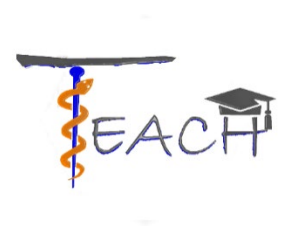


Development of innovative training solutions in the field of functional evaluation aimed at updating of the curricula of health sciences schools



MODUŁ: BIOMECHANIKA CHODU

Jednostka dydaktyczna A: BIOMECHANIKA CHODU NORMALNEGO



1. Spis treści

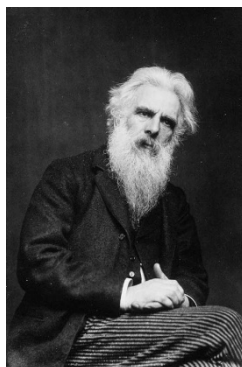
1. CELE	2
2. ZARYS HISTORII BIOMECHANICZNEJ ANALIZY CHODU	3
3. CHÓD PRAWDŁOWY - PODSTAWOWE DEFINICJE	6
4. OPIS CHODU PRAWDŁOWEGO - PODZIAŁ NA FAZY	9
FAZA PODPORU	10
FAZA PRZENOSZENIA	11
NOMENKLATURA STOSOWANA W BIOMECHANICE CHODU	12
5. CECHY I UWARUNKOWANIA CHODU PRAWDŁOWEGO	14
ATRYBUTY CHODU	14
DETERMINANTY CHODU	14
6. PARAMETRY CZASOPRZESTRZENNE OPISUJĄCE BIOMECHANIKĘ CHODU	20
7. WIELKOŚCI KINEMATYCZNE OPISUJĄCE BIOMECHANIKĘ CHODU - KĄTY STAWÓW	25
8. WIELKOŚCI DYNAMICZNE OPISUJĄCE BIOMECHANIKĘ CHODU - REAKCJE PODŁOŻA	32
9. INNE WIELKOŚCI DYNAMICZNE OPISUJĄCE BIOMECHANIKĘ CHODU	39
10. PRACA MIĘŚNI PODCZAS CHODZENIA	42
11. KLUCZOWE IDEE	49
12. BIBLIOGRAPHY	50

1. Cele

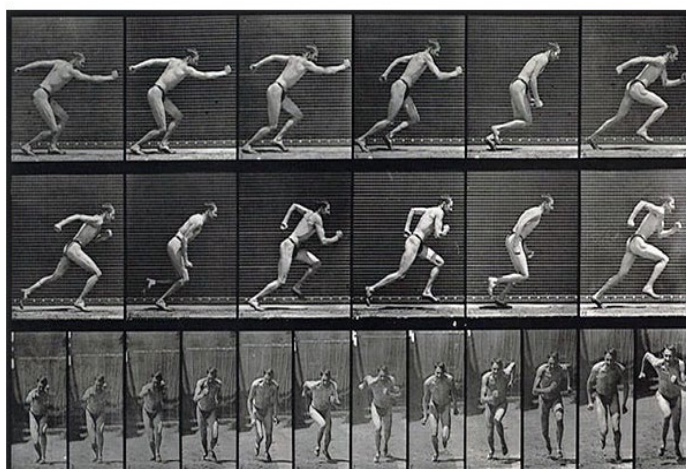
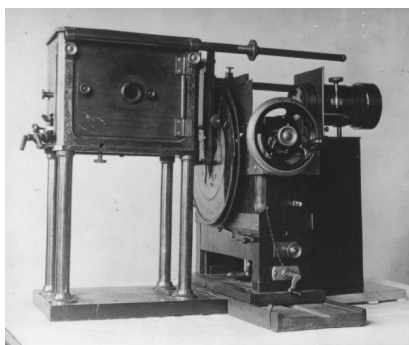
- Dowiedz się, jak definiuje się chód.
- Dowiedz się, jak opisywany jest chód - podział na fazy.
- Dowiedz się jakie są atrybuty i determinanty chodu.
- Dowiedz się, jakie parametry kinematyczne są wykorzystywane do opisu biomechaniki chodu i jakim zmianom podlegają te parametry w cyklu chodu.
- Dowiedz się, jakie parametry dynamiczne służą do opisu biomechaniki chodu i jakim zmianom podlegają te parametry w trakcie cyklu chodu.
- Dowiedz się, jak wygląda praca mięśni podczas cyklu chodu.

2. Zarys historii biomechanicznej analizy chodu

Początki biomechanicznej analizy ruchu polegały na określeniu zmian położenia analizowanych obiektów w czasie. Jednym z pierwszych, który prowadził tego typu badania w odniesieniu do biomechaniki chodu był **Edward Mybridge** (1830 - 1904) [3]. Skonstruował on pierwsze urządzenie do wykonywania zdjęć poruszających się obiektów oraz projektor umożliwiający wyświetlanie "ruchomych" obrazów (ryc. 1, ryc. 2).



Rys. 1 Edward Mybridge (1830 – 1904) [3]

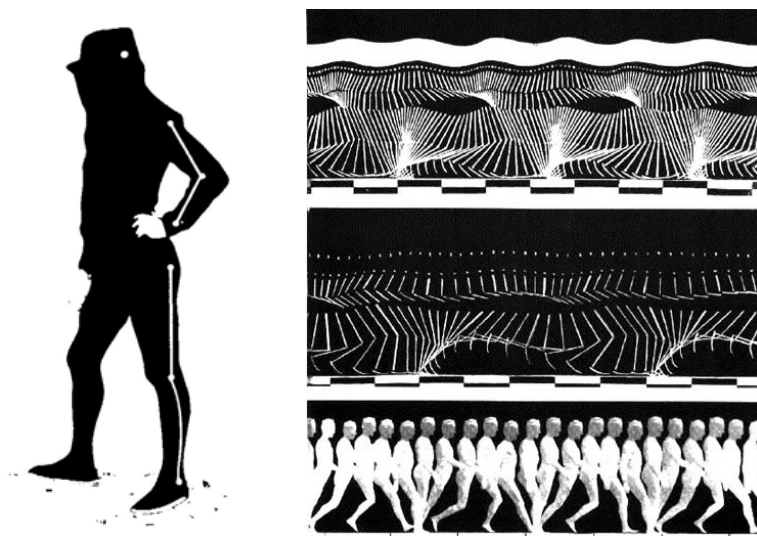


Rys. 2 Sprzęt wykorzystywany przez Mybridge do prowadzenia badań [39]

Etienne Jules Marey (1830-1904) uważany jest za prekursora biomechanicznej analizy ruchu. Skonstruował on chronograf i w 1883 roku wykonał pierwszy wykres chodu człowieka [3]. Skonstruowane przez niego urządzenie różniło się od tego wykonanego przez Mybridge'a tym, że kolejne zdjęcia były rejestrowane na tej samej płycie fotograficznej. E Marey jako pierwszy opracował również metodę rejestracji faz chodu (ryc. 3, ryc. 4). Wykorzystał do tego celu czujniki pneumatyczne mocowane do butów badanego. Umożliwiły one rejestrację fazy podporu i wymachu podczas chodu. Opracował również, wraz ze swoim uczniem **Georgesem Demeny** (1850 - 1918), platformę umożliwiającą pomiar składowej pionowej reakcji podłoża, wykorzystując wyniki tych pomiarów do przeprowadzania analiz energii chodu [3].

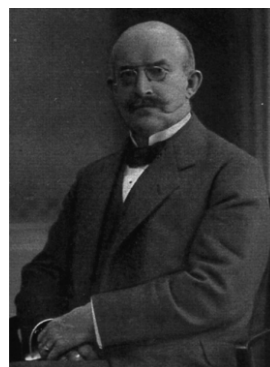
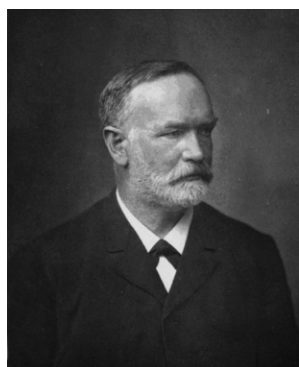


Rys. 3 Etienne Jules Marey (1830-1904) [3]

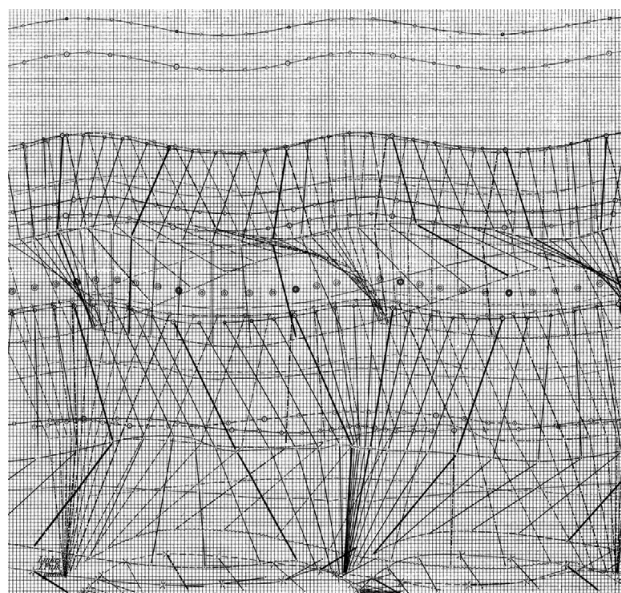
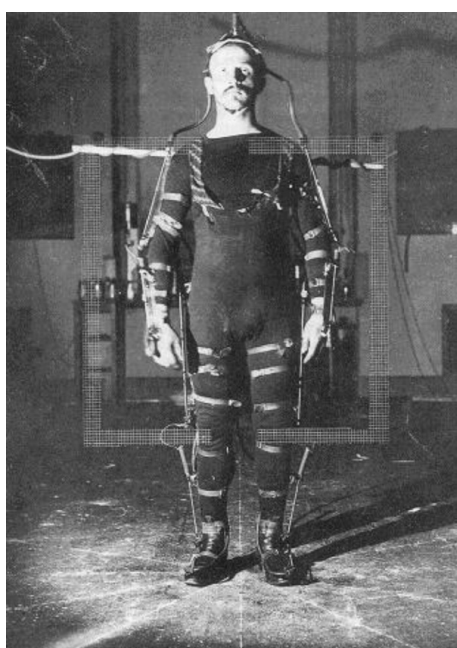


Rys. 4 Kombinezon używany przez Mareya i kolejne zarejestrowane sekwencje chodu [38]

Badania Marey'a kontynuowali m.in. **Otto Fisher** (1861-1917) i **Wilhelm Braune** (1831-1892), którzy opracowali kombinezon do analizy ruchu i analizując dane pomiarowe, sporządzali ręczny wykres kolejnych pozycji kończyny dolnej. Jako pierwsi przeprowadzili również trójwymiarową analizę chodu. (Rys. 5, Rys. 6).



Rys. 5 Wilhelm Braune i Otto Fischer [3]



Rys. 6 Wykres pozycji kończyny dolnych (1891) - badanie Fishera i Brauna [3]

W kolejnych latach w badaniach wykorzystywano coraz więcej urządzeń umożliwiających coraz dokładniejsze pomiary. Jules Amar (1879 - 1935) jako pierwszy skonstruował platformę pomiarową rejestrującą trzy składowe reakcji podłoża podczas chodu, a Cunningham i Brown jako pierwsi zarejestrowali wszystkie sześć składowych reakcji podłoża - siły i momenty sił. Przełomem w biomechanicznej analizie chodu było zastosowanie komputerów, które umożliwiły jednoczesną analizę wielu rejestrowanych zmiennych, takich jak położenie, prędkość liniowa i kątowa oraz przyspieszenie liniowe i kątowe. Ponadto zastosowanie komputerów umożliwiło przeprowadzenie obliczeń modelowych pozwalających na identyfikację sił generowanych przez mięśnie podczas ruchu.

3. Chód prawidłowy - podstawowe definicje

Morecki [20] definiuje lokomocję jako ruch prowadzący do zmiany miejsca zajmowanego przez obiekt w stosunku do przyjętego układu odniesienia. Z kolei Błaszczyk definiuje pojęcie lokomocji człowieka w następujący sposób [5]: "Lokomocja to proces aktywnego przemieszczania się organizmów związany z realizacją określonych potrzeb życiowych. W zależności od zakresu prędkości, lokomocję dwunożną można podzielić na kilka form różniących się koordynacją ruchów poszczególnych segmentów ciała: chód, bieg, sprint, skoki." Chód według Degi [11] można zdefiniować jako naprzemiennie tracenie i odzyskiwanie równowagi w naprzemiennie zmieniających się fazach podporu i wymachu kończyn dolnych.

Z punktu widzenia realizacji, lokomocja jest najbardziej złożonym zadaniem ruchowym, którego człowiek musi się nauczyć niemal w najwcześniejszym okresie swojego życia. Z czasem wyuczone wzorce ruchowe stają się tak naturalną czynnością, że odbywa się ona bez udziału świadomej kontroli nad każdym wykonanym ruchem. [5].

Aby dokonać biomechanicznej analizy chodu, należy najpierw zapoznać się z osiami i płaszczyznami ciała ludzkiego, względem których często definiuje się poszczególne ruchy. Ciało człowieka zbudowane jest według typu figury dwustronnie symetrycznej, tzn. połówki ciała - prawa i lewa - oddzielone są od siebie płaszczyzną i są do siebie podobne jak odbicie w lustrze.

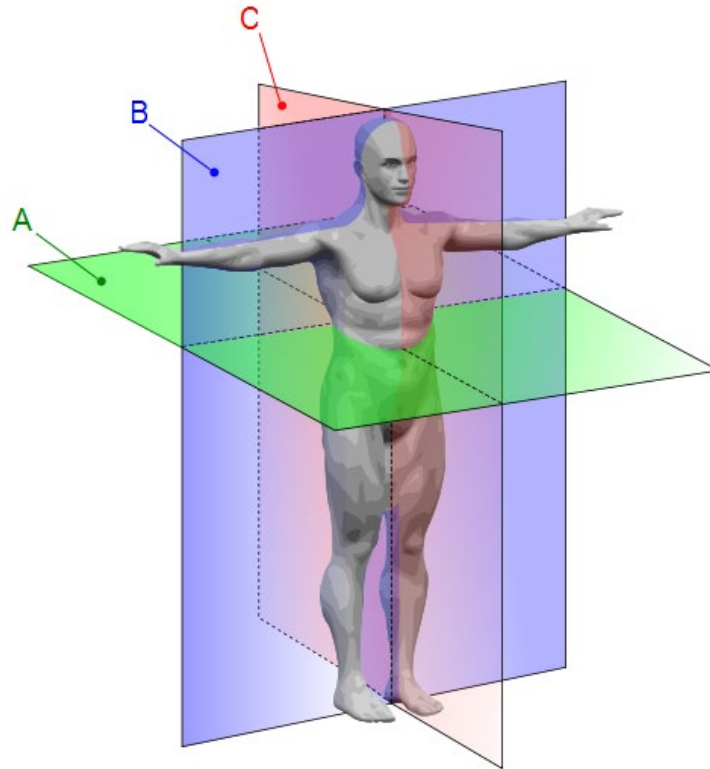
W ciele człowieka wyróżnia się trzy podstawowe rodzaje płaszczyzn (Rys. 7):

- płaszczyzny strzałkowe (plana sagittalia) - płaszczyzny te są prostopadłe do powierzchni ziemi i dzielą ciało na część prawą i lewą. Płaszczyzna strzałkowa, przebiegająca przez oś główną, nazywana jest płaszczyzną pośrodkową (planum medianum) lub płaszczyzną symetrii.
- płaszczyzny czołowe (plana frontalia) - przebiegają równoległe do czoła i prostopadłe do płaszczyzn strzałkowych, dzieląc ciało na część przednią i tylną.
- płaszczyzny poprzeczne (plana transversalis) lub poziome (plana horizontalia) - przebiegają prostopadłe do płaszczyzn strzałkowej i czołowej, dzieląc ciało na część górną i dolną.

Wyróżniamy również następujące osie ciała:

- oś pionowa lub oś podłużna (axis longitudinalis) - jest ona prostopadła do powierzchni, na której stoi człowiek. Łączy czubek głowy z ostatnim kręgiem ogonowym. Jest to główna oś, wokół której odbywają się ruchy obrotowe.
- oś strzałkowa - przebiega od przodu do tyłu i jest prostopadła do osi pionowej i poziomej. Wokół tej osi odbywają się ruchy przywodzenia i przywodzenia.

- oś pozioma lub oś poprzeczna - łączy dwa jednakowo położone punkty na prawej i lewej połowie ciała. Jest ona prostopadła do obu wcześniej wymienionych osi. Wokół tej osi wykonuje się ruchy zginania i prostowania.



