



Akademia Wychowania Fizycznego
we Wrocławiu
Wydział Wychowania Fizycznego

Sławomir Winiarski

**BIOMECHANICZNE PARAMETRY CHODU CZŁOWIEKA PO REKONSTRUKCJI
WIĘZADŁA KRZYŻOWEGO PRZEDNIEGO**

autoreferat rozprawy doktorskiej

Promotor:

dr hab. Alicja Rutkowska-Kucharska,
prof. nadzw.

Recenzenci:

prof. dr hab. Tadeusz Bober
dr hab. n. med. Andrzej Pozowski, prof. nadzw.

Wrocław 2007

SPIS TREŚCI

WPROWADZENIE.....	4
ZAŁOŻENIA I CEL PRACY	5
METODA BADANIA	6
WYNIKI BADAŃ	13
ANALIZA WYNIKÓW	19
WNIOSKI	24
LITERATURA.....	26

WYKAZ SKRÓTÓW STOSOWANYCH W TEKŚCIE I NA RYSUNKACH

Skrót	Odpowiednik angielski	Odpowiednik polski
ACL	Anterior cruciate ligament	Więzadło krzyżowe przednie
PCL	Posterior cruciate ligament	Więzadło krzyżowe tylne
MCL	Medial collateral ligament	Więzadło poboczne piszczelowe
LCL	Lateral collateral ligament	Więzadło poboczne strzałkowe
GC	Gait cycle	Cykl chodu*
IDS_t	Initial double stance	Początkowe podwójne podparcie
MS_t	Middle stance	(Pojedyncze) środkowe podparcie
TDSt	Terminal Double Stance	Końcowe Podwójne Podparcie
ISw	Initial swing	Początkowy wymach
MSw	Middle swing	Środkowy wymach
TSw	Terminal swing	Końcowy wymach
HS	Heel strike	Postawienie pięty (w chodzie prawidłowym)
FS	Feet strike	Postawienie stopy (w chodzie patologicznym)
BW	Body weight	Ciężar ciała**
DoF	Degree of freedom	Stopień swobody
GRF	Ground Reaction Force	Siła reakcji podłoża
CoP	Center of Pressure	Środek nacisku
CoG	Center of Gravity	Środek ciężkości
TO	Toe off	Oderwanie palców stopy

* najczęściej odnosi się do określania procentu czasu trwania cyklu chodu (% GC);

** przy określaniu procentu ciężaru ciała sił i obciążeń (% BW)

WPROWADZENIE

Chód jest podstawową formą lokomocji człowieka oraz najwygodniejszym sposobem przemieszczania się na krótkich dystansach [1,2]. Pomimo skomplikowanej kontroli neuronowej chód cechuje się łagodnymi i powtarzalnymi ruchami w stawach człowieka. Chód zaliczamy do ruchów cyklicznych, naprzemianstronnych i symetrycznych z przesunięciem fazowym [1,3,4,5]. Basmajian i DeLuca w pracach nad dwunożnym chodem i elektromiografią mięśni zaangażowanych podczas przemieszczania się ciała człowieka podkreślają, że najważniejszym kryterium naturalnego chodu jest ekonomiczna funkcja mięśni, gdyż wszelkie odchylenia od chodu fizjologicznego charakteryzują się wzmożonym wydatkiem energetycznym w porównaniu do uzyskiwanych efektów w przemieszczaniu ciała. Ograniczona funkcja narządu lokomocji powoduje nieskuteczny ruch i pociąga za sobą zwiększone zużycie energii [3,6,7,8,9,10,11,12,13,14]. Aby temu przeciwdziałać i utrzymać wydatek na niskim poziomie, organizm uruchamia zastępcze ruchy kompensacyjne [15].

Piłka nożna, narciarstwo oraz koszykówka to główne sporty, w czasie których urazy doprowadzają do uszkodzeń stawu kolanowego [16]. Badania przeprowadzone wśród piłkarzy włoskich w okresie 11 sezonów wykazały, że 67% urazów piłkarskich dotyczy kończyny dolnej, z czego 37% to urazy kolana. 47% skręceń kolana u piłkarzy wiąże się z uszkodzeniem ACL [16].

W literaturze można znaleźć wiele prac z danymi pomiarowymi, lecz każde laboratorium, przez wzgląd na swoją indywidualną strukturę i rozmiar, powinno mieć normy dostosowane do własnych warunków [4]. Stąd powstała praca wypełniająca luki w tablicach z danymi normatywnymi dla stworzenia protokołu pomiarowego systemu SIMI w kompleksowej analizie chodu. Prezentowana metoda analizy, poprzez wyodrębnienie istotnych kryteriów oceny chodu, może umożliwić obiektywną i ilościową ocenę patologii chodu wraz ze zrozumieniem mechanizmów prowadzących do niej, zbadanie odchylenia od wzorca prawidłowego a także zidentyfikowanie przyczyn anomalii.

Jednym z ważniejszych problemów badawczych podjętych w pracy jest próba zaimplementowania do techniki pomiarowej metody oszacowania siły reakcji podłoża działającej na pojedynczą kończynę na podstawie kinematyki ruchu ogólnego środka ciężkości (OSC). Sposób odtworzenia siły reakcji podłoża z parametrów kinematycznych OSC został opisany stosunkowo dawno [3], ale ze względu na czasochłonność pracy i niedostatek odpowiednio szybkich narzędzi obliczeniowych nie znalazł do tej pory większego zastosowania praktycznego.

