Quervain IA, Simon RS i wsp. - Gait pattern in early recovery period after stroke - *J Bone Jt Surg* 1996; 78-A: 1506 – 1514

111. Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D - Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke - *Am J Phys Med Rehabil*, 1999; 78: 123 – 130

112. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID - Temporal, kinematic and kinetic variables related to gait speed in subjects in hemiplegia: a regression approach - *Phys Ther* 1994; 74: 872 - 885

113. Wagenaar RC, Beek WJ - Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis - *J Biomech* 1992; 25: 1007 - 1015

114. Roubal PJ, Freeman DC, Placzek JD - Costs and effectiveness of scoliosis screening - *Physiotherapy* 1999; 85: 259 - 268

115. Waters RL, Mulroy S - The energy expenditure of normal and pathological gait - *Gait & Posture* 1999; 9: 207-231

116. Kuo AD - A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed-step length relationship - *Trans ASME* 2001; 123: 264 - 269

117. Gordon KE, Ferris DP, Kuo AD - Reducing vertical center of mass movement during human walking doesn't necessarily reduce metabolic cost - *Proc. 27th Ann Mtg Amer Soc Biomech*,

Toledo, OH, 2003

118. Cavagna GA, Margaria R - Mechanics of walking - J Appl Physiol 1966; 21: 271-278
119. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A - The sources of external work in level walking and running - J Physiol 1976; 262: 639-657
120. Cavagna GA, Heglund NC, Taylor CR - Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure - Am J Physiol 1977; 233: R243-R261
121. Cavagna GA, Kaneko M - Mechanical work and efficiency in level walking and running - J Physiol 1977; 268: 467-481
122. Willems PA, Cavagna GA, Heglund C - External, internal and total work in human locomotion - J Exp Biol 1995; 198: 379-393
123. Williams KR, Cavanagh PR - A model for the calculation of mechanical power during distance running - J Biomech 1983; 16: 115-128
124. Winter DA, Quanbury AO, Reimer GD - Analysis of instantaneous energy of normal gait - J Biomech 1976; 9: 253-257
125. Winter DA - A new definition of mechanical work done in human movement - J Appl Physiol: Respirat Environ Exercise Physiol 1979; 46: 79-83
126. Khodadadeh S - Energy methods for the clinical monitoring of pathological gait - Gait & Posture 1993; 1: 23 - 25
127. Breniere Y, Do MC - Modifications posturales associees au lever du talon dans l'initiation de la marche normale - J. Biophysique et Biomecanique 1987; 11: 161-167
128. Syczewska M – Energia kinetyczna tułowia względem środka ciężkości ciała podczas chodu: porównanie modeli jedno- i siedmiosegmentowego - Materiały II sympozjum “Analiza ruchu – teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych” - Warszawa, 2.03.2007