Rys. 7 Główne płaszczyzny ciała człowieka: A - płaszczyzna pozioma (poprzeczna), B - płaszczyzna czołowa, C - płaszczyzna strzałkowa [37]

Chód prawidłowy charakteryzuje się tym, że jest:

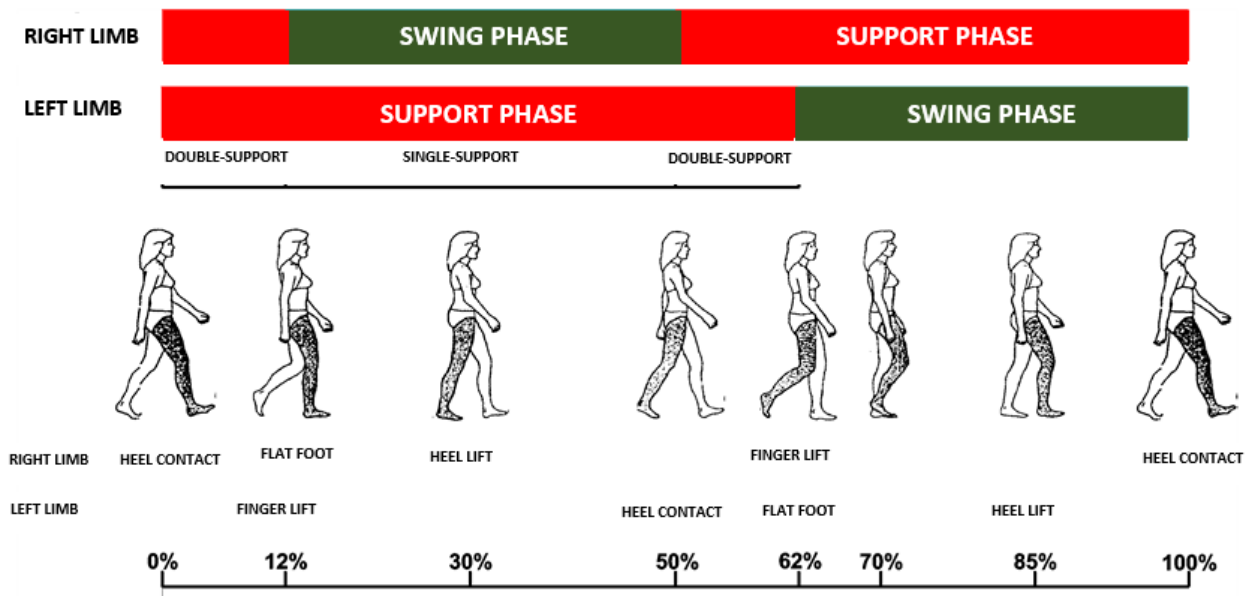
- dwunożny - do poruszania się człowiek używa jednocześnie obu kończyn dolnych.
- naprzemienny - ruchy kończyn dolnych są zsynchronizowane i wykonywane naprzemiennie, tzn. na przemian wykonywana jest prawa i lewa kończyna dolna. Ruchy kończyn dolnych są zsynchronizowane z ruchami kończyn górnych i ruchem całego ciała.
- ruch odbywa się do przodu.
- symetryczny - obie strony ciała człowieka, lewa i prawa, współpracują ze sobą jednakowo dobrze. Ruchy prawej i lewej strony ciała przy prawidłowym chodzie są w przybliżeniu symetryczne.
- harmonijny: izometryczny (taka sama długość kroków); izochroniczny (taki sam czas trwania kroków); izotoniczny (takie samo napięcie mięśniowe w obu kończynach dolnych).

Biomechaniczną analizę chodu przeprowadza się najczęściej w oparciu o tzw. cykl chodu, wykorzystując wartości wyznaczone podczas badań eksperymentalnych oraz stosując modele matematyczne. W analizie biomechanicznej chód najczęściej ocenia się za pomocą:

- cechy chodu (ang. gait attributes)
- determinanty chodu,
- parametrów czasowo-przestrzennych,
- parametrów kinematycznych,
- siły reakcji podłoża,
- aktywność bioelektryczna mięśni,
- wartości momentów sił mięśniowych działających w stawach,
- wartości sił generowanych przez mięśnie,
- siły,
- reakcji w stawach.

4. Opis chodu prawidłowego - podział na fazy

W chodzie, jako czynności powtarzalne, można wyróżnić tzw. cykl, czyli kolejne czynności ruchowe powtarzające się w czasie i wykonywane w określonej sekwencji. Cykl chodu jest podstawowym pojęciem chodu i trwa, w przypadku chodu prawidłowego, od zetknięcia pięty jednej kończyny z podłożem do zetknięcia pięty tej samej kończyny z podłożem. Jeden cykl chodu obejmuje zatem dwa kroki - jeden krok prawej kończyny i jeden krok lewej kończyny. Opis biomechaniki chodu zawsze odnosi się do cyklu chodu [6, 30].



Rys. 8 Fazy cyklu chodu dla prawej i lewej kończyny [33]

Cykl chodu podzielony jest na fazy [33]. Można wyróżnić następujące fazy:

- Faza podporu (Support phase).
- Faza przenoszenia (Swing phase).
- Faza całkowitego podwójnego podparcia (Double-support phase).

Faza podporu danej kończyny występuje w momencie kontaktu kończyny z podłożem. Mówimy zatem o fazie podporu kończyny lewej i kończyny prawej. Faza podporu rozpoczyna się w momencie kontaktu stopy z podłożem, a kończy się w momencie oderwania stopy od podłoża.

Faza przenoszenia występuje, gdy kończyna nie ma kontaktu z podłożem. Faza przenoszenia rozpoczyna się w momencie oderwania stopy od podłoża, a kończy się w momencie ponownego kontaktu z podłożem. Również w tym przypadku mamy do czynienia z fazą przenoszenia prawej i lewej kończyny.

Fragment cyklu chodu, w którym obie kończyny jednocześnie stykają się z podłożem nazywamy fazą podwójnego podparcia. Występuje ona wtedy, gdy pierwsza kończyna

kończąca fazę podporu ma jeszcze kontakt z podłożem przez przodostopie i palce, a druga kończyna zakończyła fazę wymachu i styka się z podłożem. Faza podwójnego podparcia jest podstawowym elementem odróżniającym chód od biegu, w którym faza podwójnego podporu nie występuje, a w jej miejsce pojawia się faza lotu.

Chód w tzw. tempie ochotniczym odbywa się najczęściej z prędkością 4 km/godz. Przy tej prędkości cykl chodu trwa około 1,1 sekundy, natomiast poszczególne fazy, w stosunku do całego cyklu chodu, trwają:

- Faza podporu (Support phase) około 62% cyklu chodu.
- Faza przenoszenia (Swing phase) około 38% cyklu chodu.
- Faza całkowitego podwójnego podparcia (Double-support phase) około 12% cyklu chodu.

Należy tu wspomnieć, że dwie pierwsze fazy sumują się do pełnego 100% cyklu chodu i dotyczą rozdzielania prawej i lewej kończyny, natomiast faza podwójnego podparcia obejmuje ruch obu kończyn.

Dla prawidłowego chodu czas trwania fazy podporu i wymachu prawej i lewej kończyny powinien być w przybliżeniu taki sam. Najczęściej w ocenie klinicznej przyjmuje się, że ewentualna asymetria między prawą a lewą stroną nie powinna przekraczać 10%. Czas trwania poszczególnych faz zależy od szybkości chodu - wraz z jej wzrostem skraca się czas fazy podporu, a wydłuża faza wymachu.

FAZA PODPORU

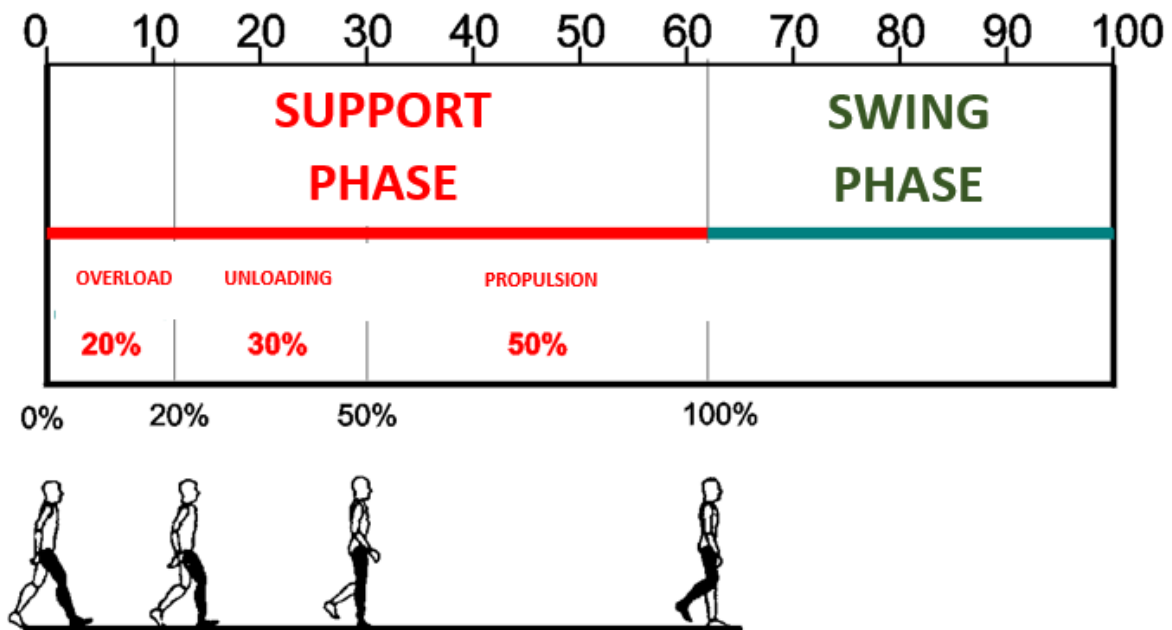
W fazie podporu zadaniem kończyny jest przeniesienie obciążenia wynikającego z masy ciała. Fazę podporu, ze względu na funkcje kończyny dolnej oraz uwzględniając przebiegi poszczególnych reakcji podłoża, można podzielić na [33, 15]:

- fazę przeciążenia (overload phase), która trwa około 20% fazy podporu
- fazę odciążenia (unloading phase), która trwa około 30% fazy podporu
- Fazę napędową (propulsion phase), która trwa około 50% fazy podporu.

Faza przeciążenia rozpoczyna się od kontaktu stopy z podłożem - w normalnym chodzie powinna to być pięta. Koniec fazy przeciążeniowej następuje w momencie postawienia całej stopy na podłożu. Faza ta w całości pokrywa się z fazą dwóch podpór. W całym cyklu chodu, faza przeciążenia trwa 12% cyklu chodu.

Faza odciążenia rozpoczyna się w momencie postawienia całej stopy na podłożu, a kończy w momencie oderwania pięty od podłoża. Przez cały czas trwania fazy odciążenia ciężar ciała spoczywa na jednej kończynie. W odniesieniu do cyklu chodu, faza odciążenia trwa od 12% do 30% cyklu chodu.

Faza napędu rozpoczyna się w momencie oderwania pięty od podłoża i kończy się w momencie oderwania palców stóp od podłoża. W odniesieniu do cyklu chodu, faza napędowa trwa od około 30% cyklu chodu do 62% cyklu chodu. Podczas fazy napędowej środek masy jest przesuwany do przodu, a prędkość pozioma wzrasta w kierunku chodu do maksimum. Pod koniec fazy napędowej następuje kontakt drugiej (przeciwnej) kończyny z podłożem, czyli rozpoczyna się faza dwupodporowa.



Rys. 9 Podział fazy podporu na etapy [33]

FAZA PRZENOSZENIA

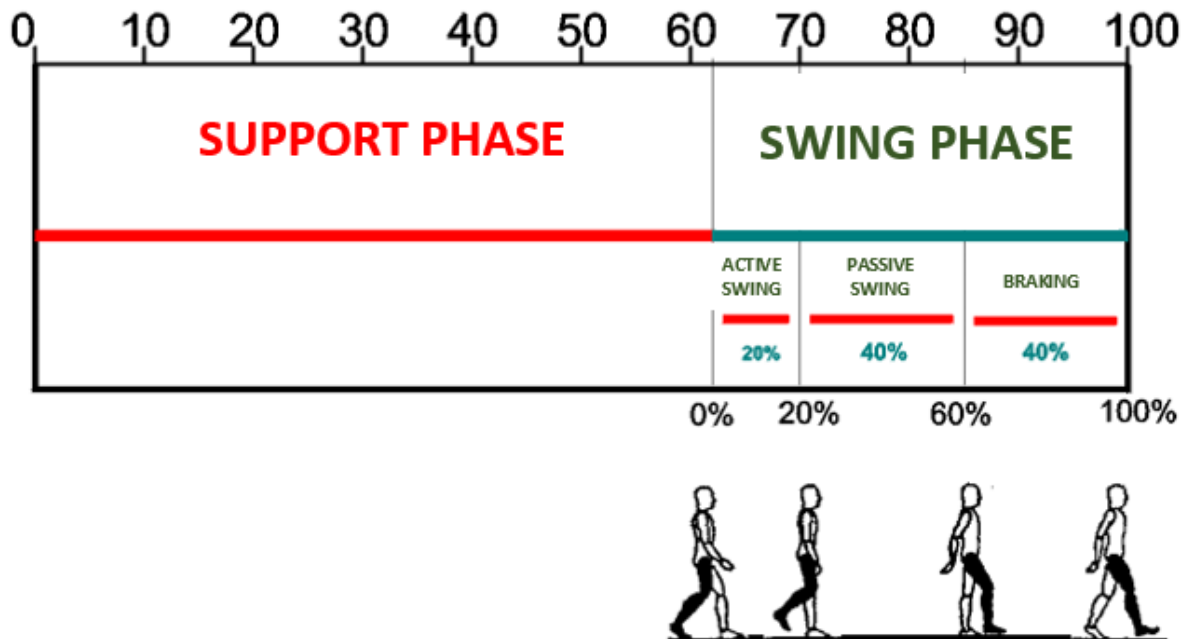
Faza przenoszenia rozpoczyna się w momencie oderwania palców od podłoża. Dzieli się ona na następujące fazy [33, 15].

- Faza aktywna (active swing), trwająca około 20% fazy przenoszenia.
- Faza pasywna (passive swing), trwająca około 40% fazy przenoszenia.
- Fazę hamowania (braking), trwającą około 40% fazy przenoszenia.

Aktywna faza przenoszenia (od ok. 62% do ok. 70% cyklu chodu) rozpoczyna się w momencie oderwania palców od podłoża. Następuje silna akcja mięśni zginaczy stawu biodrowego, dzięki której kończyna zwiększa swoją prędkość i następuje przemieszczenie z góry na bok. W tej fazie następuje maksymalne zgięcie w stawie kolanowym.

Faza pasywna przenoszenia trwa od ok. 70% do ok. 85% cyklu chodu. W tej fazie kończyna dolna porusza się dalej do przodu, ale głównie dzięki sile bezwładności, wykorzystując prędkość nadaną w fazie aktywnej.

Faza hamowania trwa od około 85% do około 100% cyklu chodu. W tej fazie pęd kończyny jest wytwarzany przez ekscentryczną pracę mięśni prostowników bioder i mięśni zginaczy kolan. Cała kończyna jest również przygotowana do przyjęcia obciążenia na początku fazy podporu.

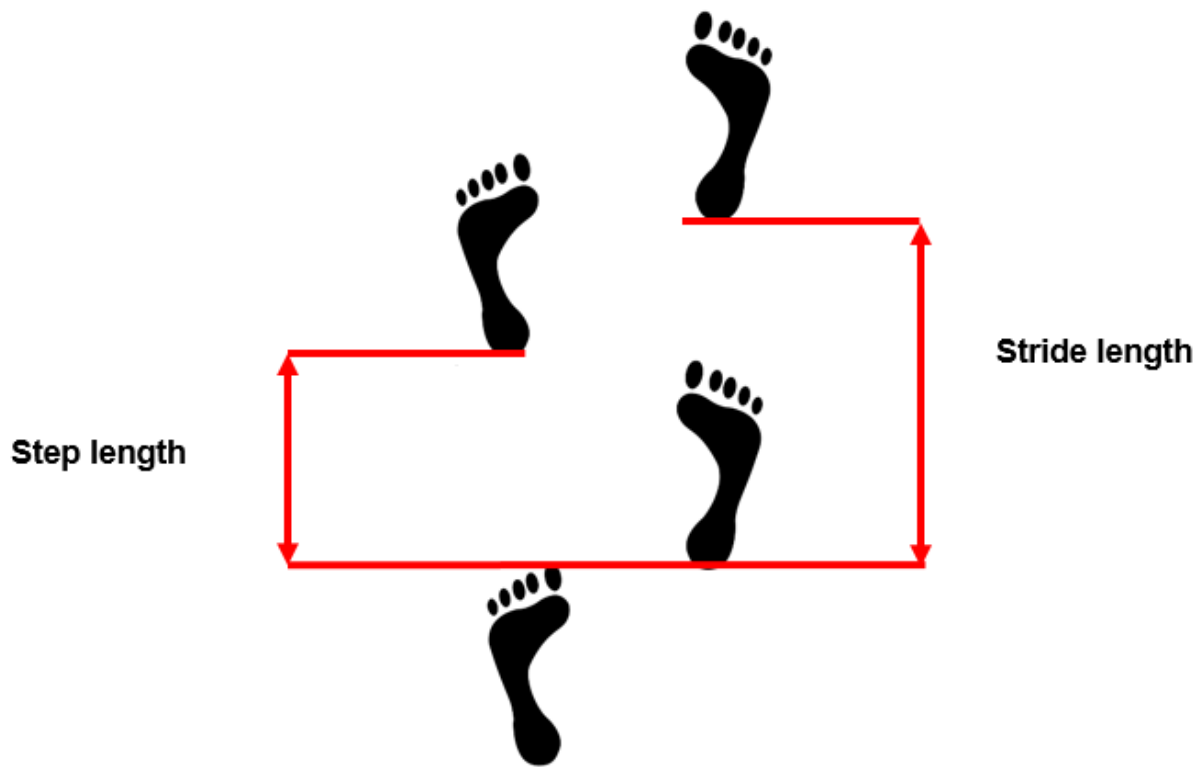


Rys. 10 Podział fazy przenoszenia na fazy [33]

NOMENKLATURA STOSOWANA W BIOMECHANICE CHODU

W analizie biomechaniki chodu stosuje się następujące oznaczenia:

- kadencja (cadence) - jest to liczba kroków wykonywanych w ciągu jednej minuty. Badania wykazały, że naturalny rytm lokomocji u kobiet wynosi średnio 122 kroki na minutę, natomiast u mężczyzn 116 kroków na minutę,
- długość kroku (stride length) - jest to odległość pomiędzy kolejnymi, takimi samymi punktami podparcia tej samej kończyny, np. punktami, w których dana kończyna rozpoczynała fazę podporu lub kończyła fazę wymachu (Rys. 11),
- długość kroku (step length) - jest to odległość pomiędzy wybranymi, ale takimi samymi punktami prawej i lewej kończyny, np. odległość pomiędzy położeniem pięty prawej i lewej kończyny. Długość kroku może być różna dla prawej i lewej kończyny (Rys. 11).



Rys. 11 Stride and step lengths

5. Cechy i uwarunkowania chodu prawidłowego

Głównym celem chodu jest umożliwienie człowiekowi poruszania się. Chód jako czynność cykliczna charakteryzuje się określonym wzorcem, dla którego istnieją niewielkie różnice indywidualne, jednak wielkość i zakres tych różnic jest na tyle niewielki, że pozwala na określenie standardowego wzorca chodu, który można opisać za pomocą różnych parametrów. Do wartości tych należą atrybuty chodu oraz determinanty chodu.

ATRYBUTY CHODU

Pierwszą grupą tego typu są atrybuty chodu.

Można wyróżnić pięć następujących atrybutów chodu:

- stabilność podparcia
- prawidłowy prześwit pod stopą w fazie wymachu, czyli prawidłowe uniesienie kończyny. Za prawidłowe uważa się około 18 cm.
- odpowiednie ustawienie stopy przed rozpoczęciem fazy podporu, która przy prawidłowym chodzie rozpoczyna się w momencie zetknięcia pięty z podłożem.
- odpowiednia długość kroku
- minimalizacja zużycia energii

DETERMINANTY CHODU

Kolejną grupą parametrów opisujących chód prawidłowy są determinanty chodu, które są ściśle związane z ostatnim atrybutem chodu - minimalizacją zużycia energii. Zostały one opisane przez Deca [10]. Dec założył, że człowiek wykonując ruchy lokomocyjne stara się tak nimi sterować, aby wydatek energetyczny był jak najmniejszy. Podczas chodu można zaobserwować cykliczny ruch środka masy w górę i w dół. Ruchy te związane są z naprzemiennymi zmianami energii kinetycznej i potencjalnej. Ponieważ chód jest ruchem polegającym na przesuwaniu ciała do przodu, minimalny wydatek energetyczny będzie zapewniony, gdy trajektoria ruchu środka masy będzie zbliżona do linii prostej, czyli ograniczone będą następujące po sobie ruchy środka masy ciała:

- maksymalne unoszenie środka masy ciała podczas całego cyklu chodu jest zredukowane,
- ograniczone jest opadanie środka masy na granicach faz podporu i wymachu w chodzie
- ograniczone są boczne przemieszczenia środka masy ciała w całym cyklu chodu.

Wszystkie te elementy są nadmiernie akcentowane w chodzie sportowym, gdzie głównym celem treningowym jest minimalizacja wydatku energetycznego, a tym samym zmęczenia zawodnika.

Wychodząc z tego założenia, Dec w latach 50-tych XX wieku zidentyfikował te ruchy ciała podczas chodu, które miały największy wpływ na zwiększenie lub zmniejszenie wydatku energetycznego. Zostały one nazwane determinantami chodu. Nieoptymalne wartości wyznaczników mogą wskazywać na możliwość występowania problemów zdrowotnych wpływających na ruch lub utrwalaony nieprawidłowy wzorzec chodu, ponieważ zmiana wartości wyznaczników zwiększa wydatek energetyczny podczas chodu.

Wyróżnia się sześć determinant chodu (Rys. 12 - Rys. 16):

- rotacja miednicy w płaszczyźnie poziomej (pelvic rotation in a horizontal plane)
- skośność miednicy w płaszczyźnie czołowej (pelvic obliquity in the frontal plane)
- ruchy boczne miednicy (pelvic lateral movements)
- zgięcie kolan w fazie podporu (knee flexion during the support phase)
- funkcjonalne skrócenie kończyny w fazie wymachu (functional shortening of the limb during the swing phase)
- ruch stopy i zmiany kątowne w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej (foot movement and angular changes in the ankle joint in the sagittal plane)

Rotacja miednicy w płaszczyźnie poziomej

Rotacja miednicy opisywana jest w płaszczyźnie poziomej, czyli wokół długiej osi ciała. Ten wyznacznik dotyczy prawidłowego ustawienia miednicy, a tym samym stawów biodrowych, w płaszczyźnie poprzecznej w fazie podwójnego podparcia. Ruch do przodu kończyny wiodącej w fazie wymachu połączony jest z ruchem rotacyjnym miednicy następującym za tą kończyną poprzez ruch do przodu strony wiodącej miednicy. Ruch ten zachodzi symetrycznie i naprzemiennie dla obu kończyn i pozwala na wydłużenie długości kroków. Rotacja miednicy powoduje wydłużenie kroku. Przy prędkości około 4 - 5 km/h miednica obraca się o około 4 - 5° w każdą stronę. Wzrost prędkości chodu prowadzi do zwiększenia kąta rotacji.

Skośność miednicy w płaszczyźnie czołowej

Ten wyznacznik opisuje położenie miednicy i stawów biodrowych w płaszczyźnie czołowej, tj. obrót miednicy wokół osi strzałkowej. Ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej polega na ustawieniu miednicy lekko skośnie poprzez opadanie na bok kończyny w fazie wymachu z jednoczesnym uniesieniem na bok kończyny w podporze. Równocześnie z opisanym ruchem miednicy następuje niewielka addukcja kończyny dolnej w podporze (ok. 5°) oraz abdukcja kończyny dolnej w fazie swingu (również o ok. 5°). Wszystko to powoduje zwiększenie efektywnej długości kończyny dolnej znajdującej się w fazie wymachu i zmniejszenie unoszenia środka ciężkości ciała.

Zabezpieczeniem przed nadmiernym opadaniem miednicy w kierunku kończyny będącej w fazie swingu jest praca mięśnia pośladkowego średniego po stronie przeciwnej do kończyny

będącej w swingu. Opadanie miednicy powinno wynosić około 5° . Nadmierne opadanie miednicy określane jest jako objaw Trendelenburga i jest objawem niektórych chorób.



Rys. 12 Rotacja miednicy w płaszczyźnie poziomej [33]



Rys. 13 Skośność miednicy w płaszczyźnie czołowej [33]

Ruchy boczne miednicy

Boczne ruchy miednicy wynikają z naprzemiennego obciążania kończyn dolnych i są wynikiem przesuwania się miednicy w kierunku nogi podporowej. To podążanie miednicy wynika z faktu, że system kontroli chodu stara się tak sprowadzić ciało, aby rzut środka ciężkości znajdował się nad stopą lub obszarem zawierającym obie stopy i pomiędzy nimi, tzn. gdy tylko jedna noga jest w podporze, miednica przesuwa się tak, że środek masy jest przesunięty nad stopę tej kończyny.

Tego typu ruchy są najbardziej widoczne podczas powolnego chodu. Wraz z przemieszczeniem miednicy występuje również równoczesna addukcja kończyny dolnej w stawie biodrowym równa kilku stopniom. Wynika to z faktu, że miednica przesuwa się w bok w stosunku do kończyny w podporze. Ponieważ kończyna ta nie może podążać za miednicą, dochodzi do ruchu przywodzenia w stawie biodrowym.



Rys. 14 Ruch boczny miednicy [33]

Zgięcie kolan w fazie podporu

Wyznacznik ten opisuje wartość kąta zgięcia kolana kończyny podporowej w fazie pełnego obciążenia. Ruch kończyny w stawie kolanowym w fazie podporu rozpoczyna się ruchem zgięcia, który trwa do momentu oderwania drugiej kończyny od podłoża. Następnie zgięcie w stawie kolanowym osiąga wartość maksymalną - ok. 15° - 20° , po czym następuje ruch wyprost, tak aby na sam koniec fazy podporu ponownie rozpocząć zgięcie. Taka sekwencja ruchów wraz z osiągniętym maksymalnym kątem zgięcia sprawia, że ruchy w górę i w dół środka ciężkości ciała są minimalne, co z kolei oznacza, że wydatek energetyczny jest zminimalizowany.



Rys. 15 Sekwencja ruchów zgięcia i wyprostu w stawie kolanowym [33]



Rys. 16 Funkcjonalne skrócenie kończyny [33]

Funkcjonalne skrócenie kończyny w fazie wymachu

Funkcjonalne skrócenie kończyny w fazie wymachu opisuje wymaganą wielkość pozornego skrócenia kończyny dolnej w fazie wymachu, tak aby pomimo lekkiego opadania miednicy po stronie kończyny wymachowej (drugi wyznacznik), stopa nie dotykała podłoża. Wartość skrócenia określa się, gdy oś poprzeczna stawu skokowego przechodzi przez główną płaszczyznę czołową ciała. Skrócenie występuje we wszystkich stawach kończyny dolnej (biodrowym, kolanowym, skokowym), ale największą wartość osiąga w stawie kolanowym. Aby chód był prawidłowy, kolano musi być w stanie zgiąć się do 65 stopni.

Ruch stopy i zmiany kątowe w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej

Prawidłowe ustawienie stopy, czyli odpowiedni kąt w stawie skokowym, w momencie uderzenia pięty (dorsiflexion) oraz w momencie oderwania kończyny od podłoża (plantar flexion) zwiększa efektywną długość kończyny dolnej.

Prawidłowy chód musi spełniać następujące warunki:

- kroki obu kończyn dolnych muszą być tej samej długości,
- czas obciążenia obu kończyn dolnych musi być taki sam,
- musi być zapewniona właściwa koordynacja całego tułowia i kończyn górnych z pracą kończyn dolnych. Polega ona na tym, że równocześnie z pochyleniem kończyny dolnej następuje rotacja tułowia w kierunku tej kończyny połączona z wymachem kończyny górnej po tej samej stronie co noga prowadząca,
- kontakt pięty z podłożem związany jest z ruchem stopy, który to ruch zapewnia prawidłowe ustawienie kończyny dolnej i uda w rotacji zewnętrznej,
- oderwaniu stopy od podłoża towarzyszy przywiedzenie stopy, który to ruch rozpoczyna rotację wewnętrzną kończyny dolnej i uda.

6. Parametry czasoprzestrzenne opisujące biomechanikę chodu

Do podstawowych wielkości opisujących chód należą wartości czasowo-przestrzenne. Wartości te można wyznaczyć za pomocą bardzo prostych metod pomiarowych, dlatego należą do jednych z najczęściej wyznaczanych i analizowanych wielkości. Można do nich zaliczyć:

- prędkość chodu (gait velocity)
- długość kroku
- kadencję.

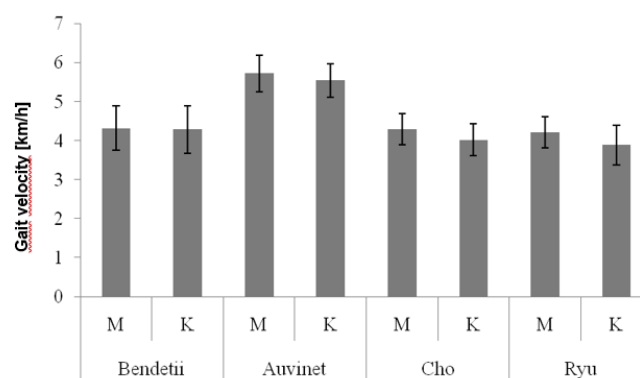
Średnia prędkość chodu osób zdrowych waha się w granicach 4 - 6 km/godz. (Rys. ****). Dla tej prędkości częstotliwość stawiania kroków (kadencja) mieści się w przedziale 90 - 120 kroków na minutę, a długość kroków wynosi 70 - 82 cm [6].

Średnia długość pojedynczego kroku osoby dorosłej wynosi około 0,7-0,82 m, natomiast u dziecka jest ona w przybliżeniu równa wysokości ciała.

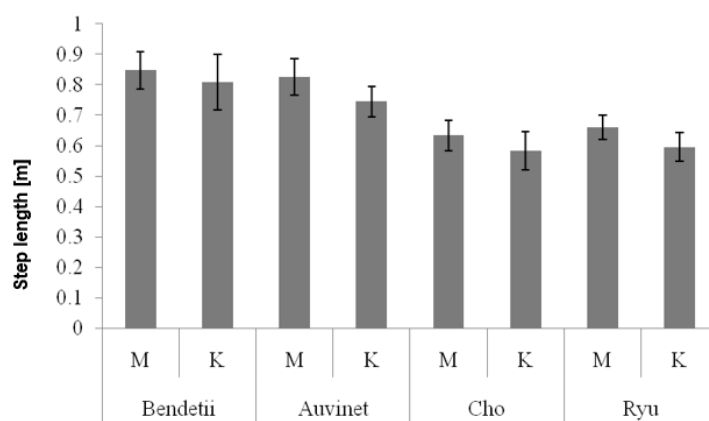
Długość kroku zależy od kilku czynników, m.in. od wysokości ciała, płci i techniki poruszania się (Rys. 18 - Rys. 21).

Częstotliwość kroków wynosi około 90-120 kroków na minutę.

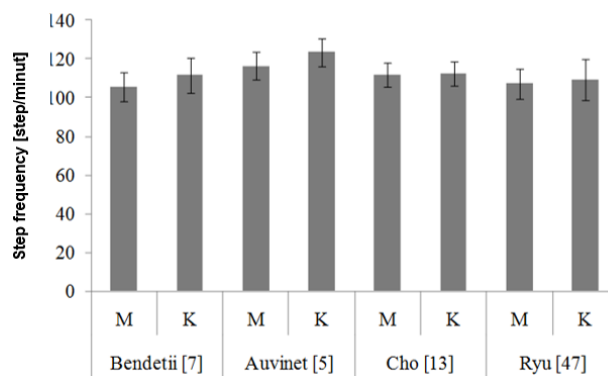
Na kolejnych rysunkach przedstawiono wybrane zależności pomiędzy poszczególnymi parametrami oraz zależności pomiędzy tymi parametrami a płcią i wiekiem. Prędkość chodu zależy bezpośrednio od długości kroków i częstotliwości kroków. Pomiędzy tymi wielkościami występują zależności liniowe, co przedstawiają Rys. 22 i Rys. 23. Szybkość chodu zależy również od wieku, co ilustrują Rys. 24 - Rys. 28.



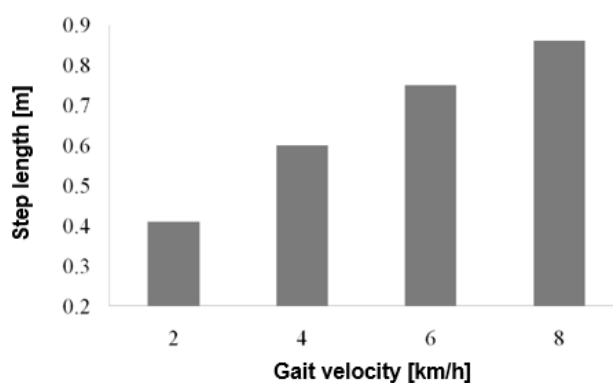
Rys. 17 Prędkość chodu wg różnych badań z podziałem na kobiety i mężczyzn [2,4,7,26,33]



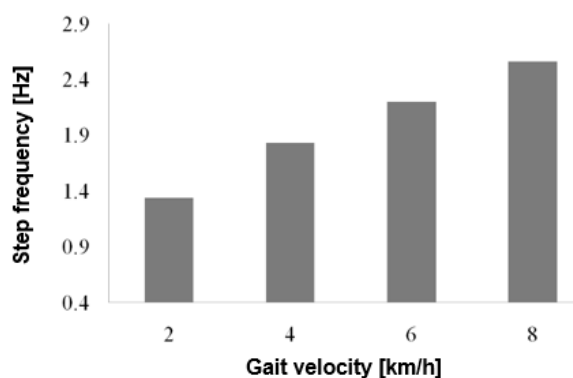
Rys. 18 Długości kroków według różnych badań z podziałem na kobiety i mężczyzn [2, 4, 7, 26,33]



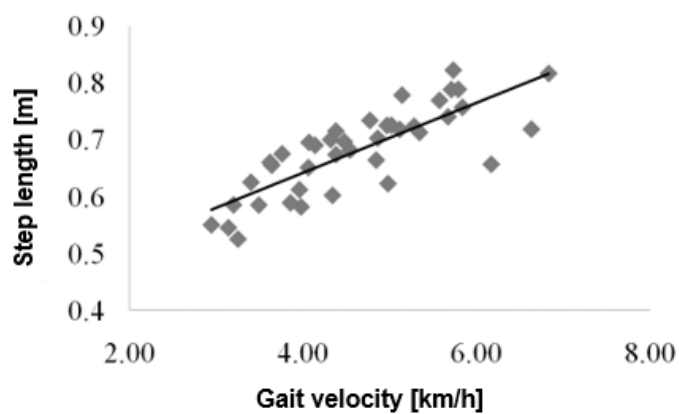
Rys. 19 Częstotliwość wykonywania kroków według różnych badań z podziałem na kobiety i mężczyzn [2, 4, 7, 26,33]



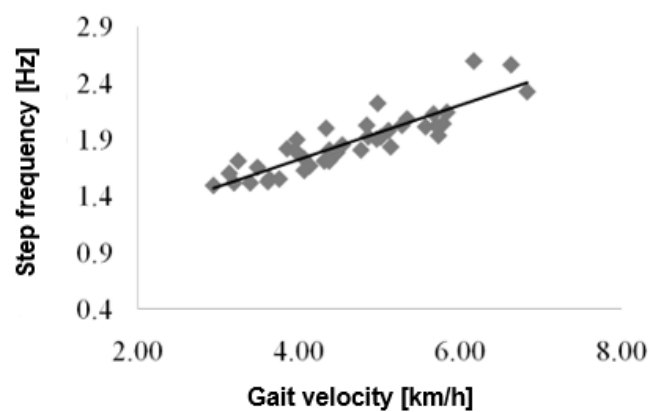
Rys. 20 Zmiany w długości kroków w zależności od prędkości chodzenia [29,33]



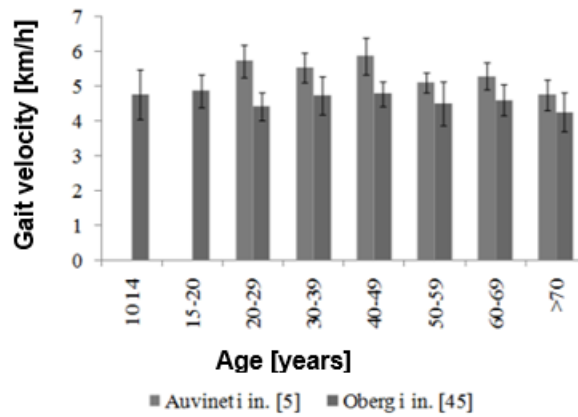
Rys. 21 Zmiany w częstotliwości kroków w zależności od prędkości chodzenia [29,33]



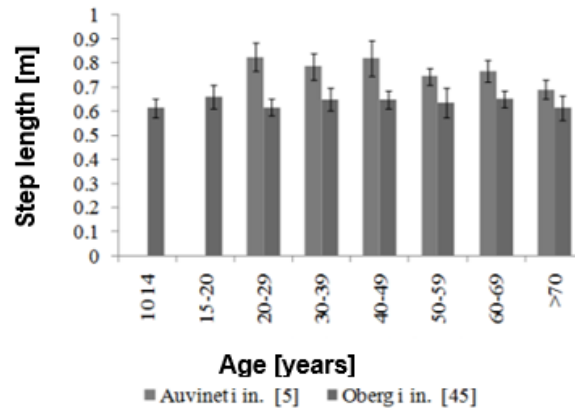
Rys. 22 Zależność między prędkością chodu osób zdrowych a długością kroku [28,33]



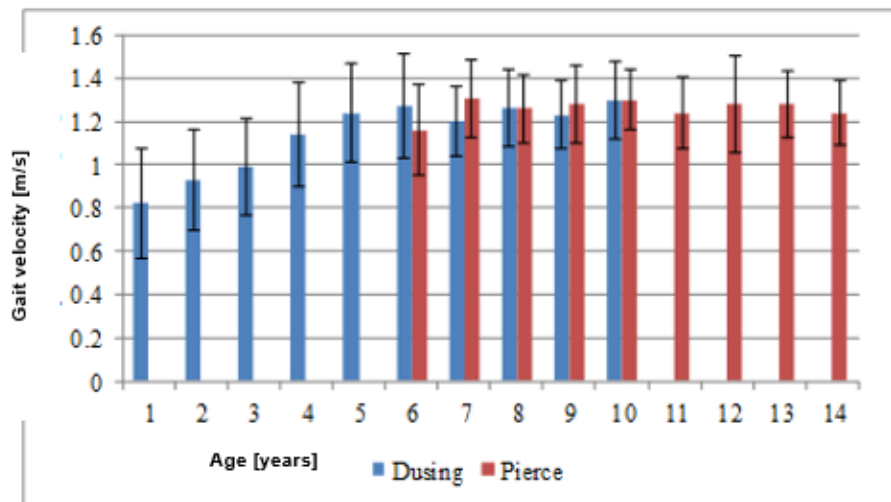
Rys. 23 Zależność między prędkością chodu osób zdrowych a częstotliwością kroków [28,33]



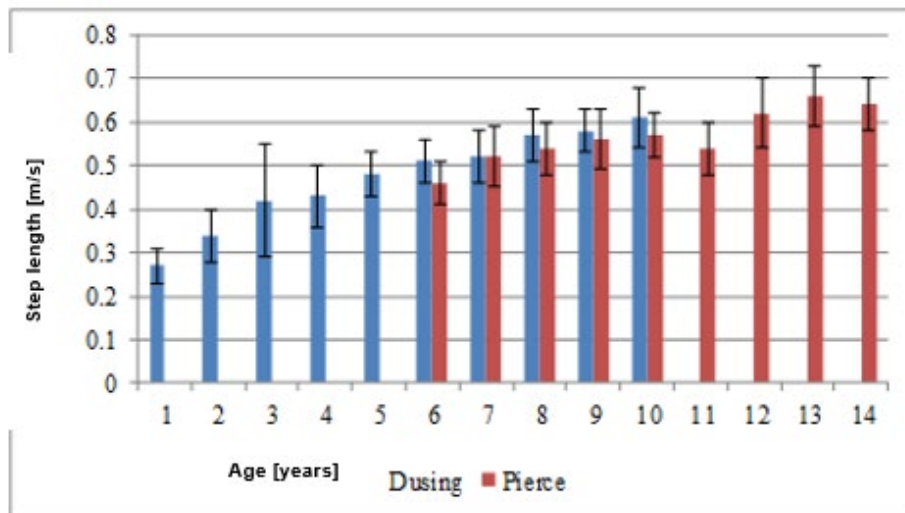
Rys. 24 Prędkość chodu w różnych kategoriach wiekowych według różnych autorów [2, 23,33]



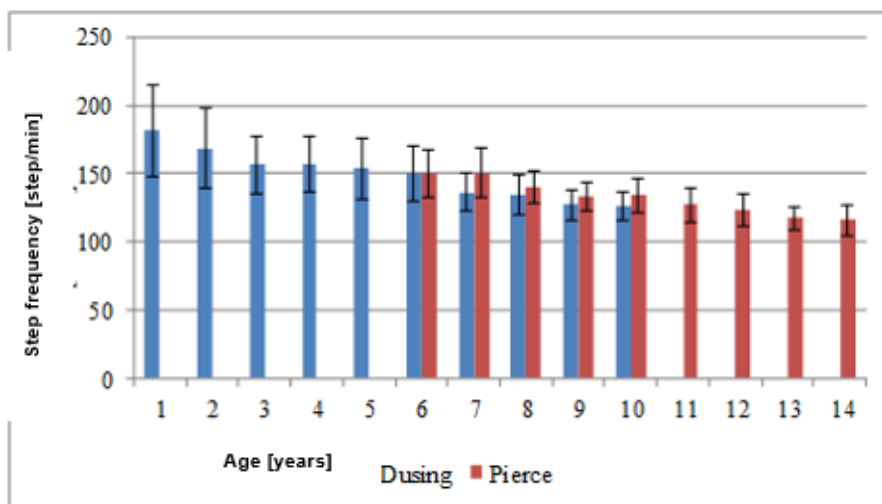
Rys. 25 Długość kroku w różnych kategoriach wiekowych według różnych autorów [2, 23,33]



Rys. 26 Szybkość chodzenia dzieci w różnym wieku [24, 12,19]



Rys. 27 Długość kroku podczas chodzenia w różnym wieku [24, 12,19]



Rys. 28 Częstotliwość kroków pieszych u dzieci w różnym wieku [24, 12,19]

7. Wielkości kinematyczne opisujące biomechanikę chodu - kąty stawów

Kolejnymi parametrami opisującymi biomechanikę chodu są parametry kinematyczne. Najczęściej analizuje się przebiegi poszczególnych kątów stawowych, jednak możliwe jest również wyznaczenie trajektorii wybranych punktów ciała oraz prędkości i przyspieszeń liniowych i kątowych.

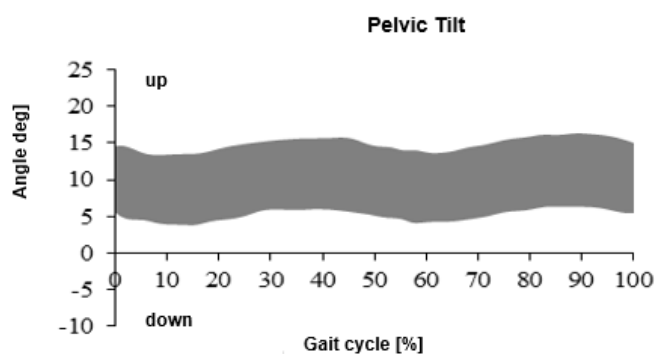
Analiza kątów stawowych polega na określeniu przebiegu poszczególnych kątów anatomicznych w stawach (najczęściej kończyny dolnej) oraz kątów opisujących położenie miednicy. Wyznaczone wartości kątów i ich przebiegi w czasie są następnie odnoszone do standardowych przebiegów uzyskanych dla osób zdrowych. Analizę przeprowadza się najczęściej dla następujących kątów:

- w przypadku miednicy są to pochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, ruchy boczne miednicy w płaszczyźnie czołowej (skośność) oraz rotacja miednicy w płaszczyźnie poprzecznej,
- dla stawu biodrowego są to kąty zgięcia i wyprostu w płaszczyźnie strzałkowej, przywiedzenia i przywiedzenia w płaszczyźnie czołowej oraz rotacja wokół osi pionowej,
- zgięcie i wyprost kolana w płaszczyźnie strzałkowej,
- zgięcie grzbietowe i zgięcie podszwowe stopy w stawie skokowym oraz ustawienie stopy w płaszczyźnie czołowej.

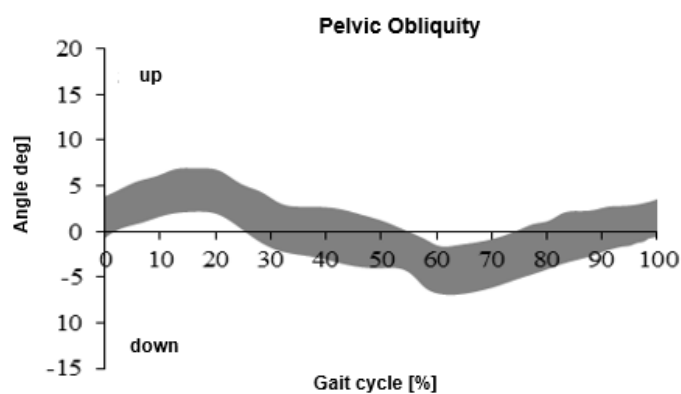
Wszystkie przebiegi kątowe są wyznaczane i analizowane w odniesieniu do cyklu chodu, gdzie początek wykresu pokrywa się z początkiem fazy podporu. Poniższe wykresy przedstawiają zakresy prawidłowych wartości dla poszczególnych kątów stawowych.

POŁOŻENIE MIEDNICY

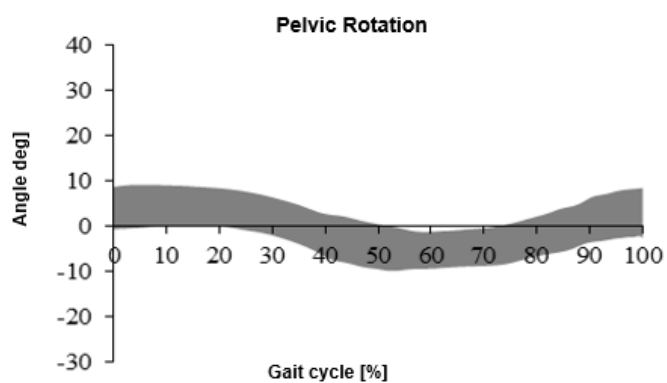
Podczas cyklu chodu, niewielkie ruchy miednicy występują we wszystkich płaszczyznach anatomicznych ciała. W płaszczyźnie strzałkowej, podczas normalnego chodu, miednica porusza się w najmniejszym stopniu, utrzymując nachylenie (Tilt) w zakresie 8° - 10° . W płaszczyźnie czołowej, występuje naprzemienny ruch unoszenia i opadania miednicy (Obliquity). Na początku fazy podporu, miednica lekko unosi się po stronie kończyny będącej w podparciu, po czym opada w kierunku tej samej kończyny, co w międzyczasie kończy fazę podporu i rozpoczyna fazę wymachu. Ruchy rotacyjne mają największą amplitudę ok. 4° w prawo i w lewo. Na początku fazy podporu miednica jest wypychana do przodu po stronie kończyny podporu, a następnie, gdy kończyna przechodzi w fazę wymachu, miednica jest wycofywana po stronie tej kończyny. [33]



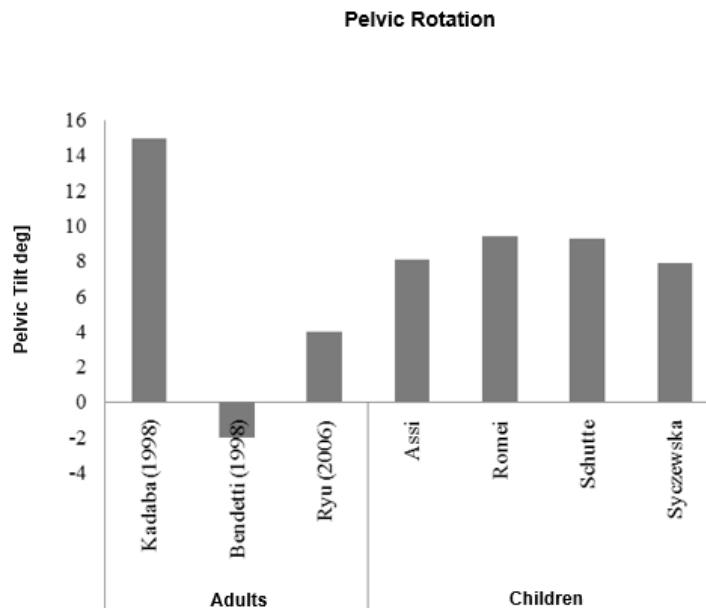
Rys. 29 Pochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej [33, 8, 16, 36]



Rys. 30 Nachylenie miednicy w płaszczyźnie czołowej [33, 8, 16, 36]



Rys. 31 Rotacja miednicy w płaszczyźnie poprzecznej [33, 8, 16, 36]



Rys. 32 Średni kąt pochylenia miednicy w chodzie [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]

POMIAR WYBRANYCH KĄTÓW W STAWIE BIODROWYM

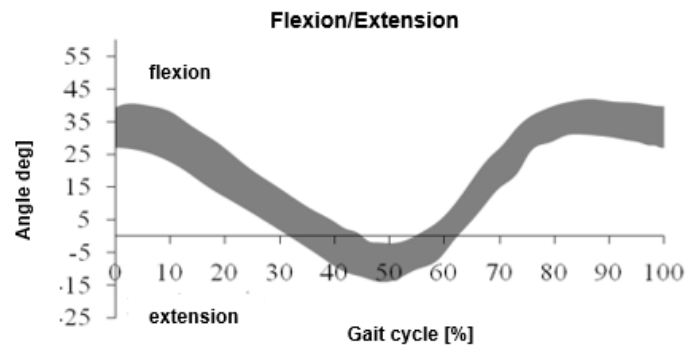
Podczas chodu w stawie biodrowym występują ruchy we wszystkich trzech płaszczyznach [33]. Najbardziej rozległym ruchem jest ruch zgięcia-wyprost. Na początku fazy podporu kończyna ustawiona jest w taki sposób, że kąt zgięcia w stawie biodrowym wynosi około 35° . Następnie następuje wyprost, tak że na końcu fazy podporu wyprost wynosi około -10° . W fazie swingu zgięcie wynosi około 35° .

W płaszczyźnie czołowej, na początku fazy podporu, kończyna znajduje się w lekkim przywiedzeniu, które wzrasta do wartości około 7° i zaczyna się zmniejszać. W fazie wymachu kończyna znajduje się w lekkiej abdukcji.

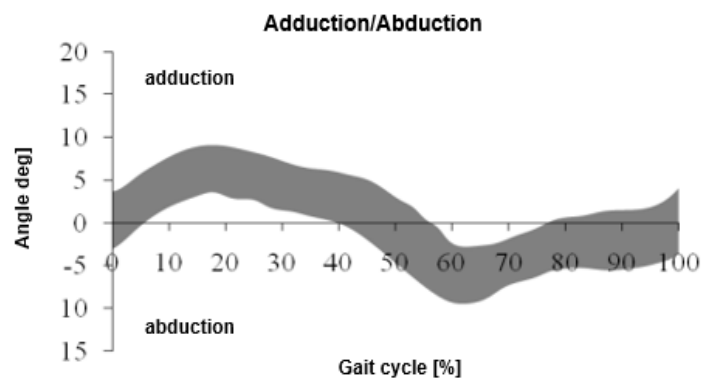
Ruchy rotacyjne w całym cyklu chodu są nieznaczne - ich zakres wynosi kilka stopni.

Ruch zgięcia i abdukcji w stawie biodrowym w fazie wymachu ma doprowadzić do funkcjonalnego skrócenia kończyn, a tym samym umożliwić przemieszczanie kończyny dolnej nad podłożem.

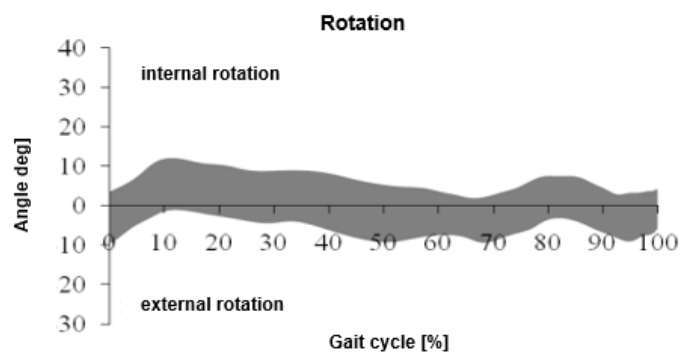
Wykresy zamieszczone w pracy przedstawiają przebiegi kątów stawowych w czasie oraz maksymalne wartości zgięcia i wyprostów uzyskane podczas pomiarów dokonanych przez różnych autorów.



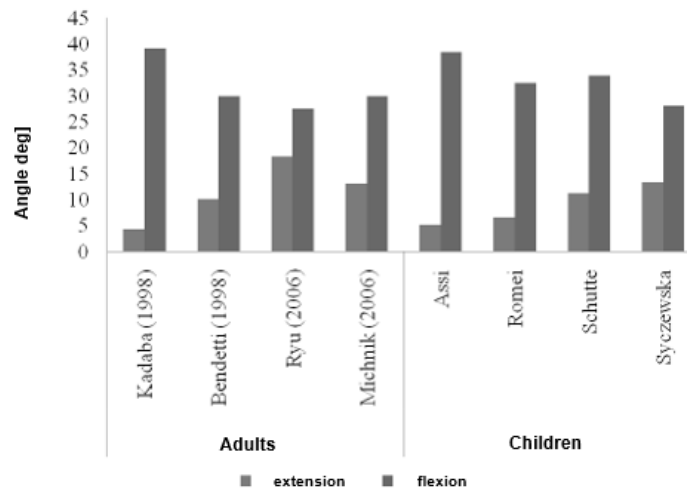
Rys. 33 Kąt zgięcia-wyprostu w stawie biodrowym [33, 8, 16, 36]



Rys. 34 Kąt przewodzenia-odwodzenia w stawie biodrowym [33, 8, 16, 36]



Rys. 35 Kąt obrotu w stawie biodrowym [33, 8, 16, 36]

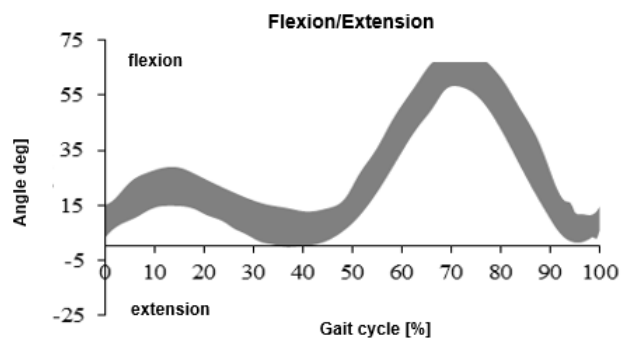


Rys. 36 Wartość maksymalnego kąta zgięcia i wyprustu w stawie biodrowym podczas chodu [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]

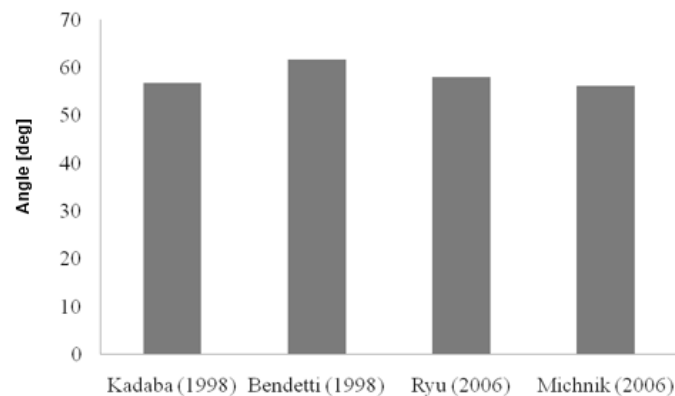
PRZEBIEG KĄTÓW W STAWIE KOLANOWYM

Na początku fazy podporu staw kolanowy znajduje się w niewielkim zgięciu wynoszącym około 8° - 15° . W fazie podporu następuje kolejno dalsze zgięcie, a następnie wyprost i kolejne zgięcie. W fazie wymachu następuje dalsze zgięcie, które osiąga maksimum ok. 60° - 75° w ok. 75% cyklu chodu. Następnie rozpoczyna się ruch wyprustu, aż do osiągnięcia wartości, która jest jednocześnie wartością początkową fazy podporu. Tak duży kąt zgięcia w stawie kolanowym w fazie wymachu wynika z konieczności funkcjonalnego skrócenia kończyny, co pozwala na swobodne przemieszczanie tej kończyny nad podłożem [33].

Ze względu na bardzo małe ruchy abdukcyjno-addukcyjne i rotacyjne w stawie kolanowym, wielkości te zazwyczaj nie są analizowane.



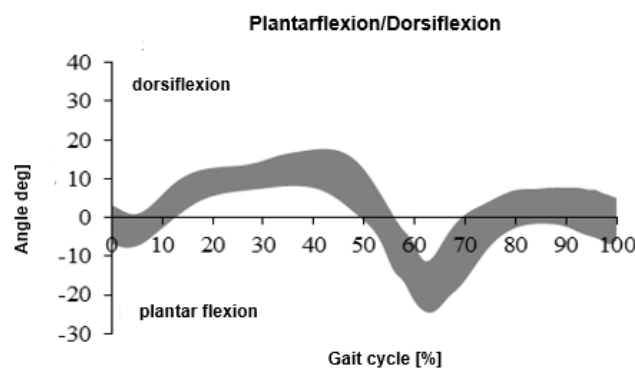
Rys. 37 Kąt zgięcia-wyprustu w stawie kolanowym [33, 8, 16, 36]



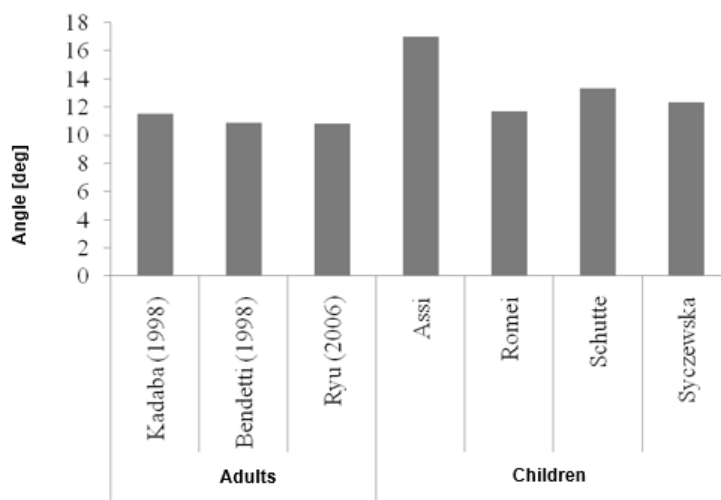
Rys. 38 Wartość maksymalnego kąta zgięcia i wyprostowania w stawie kolanowym podczas chodzenia [33, 4, 13, 18, 22, 26]

WARTOŚCI KĄTOWE W STAWIE SKOKOWYM

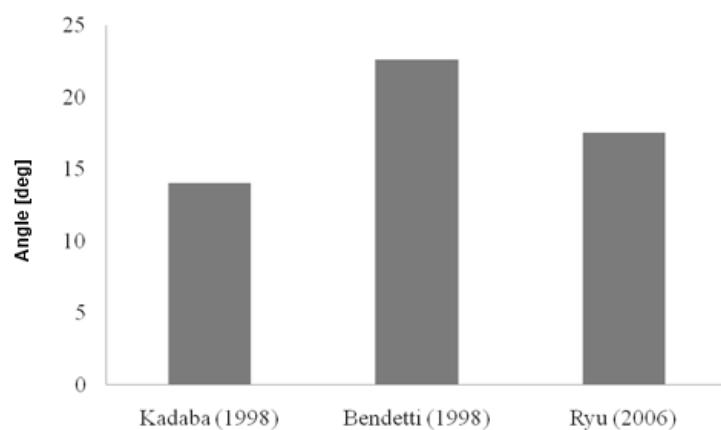
Na początku fazy podporu, stopa będąca w lekkim (kilkustopniowym) zgięciu grzbietowym rozpoczyna zgięcie podeszwowe i pozostaje w nim do końca fazy podwójnego podporu. Następnie następuje zgięcie grzbietowe, które osiąga swoje maksimum (stopa w zgięciu grzbietowym równym ok. 10°) w ok. 40% cyklu chodu. Następnie pięta zaczyna odrywać się od podłoża i stopa rozpoczyna zgięcie podeszwowe aż do końca fazy podporu osiągając swoje maksimum pod koniec fazy podporu (zgięcie podeszwowe około $15^\circ - 20^\circ$). Na początku fazy podporu następuje gwałtowne zgięcie grzbietowe. Stopa osiąga pozycję zbliżoną do 0° lub pozostaje lekko zgięta grzbietowo do końca fazy podporu. Takie ustawienie stopy umożliwia swobodny ruch kończyny dolnej nad podłożem [33].



Rys. 39 Zgięcie grzbietowe i zgięcie podeszwowe w stawie skokowym [33, 8, 16, 36]



Rys. 40 Maksymalne wartości kąta zgięcia grzbietowego w stawie skokowym podczas chodu [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]



Rys. 41 Maksymalne wartości kąta zgięcia podszwowego stawu skokowego podczas chodu [33, 4, 13, 26]

8. Wielkości dynamiczne opisujące biomechanikę chodu - reakcje podłoża

Chód jest dynamiczną czynnością, w której całe ciało jest napędzane i utrzymywane w równowadze przez mięśnie szkieletowe, które generują siły oddziałujące na szkielet człowieka. Oprócz sił mięśniowych, na ciało oddziałują również siły takie jak grawitacja, bezwładność i reakcje podłoża. Pomiar tych ostatnich jest ważnym elementem analizy i opisu biomechaniki chodu [33].

Reakcje podłoża to siły działające na ciało człowieka (w przypadku chodu działają na stopy) jako odpowiedź na nacisk ciała na to podłoże, zgodnie z III prawem dynamiki Newtona, które mówi, że jeżeli jedno ciało oddziałuje na drugie, to drugie oddziałuje na pierwsze z taką samą siłą co do wartości i kierunku, ale o przeciwnym sensie.

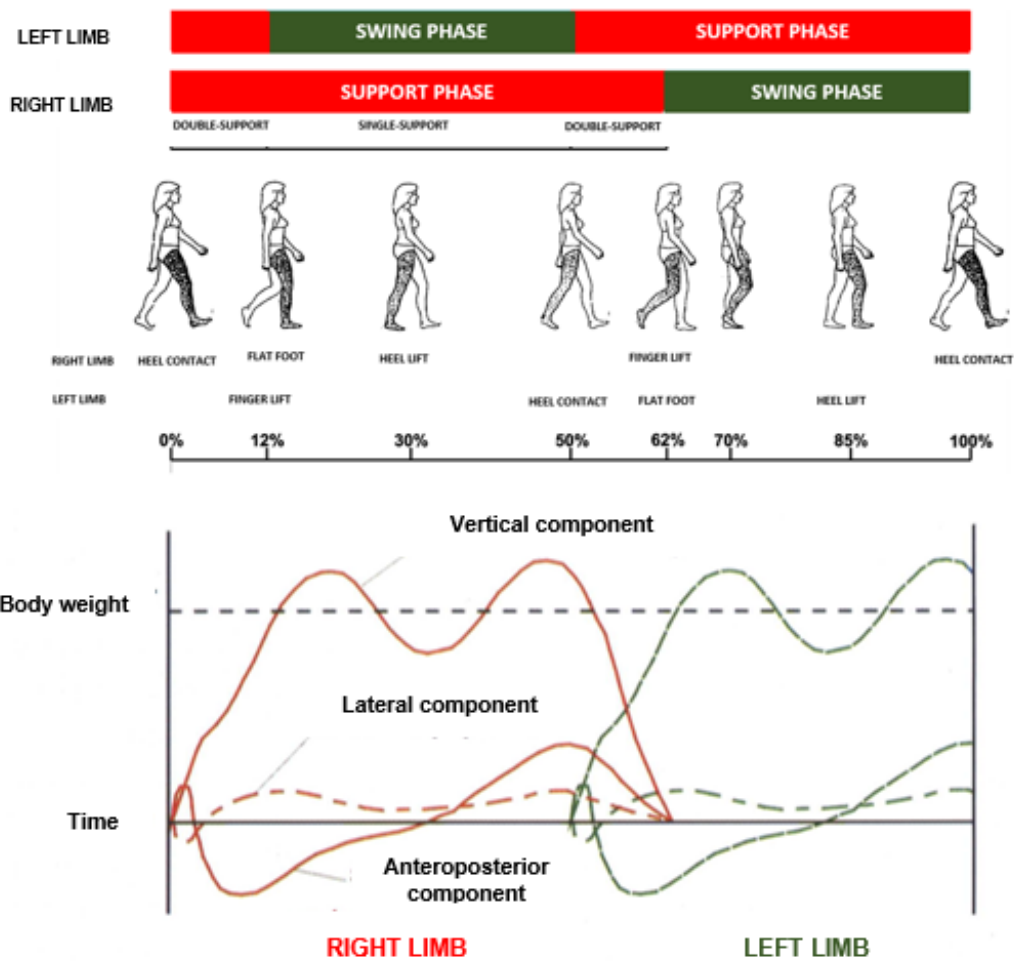
W biomechanicznym opisie chodu najczęściej występują trzy reakcje podłoża, które w rzeczywistości są trzema składowymi reakcji podłoża rozłożonymi na trzy siły równoległe do trzech osi układu współrzędnych [33]. Te trzy składowe to:

- reakcja pionowa równoległa do osi pionowej układu współrzędnych,
- reakcja przednio-tylna, równoległa do osi poziomej układu współrzędnych, wyznaczona zgodnie z kierunkiem chodu osoby badanej,
- reakcję boczną (poprzeczną) równoległą do osi poziomej układu współrzędnych wyznaczonej w kierunku prostopadłym do kierunku chodu osoby badanej.

Pomiary reakcji podłoża wykonuje się najczęściej za pomocą platform pomiarowych, mat pomiarowych lub wkładek do butów. Poszczególne urządzenia, ze względu na swoją konstrukcję, umożliwiają pomiar innych wielkości. Platformy pomiarowe pozwalają na pomiar wszystkich trzech składowych reakcji podłoża, natomiast maty pomiarowe i wkładki do butów dają możliwość pomiaru tylko składowej pionowej reakcji, ale dodatkowo mierzą rozkład nacisku stopy na podłoże.

Zmierzone wartości reakcji podłoża przedstawiane są w postaci przebiegu zmian tych wartości w czasie. Z drugiej strony, wartości reakcji są często przedstawiane w postaci znormalizowanej do masy ciała badanej osoby. Normalizacja ta umożliwia bezpośrednie porównanie wyników różnych osób ze sobą, jak również odniesienie uzyskanych wyników do przebiegów standardowych wyznaczonych z pomiarów przeprowadzonych na zdrowych i prawidłowo poruszających się osobach.

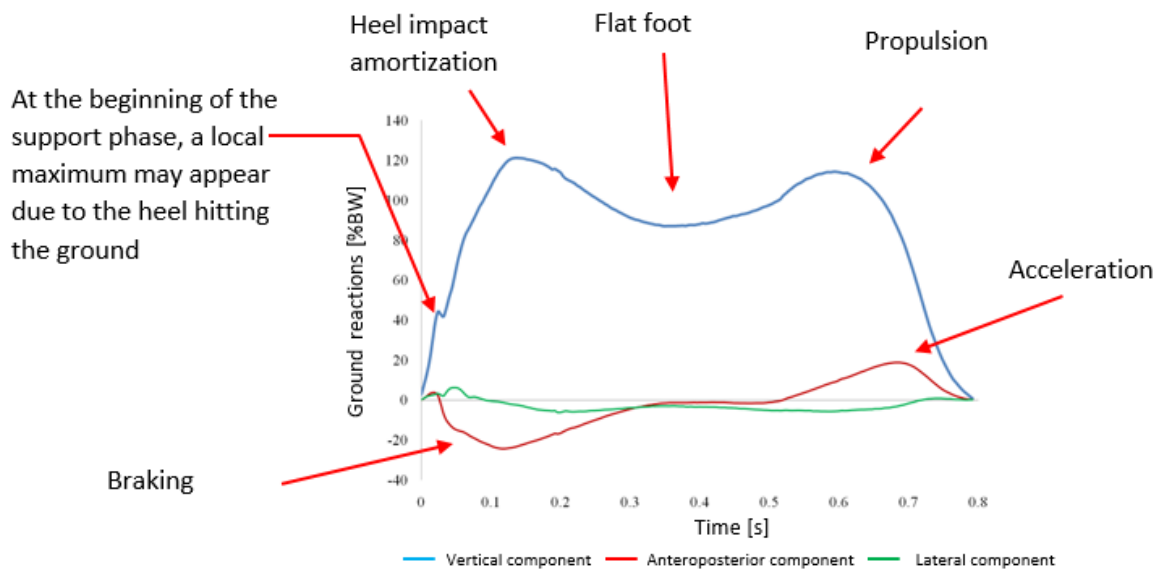
Rys. 42 przedstawia przebiegi reakcji podłoża dla prawej i lewej kończyny dolnej w odniesieniu do poszczególnych faz cyklu chodu.



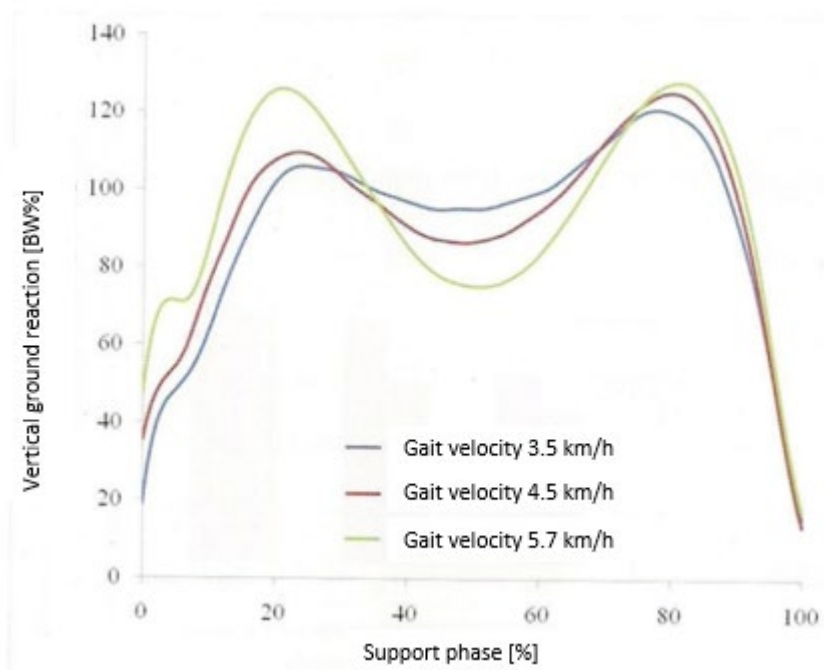
Rys. 42 Reakcje prawej i lewej kończyny dolnej wraz ze wskazaniem, w których fazach cyklu chodu występują [33]

SKŁADOWA PIONOWA REAKCJI PODŁOŻA

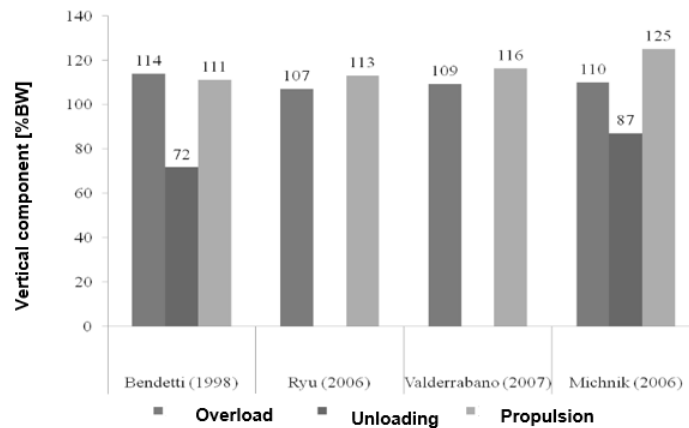
Składowa pionowa ma charakterystyczny przebieg z dwoma charakterystycznymi maksimami (Rys. 43). Pierwsze z nich związane jest z uderzeniem pięty o podłoże i hamowaniem ciała. Drugie maksimum wynika z przyspieszenia ciała do kolejnego kroku. Wartości tych maksimów przekraczają zwykle masę ciała o około 15% - 20% i zależą od prędkości chodu (Rys. 44). Pomiedzy tymi dwoma maksimami wartość reakcji maleje i osiąga wartość mniejszą od masy ciała. Średnia wartość składowej pionowej w tej fazie wynosi 80% masy ciała, ale jej wartość jest również zależna od prędkości chodu. Ze względu na charakterystyczny przebieg składowej pionowej, fazę podporu podzielono na fazę przeciążenia, odciążenia i napędu [33].



Rys. 43 Poszczególne elementy ustawienia stopy w fazie podporu widoczne na wykresie reakcji podłoża



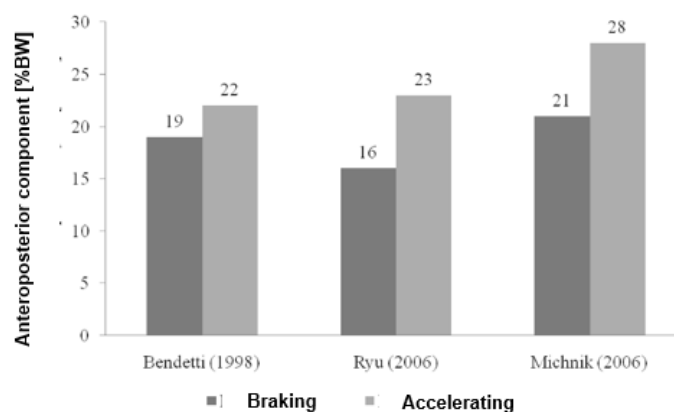
Rys. 44 Zależność składowej pionowej reakcji podłoża od prędkości chodu [28]



Rys. 45 Maksymalne wartości składowej pionowej reakcji podłoża podczas chodzenia uzyskane w różnych badaniach [33, 4, 18, 26, 34]

SKŁADOWA PRZEDNIO-TYLNA REAKCJI NA PODŁOŻE

Charakterystyczną cechą składowej anteroposterioralnej jest zmiana znaku mniej więcej w połowie fazy podporu. Zmiana ta świadczy o tym, że w pierwszej połowie ciało hamuje, natomiast w drugiej połowie przyspiesza do następnego kroku. Podczas hamowania stopa stara się poruszać po podłożu do przodu, na co nie pozwala siła tarcia działająca na stopę przeciwnie do sensu wektora ruchu (kierunku chodu). Podczas przyspieszania, stopa próbuje ślizgać się do tyłu po powierzchni, a powstająca siła tarcia ma wtedy sens zgodny z tym ruchem. Pierwsze maksimum na wykresie tej składowej pojawia się około 12% cyklu chodu, tj. w momencie zakończenia fazy podwójnego podporu. Drugie maksimum pojawia się, gdy rozpoczyna się kolejna faza podwójnego podparcia, tj. gdy kończyzna przeciwna rozpoczyna kontakt z podłożem (ok. 50% cyklu chodu) [33].



Rys. 46 Maksymalne wartości składowej przednio-tylnej reakcji podłoża podczas chodu uzyskane w różnych badaniach [33, 4, 18, 26, 34]

Na wykresach, w zależności od tego, czy chód odbywa się zgodnie z sensem osi układu współrzędnych równoległej do kierunku chodu, czy przeciwnie do tego sensu, wartość reakcji przednio-tylnej będzie w pierwszej połowie ujemna, a w drugiej dodatnia lub można też spotkać się z odwrotnym zapisem - wartość jest dodatnia w pierwszej połowie i ujemna w drugiej. Wynika to z konwencji zapisu znaku siły - dodatni, jeśli sens siły jest zgodny z sensem osi układu współrzędnych, w którym zapisujemy wartości, a ujemny, jeśli sens jest przeciwny do sensu tej osi.

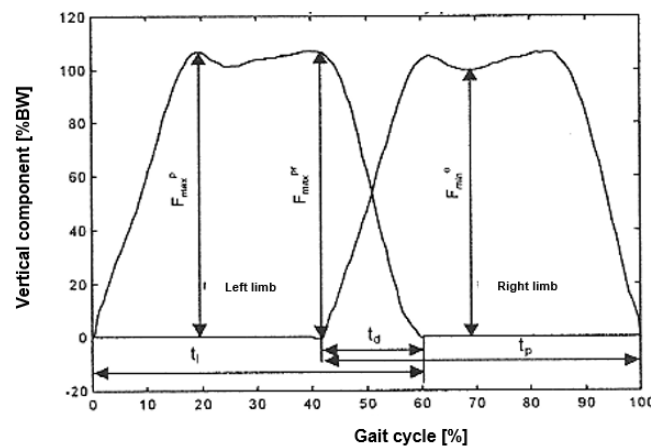
Rys. 46 przedstawia maksymalne wartości bezwzględne składowej przednio-tylnej reakcji podłoża uzyskane podczas różnych badań, oddzielnie dla fazy hamowania i przyspieszania.

SKŁADOWA PRZYŚRODKOWO-BOCZNA REAKCJI PODŁOŻA

Składowa przyśrodkowo-boczna reakcji podłoża wynika z przemieszczeń na boki środka masy i jest skutkiem umieszczenia stóp poza linię środkową wyznaczającą kierunek ruchu. Większe przechylenie na boki skutkuje wyższymi wartościami składowej przyśrodkowo-bocznej.

PARAMETRY ANALIZOWANE PODCZAS BIOMECHANICZNEJ OCENY CHODU NA PODSTAWIE REAKCJI PODŁOŻA

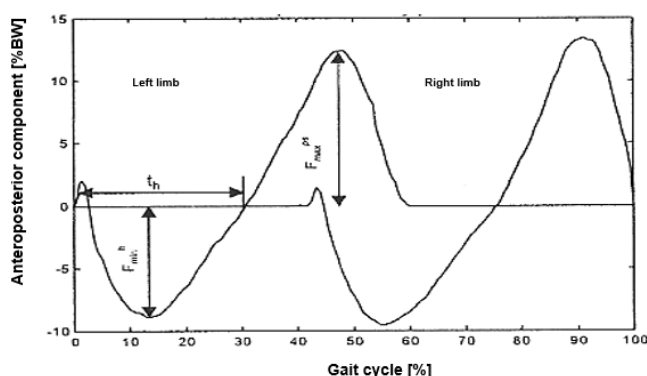
Przeprowadzając ilościową analizę biomechaniki chodu na podstawie reakcji podłoża, wyznacza się pewne wartości, które opisują prawidłowość lub prawidłowość chodu, bądź mogą wskazywać na odchylenia od normy. Każdy z przedstawionych parametrów, z wyjątkiem tych odnoszących się do fazy podwójnego podparcia, wyznaczany jest oddzielnie dla prawej i lewej kończyny.



Rys. 47 Parametry analizowane na podstawie składowej pionowej reakcji podłoża

Opis symboli zawartych w rys. 47 przedstawiające składową pionową reakcji podłoża:

- t_l , t_p - czas kontaktu lewej i prawej stopy z podłożem,
- t_d - czas trwania fazy podwójnego podparcia,
- F_{maxp} - maksimum fazy przeciążenia,
- F_{mino} - minimum fazy odciążenia,
- F_{maxpr} - maksimum fazy podparcia.



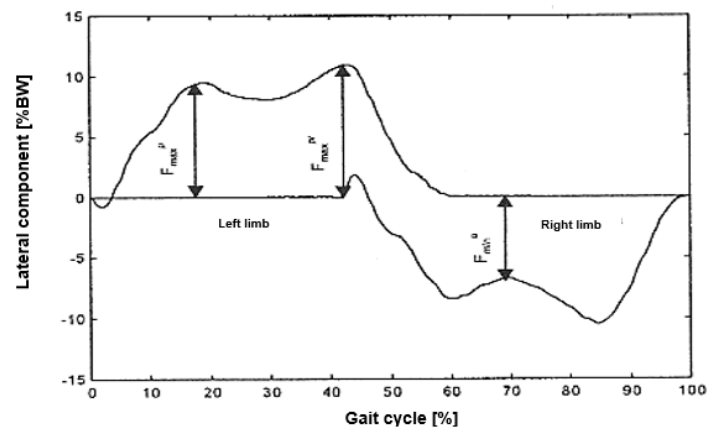
Rys. 48 Parametry analizowane na podstawie składowej przednio-tylnej reakcji na podłoże

Opis symboli zawartych w rys. 48 przedstawiający składową przednio-tylną reakcji podłoża:

- t_h - czas hamowania
- F_{minh} - minimum fazy hamowania
- F_{maxps} - maksimum fazy przyspieszania

Opis symboli zawartych w Rys. 49 przedstawiające przyśrodkowo-boczną składową reakcji podłoża:

- F_{maxp} - maksimum fazy przeciążenia,
- F_{mino} - minimum fazy odciążania,
- F_{maxpr} - maksimum fazy podparcia

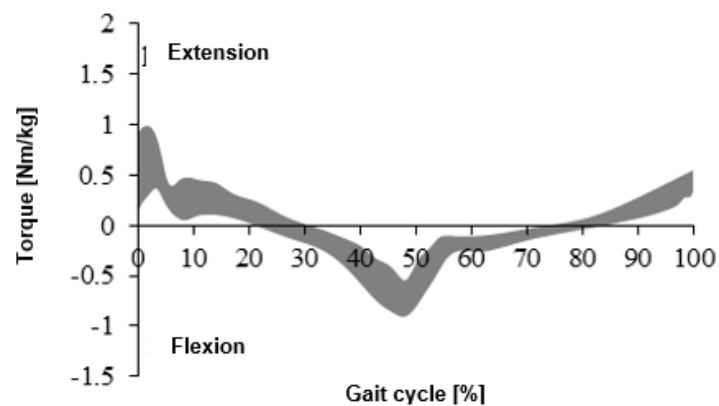


Rys. 49 Parametry analizowane na podstawie przyśrodkowo-bocznej składowej reakcji na podłoże

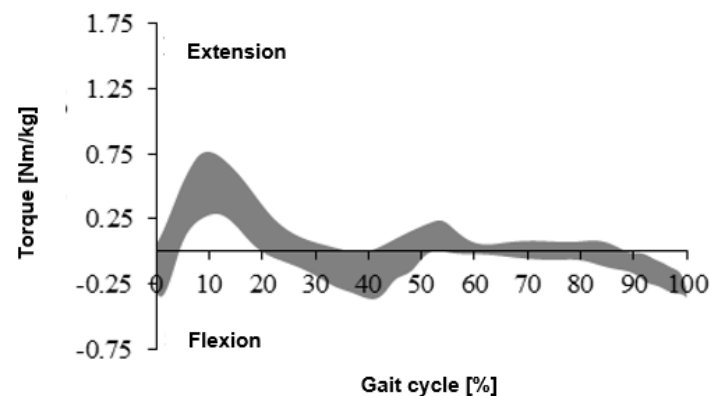
9. Inne wielkości dynamiczne opisujące biomechanikę chodu

Przedstawione w poprzednim rozdziale reakcje podłoża są podstawowymi parametrami służącymi do opisu biomechaniki chodu. Obliczenia matematyczne pozwalają również na wyznaczenie wielu innych wielkości, m.in. momentów sił mięśniowych w stawach oraz mocy. Obecnie wielkości te nie są tak często wykorzystywane w diagnostyce układu mięśniowo-szkieletowego. W niniejszym rozdziale przedstawiono przebiegi tych dwóch wielkości w zależności od procentowego udziału w cyklu chodu.

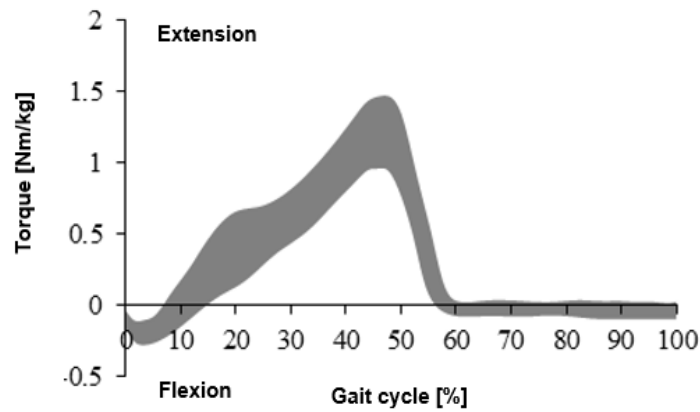
MOMENTY SIŁ MIĘŚNIOWYCH W STAWACH



Rys. 50 Moment sił mięśniowych w stawie biodrowym [33, 8, 17]

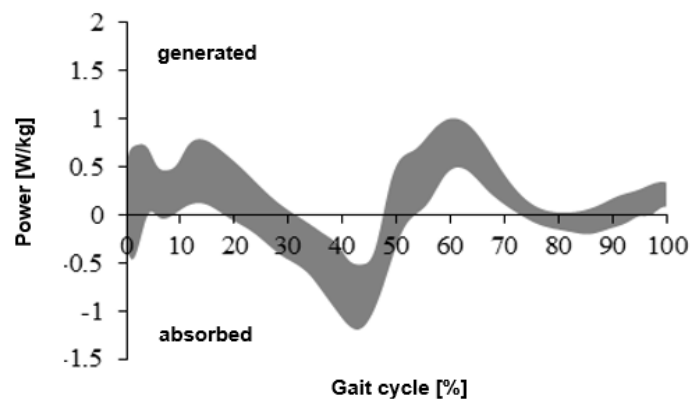


Rys. 51 Moment sił mięśniowych w stawie kolanowym [33, 8, 17]

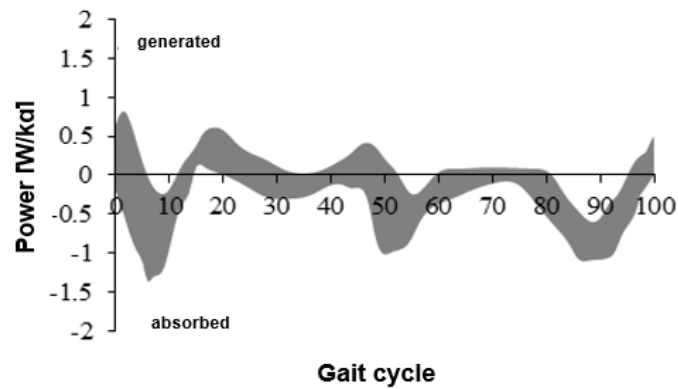


Rys. 52 Moment sił mięśniowych w stawie skokowym [33, 8, 17]

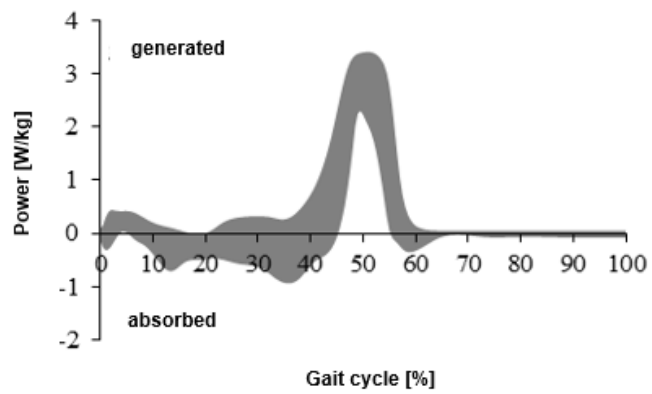
MOC W POSZCZEGÓLNYCH STAWACH



Rys. 53 Power in the hip joint [33, 8, 17]



Rys. 54 Power in the knee joint [33, 8, 17]



Rys. 55 Power in the ankle joint [33, 8, 17]

10. Praca mięśni podczas chodzenia

Do określenia pracy mięśni podczas chodu najczęściej wykorzystuje się EMG powierzchniowe. W wyniku pomiaru uzyskuje się bezpośrednio różnicę potencjałów pomiędzy dwoma elektrodami umieszczonymi wzdłuż włókien mięśniowych. Mierzona różnica potencjałów wynika z faktu powstawania i przemieszczania się potencjału czynnościowego. Dzięki metodzie pomiaru polegającej na przyklejeniu elektrod do skóry, możliwy jest zbiorczy pomiar aktywności elektrycznej całego mięśnia lub grupy mięśni [14].

Łączna analiza zmierzonych sygnałów EMG wraz z przebiegiem kątów i reakcji podłoża pozwala na określenie rodzaju pracy mięśnia - izometrycznej, koncentrycznej lub ekscentrycznej.

Podczas chodu pomiar EMG wykonuje się najczęściej dla następujących mięśni [33]:

- mięsień piszczelowy przedni,
- mięsień brzuchaty łydki,
- mięsień podeszwowy,
- mięsień prosty kości udowej (rectus femoris),
- mięsień vastus femoris,
- mięsień pośladkowy wielki (gluteus maximus).

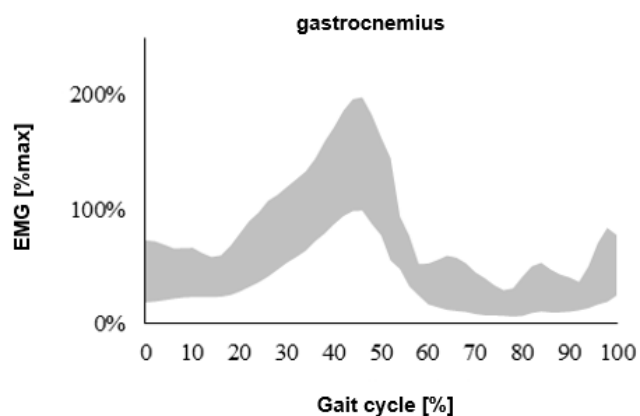
Wyniki pomiarów przedstawione na kolejnych rysunkach (Rys. 56 - Rys. 62) pokazują, że analizowane mięśnie wykazują największą aktywność w fazie podporu, a w szczególności w fazie podwójnego podporu, kiedy ciało zwalnia i przyspiesza.

PRZEBIEG ZMIAN AKTYWNOŚCI POSZCZEGÓLNYCH MIĘŚNI W CZASIE

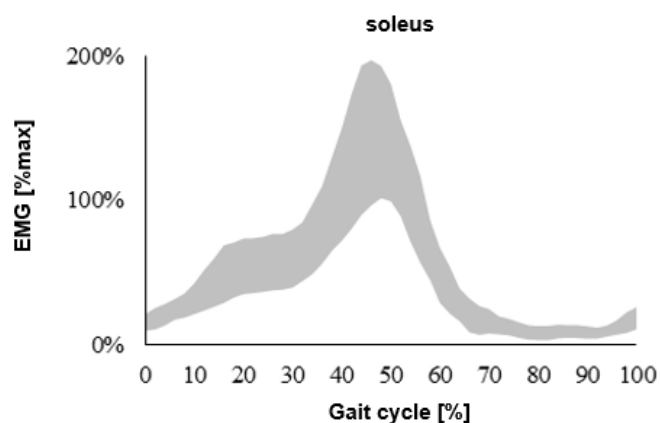
Poniższe wykresy przedstawiają zmiany w czasie siedmiu mięśni w odniesieniu do procentów cyklu chodu.

Analizując przedstawione wykresy, należy przede wszystkim zwrócić uwagę na dwa elementy:

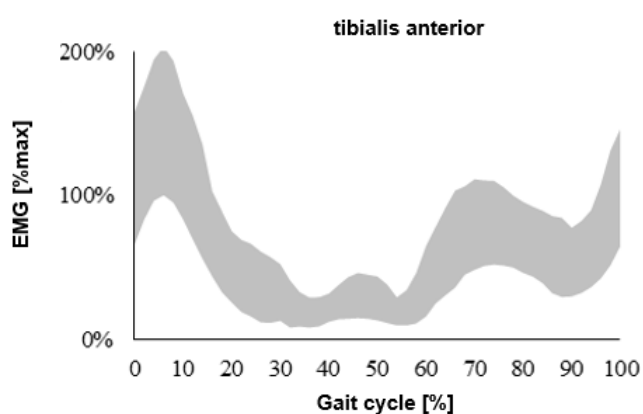
- wysoką aktywność mięśni stabilizujących staw biodrowy i kolanowy na początku fazy podporu, gdy ciało zwalnia
- wysoką aktywność mięśni zginaczy podeszwy stopy w fazie propulsywnej, kiedy ciało przyspiesza do kolejnego kroku.



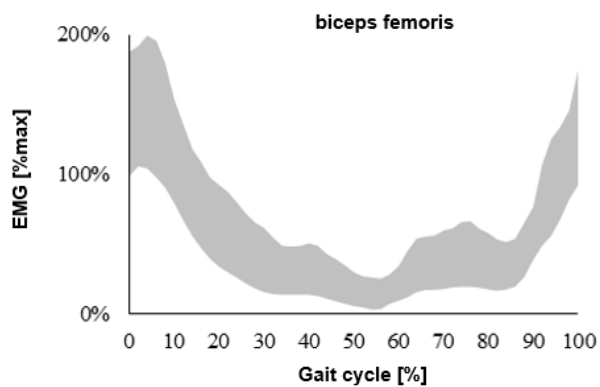
Rys. 56 Aktywność mięśnia brzuchatego łydki podczas normalnego cyklu chodu [33, 21,36]



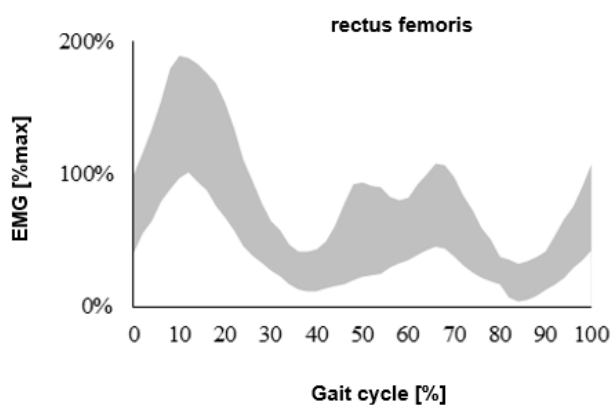
Rys. 57 Przebieg aktywności mięśnia podeszwowego podczas normalnego cyklu chodu [33, 21,36]



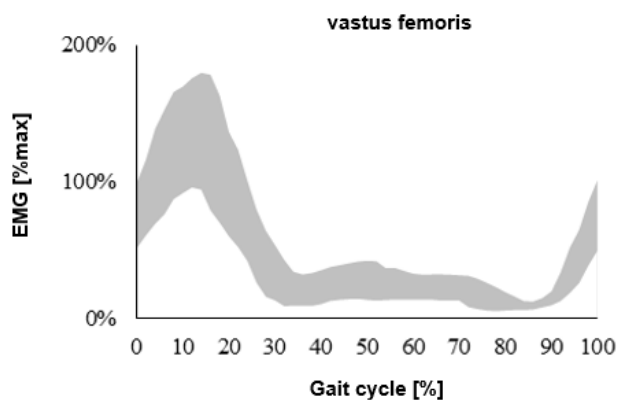
Rys. 58 Aktywność mięśnia piszczelowego przedniego podczas normalnego cyklu chodu [33, 21,36]



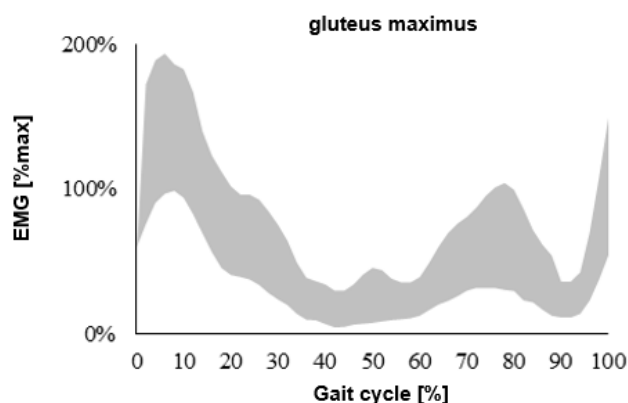
Rys. 59 Przebieg aktywności mięśnia dwugłowego uda podczas normalnego cyklu chodu [33, 21,36]



Rys. 60 Przebieg aktywności mięśnia prostego udowego podczas normalnego cyklu chodu [33, 21,36]



Rys. 61 Przebieg aktywności mięśnia obszernego udowego (vastus femoris) podczas normalnego cyklu chodu [33, 21,36]



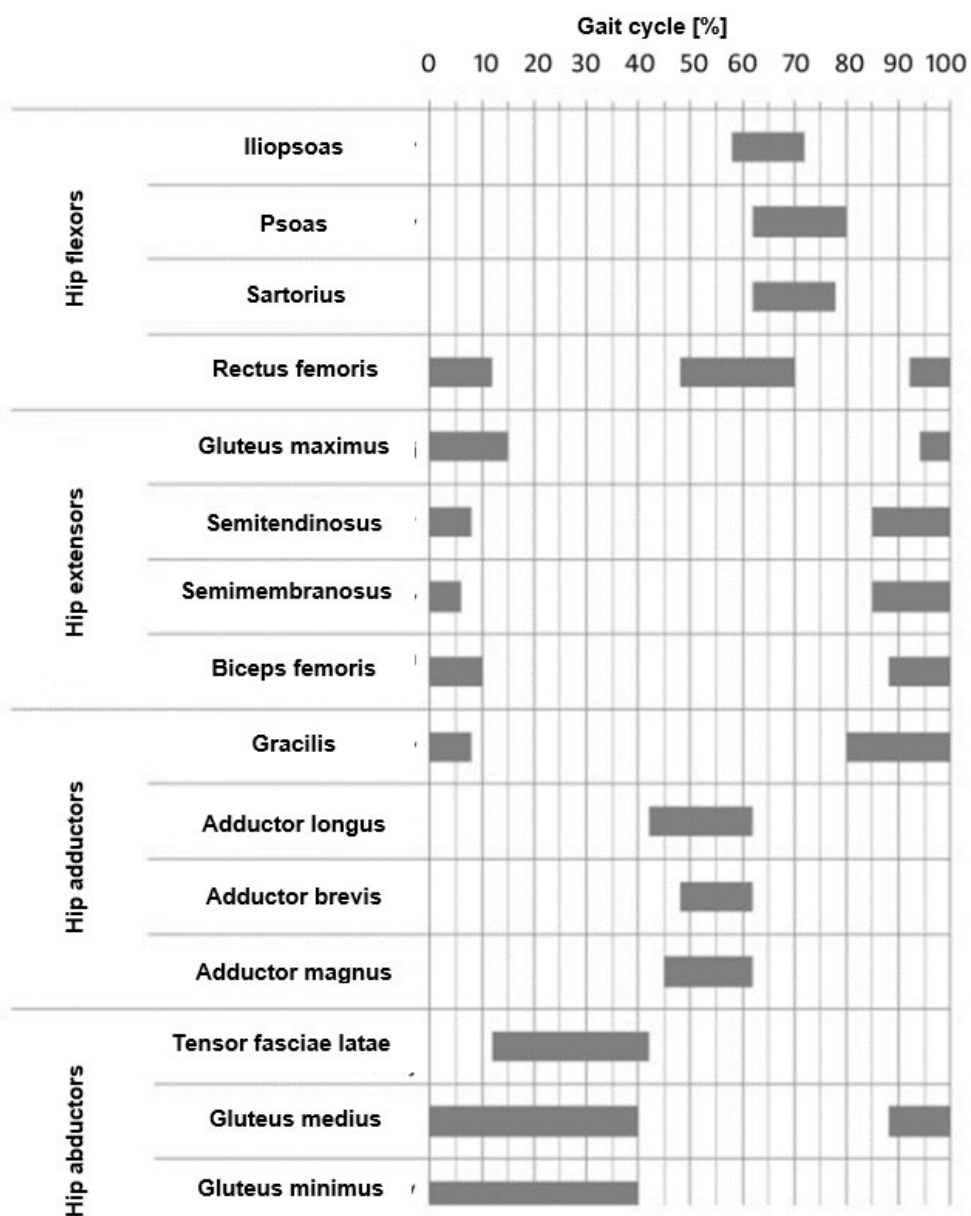
Rys. 62 Aktywność mięśnia pośladkowego wielkiego (gluteus maximus) podczas normalnego cyklu chodu [33, 21,36]

ANALIZA PRACY MIĘŚNI W TRYBIE WŁĄCZ/WYŁĄCZ

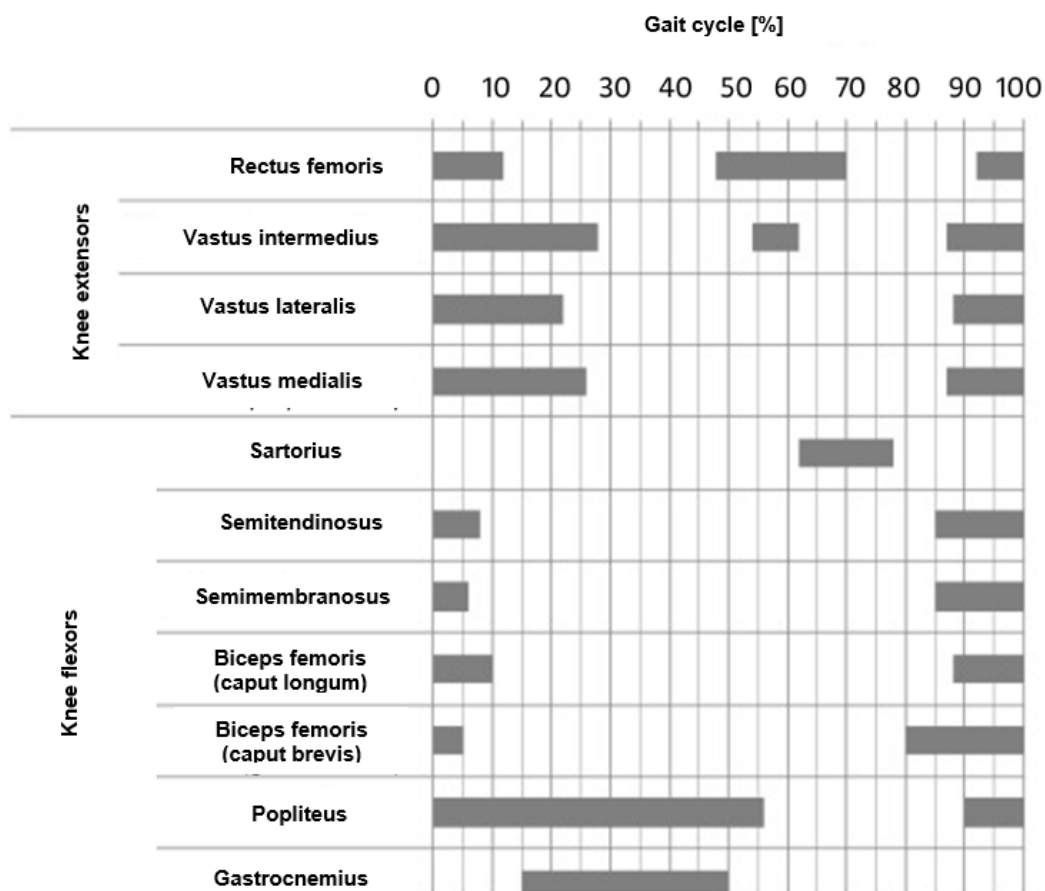
Innym sposobem analizy pracy mięśni jest analiza on / off, czyli określenie kiedy dany mięsień zaczyna pracować i kiedy kończy, czyli w jakiej fazie ruchu mięsień jest aktywny. Zdrowy mięsień w normalnych warunkach pracy włącza się tylko wtedy, gdy jest to konieczne i wyłącza się, gdy jego praca staje się zbędna. Wykrycie aktywności mięśnia w fazie ruchu, gdy u zdrowej osoby mięsień ten nie pracuje, może świadczyć o pewnych nieprawidłowościach, takich jak np. ból, wzmożone napięcie (np. w wyniku spastyczności), niestabilność stawu lub może być wynikiem stresu czy słabej koordynacji ruchowej. Nieprawidłowa praca mięśni może również wskazywać na istnienie kompensacji. Informacje te mogą być bardzo istotne, umożliwiając prawidłową diagnozę, a następnie leczenie pacjenta [6, 14].

Istotną zaletą tego typu analizy jest brak konieczności normalizacji otrzymanego sygnału, co jest niezbędne przy analizie przebiegów potencjału elektrycznego w czasie. Należy jednak pamiętać, że błędne określenie progu początku aktywności mięśniowej może skutkować błędną interpretacją wyników, na przykład nieprawidłową diagnozą koordynacji nerwowo-mięśniowej [6, 14].

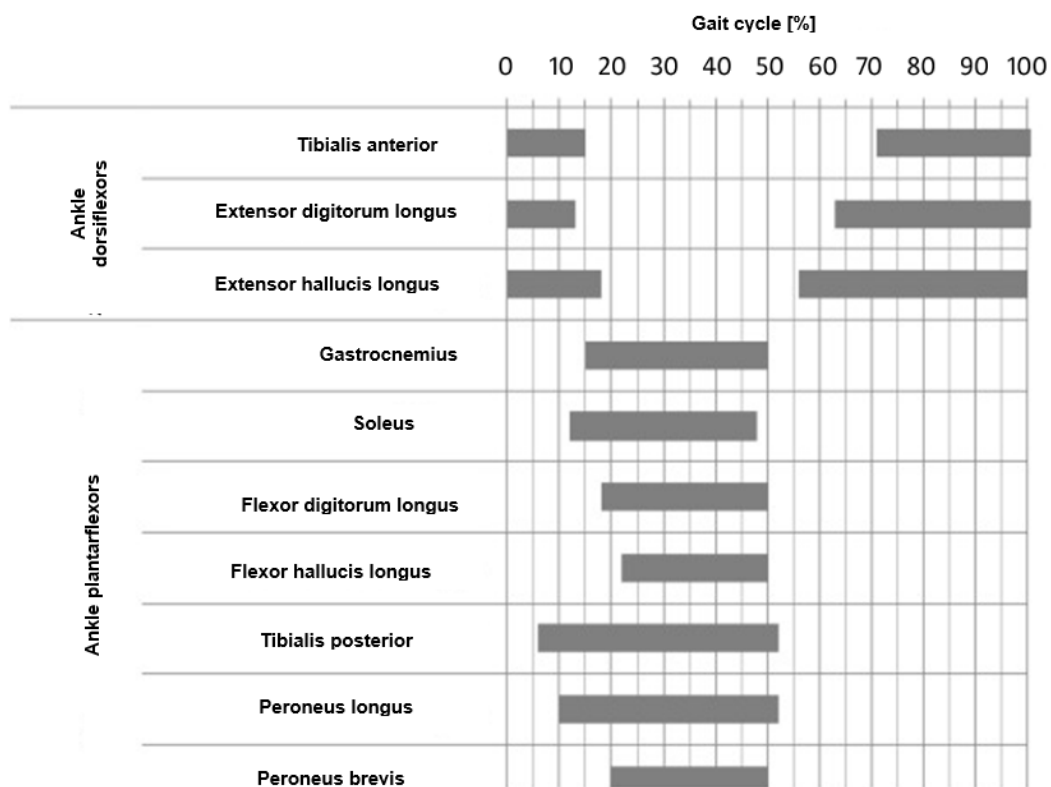
Na kolejnych wykresach przedstawiono prawidłową pracę mięśni odpowiedzialnych za stabilizację poszczególnych stawów kończyn dolnych.



Rys. 63 Aktywność mięśniowa w stawie biodrowym podczas normalnego cyklu chodu [9, 32, 33, 35, 36]



Rys. 64 Aktywność mięśniowa w stawie kolanowym podczas normalnego cyklu chodu [9, 32, 33, 35, 36]



Rys. 65 Aktywność mięśniowa w stawie skokowym podczas normalnego cyklu chodu [9, 32, 33, 35, 36]

11. Kluczowe idee

- Znajomość biomechaniki chodu jest niezbędna do oceny układu mięśniowo-szkieletowego człowieka.
- Do opisu biomechaniki chodu wykorzystuje się parametry uzyskane z obserwacji oraz pomiary wykonane za pomocą specjalistycznej aparatury.
- Oceniając chód, należy jednocześnie bazować na wyznaczonych wielkościach kinematycznych i dynamicznych oraz na pomiarach funkcji mięśni. Dopiero wykorzystanie wszystkich tych elementów daje pełny obraz biomechaniki chodu, co z kolei umożliwia prawidłową ocenę ewentualnych zaburzeń.

12. Bibliography

- [1] Assi A, Ghanem I., Lavaste F., Skalli W.: Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index, *Gait & Posture* 2009, vol. 30, Issue 1, s. 22–26
- [2] Auvinet B., Berrut G., Touzard C., Moutel L., Collet N., Chaleil D., Barrey E.: Reference data for normal subject obtained with an accelerometric device. *Gait&Posture*, 2002, 16 (2), 124-134
- [3] Baker R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait&Posture*, 2007, 26, 331-342
- [4] Benedetti M.G., Catani F., Leardini A., Pignotti E., Giannini S.: Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 1998, 13 (3), 204-215
- [5] Błaszczyk J.W.: *Biomechanika kliniczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2004.
- [6] Bober T.: *Biomechanika chodu i biegu*, Studia i monografie AWF we Wrocławiu, zeszyt nr 8, Wrocław 1985
- [7] Cho S.H., Park J.M., Kwon O.Y.: Gender differences in three dimensional gait analysis from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*, 2004, 19 (2), 145-152
- [8] Davis R.B., Ounpuu S., DeLuca P.A.: *Analysis of gait. Biomechanics. Principles and application*, CRC Press, 2008
- [9] De Lisa J.A. (ed): *Gait Analysis in the science of rehabilitation. Monograph*, 002, 1998
- [10] Dec J.B., Saunders M., Inman V.T., Eberhart H.D.: The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1953, 35,543-558
- [11] Dega W.: *Ortopedia i rehabilitacja*, Wydawnictwo PZWL, Warszawa 2006.
- [12] Dusing S., Thorpe D.: A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite electronic walkway. *Gait&Posture*, 2007, 25, 135–139.
- [13] Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E.: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 1989, 8, 383-392 27
- [14] Konrad P.: *The ABC of EMG. A practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA, Version 1.0, April 2005
- [15] Kwołka A.: *Rehabilitacja medyczna*, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2001
- [16] Leardini A., Sawacha Z. i in.: A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 2007, 26, 560-571

- [17] Michnik R., Jurkojć J., Guzik A., Tejszerska D.: Analysis of loads of the lower limb during gait, carried out with the use of the mathematical model, made for patients during rehabilitation progress. *Eccomas Conference Multibody Dynamics 2007*, Milano
- [18] Michnik R., Jurkojć J., Jureczko P., Guzik A., Tejszerska D.: Analisys of gait kinematics of patient after total hip or knee replacement. *Journal of Vibroengineering*, 2006, 8 (3).
- [19] Michnik R., Kopyta I., Jochymczyk-Woźniak K.: Wykorzystanie metod inżynierskich w analizie chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. Monografia. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2016
- [20] Morecki A., Ramotowski W.: *Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej*, tom 5, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990
- [21] Neptune R.R., Sasaki K.: Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the referred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 2005, 208, 799-808
- [22] Öberg T., Karsznia A., Oberg K.: Joint angle parameters in gait: Reference data for normal subjects 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1994, 31 (3), 199-213
- [23] Öberg T., Karsznic A., Öberg K.: Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1993, 30 (2), 210-223
- [24] Pierce R., Orendurff M., Sienko Thomas S.: Gait parameters norms for children ages 6-14. *Gait & Posture*, 2002, 16, Suppl. 1, 53-54.
- [25] Romei R., Galli M., Motta F., Schwartz M., Crivellini M.: Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait & Posture*, 2004, 19 (1), 85-90
- [26] Ryu T., Soon Choi H., Choi H., Chung M.H. .: A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2006, 36, 1023–1030
- [27] Schutte L.M. i in.: An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait&Posture* 2000, 11, 25-31
- [28] Śnieżek A., Mężyk A., Michnik R.: Analiza dynamiki chodu prawidłowego. Aktualne problemy biomechaniki, 2007, 1
- [29] Staszkiwicz R., Ruchlewicz T., Nosiadek L.: Zmiany wybranych parametrów chodu w zależności od prędkości. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 1999, 1 (1)
- [30] Syczewska M: Diagnostyka rehabilitacyjna narządu ruchu dziecka, *Standardy Medyczne* 2003, tom 5, Nr 9, s. 1254 – 1264

- [31] Syczewska M, Dembowska-Baginska B., Perek-Polnik M., Perek D.: Functional status of children after treatment for a malignant tumor of the CNS: a preliminary report, *Gait & Posture* 2006, vol. 23, s. 206–210
- [32] Syczewska M., Lebiadowska M., Kalinowska M.: Analiza chodu w praktyce klinicznej, [W:] *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000*, Pod red. Macieja Nałęcz, Tom 5, *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*, Red. Romuald Będziński [i in.], Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004
- [33] Tejszerska D., Świtoński E.: *Biomechanika inżynierska*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004
- [34] Valderrabano V., Nigg B.M., Vinzenz von Tscharnern, Darren J. Stefanyshyn D.J., Goepfert B., Hintermann B.: Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement. *Clinical Biomechanics*, 2007, 22, 894-904
- [35] Vaughan Ch. L., Davis B.L., O'Connor J.C.: *Dynamics of human gait*. Kiboho Publisher, Cape Town, 1999
- [36] Winter D.A., *Biomechanics of human movement*. John Wiley&Sons, New York, 1979
- [37] https://brain.fuw.edu.pl/edu/index.php/Pracownia_Sygna%C5%82%C3%B3w_Biologicznych/Zajecia_9
- [38] <https://pl.pinterest.com/pin/420242208980082843/#>
- [39] <https://www.imaging-resource.com/news/2012/11/27/eadweard-muybridge-the-photographic-pioneer-who-froze-time-and-nature>



Wsparcie Komisji Europejskiej dla produkcji tej publikacji nie stanowi poparcia dla treści, które odzwierciedlają jedynie poglądy autorów, a Komisja nie może zostać pociągnięta do odpowiedzialności za jakiegokolwiek wykorzystanie informacji w niej zawartych.