Dodatkowym, pionierskim elementem pracy jest próba oszacowania wydatku energetycznego chodu na podstawie zmian w energii mechanicznej (liczonej przy wykorzystaniu amplitudy wychyleń środka ciężkości) i zastosowanie go, jako jednego z istotnych wyznaczników postępu fizjoterapii. Niniejsza praca stanowi także próbę teoretycznego wypracowania metody oceny dynamiki chodu bez obecności platformy tensometrycznej (metoda „odzyskanej siły reakcji podłoża” i metoda „amplitudy środka ciężkości” szacowania kosztu energetycznego).

ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

Na podstawie przeglądu literatury oraz konsultacji z ortopedami i rehabilitantami sformułowano **założenia** pracy. Przyjęto, że możliwe jest uzyskanie metodą filmową zbioru biomechanicznych parametrów, których wartości istotnie zmieniają się w procesie fizjoterapii i są wyznacznikami chodu prawidłowego. Na podstawie uzyskanych wyników możliwa jest ocena skuteczności postępowania rehabilitacyjnego u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Dodatkowo, przydatna będzie informacja, jak zmienia się wydatek energetyczny podczas procesu fizjoterapii szacowany na podstawie pomiaru amplitudy wychyleń środka ciężkości. Osobnym problemem jest zbadanie jaka jest dokładność i wiarygodność pomiaru siły reakcji podłoża (uzyskanej pośrednio z pomiaru kinematyki) w porównaniu do metody bezpośredniej.

Dlatego nadrzędnym **celem pracy jest wyznaczenie biomechanicznych parametrów chodu patologicznego monitorujących postępowanie fizjoterapeutyczne u osób po rekonstrukcji ACL oraz weryfikacja pośredniej metody pomiaru siły reakcji podłoża w chodzie patologicznym. Dodatkowo opracowana zostanie metoda badania chodu patologicznego przy użyciu komputerowego systemu analizy ruchu SIMI Motion w przestrzeni trójwymiarowej.**

Biorąc pod uwagę dotychczasowe badania niniejszy cel autor stara się osiągnąć poprzez weryfikację następujących **hipotez badawczych**:

1. Parametry biomechaniczne, tj.: długość kroku, prędkość chodu, czas podparcia, zakres ruchu w stawie kolanowym, amplituda wychyleń pionowych OSC, energia potencjalna, maksymalna siła reakcji, gradient przyrostu siły i współczynniki asymetrii chodu ulegają istotnym zmianom w procesie fizjoterapii.
2. Wydatek energetyczny (mechanical cost) szacowany na podstawie pomiaru amplitudy wychyleń środka ciężkości zmniejsza się w czasie trwania procesu fizjoterapii.
3. Siła reakcji podłoża uzyskana w pomiarze pośrednim jest ważnym miernikiem ilościowym i jakościowym lokomocji człowieka i jest statystycznie tożsama z pomiarem bezpośrednim.

METODA BADANIA

Eksperyment został podzielony pod względem zadaniowym na dwie części:

1. **Analiza siły reakcji podłoża** w grupie kontrolnej i eksperymentalnej przy użyciu metody: a) bezpośredniej, b) pośredniej.
2. **Stworzenie parametrycznego wzorca chodu**:
 - a) prawidłowego dla systemu analizy ruchu SIMI,
 - b) patologicznego dla osób w procesie fizjoterapii po rekonstrukcji ACL.

Materiał badawczy

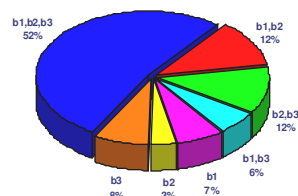
W grupie kontrolnej (K) ujęci zostali pracownicy i studenci Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu bez wyraźnych wad narządu ruchu. W grupie eksperymentalnej (E) zgromadzeni zostali pacjenci ośrodka fizjoterapii przy Wyższej Szkole Fizjoterapii we Wrocławiu uczestniczący w programowym procesie fizjoterapii po przebytej rekonstrukcji artroskopowej ACL. Wszyscy badani określili swój stan zdrowia jako dobry oraz wyrazili pisemną zgodę na udział w eksperymencie. Badania otrzymały pozytywną opinię Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych AWF Wrocław.

Oba etapy badawcze objęły łącznie **161 osób**. Dokładna charakterystyka badanych osób pod względem wieku, masy i wysokości ciała oraz wartości maksymalnej i minimalnej przedstawiona została w Tabeli 1.

Tabela 1. Charakterystyka badanych osób w badaniu nr 1 wzorca chodu.

	X	SD	X	SD
parametr	Grupa K (kontrolna) (Chód prawidłowy)		Grupa E (eksperymentalna) (po rekonstrukcji ACL)	
wiek [lata]	21,9	3,3	32,4*	10,1
Kobiety	21,5	2,9	33,9*	10,9
Mężczyźni	22,1	3,7	31,5*	9,7
masa ciała [kg]	75,4	9,8	75,4	11,9
Kobiety	71,4	10,5	63,6	9,6
Mężczyźni	77,9	8,7	80,5	13,7
wysokość ciała [cm]	178,6	7,1	171,3	9,5
Kobiety	176,7	8,1	167,8	6,8
Mężczyźni	179,9	6,1	177,5	11,0

Cały okres badań trwał **33. miesiące**. Badanie osób z grupy eksperymentalnej odbywało się w odstępach dwutygodniowych. Do analizy wybrano pomiary z trzech okresów pooperacyjnych: **badanie 1** (tydzień 2-4), **badanie 2** (tydzień 5-8), **badanie 3** (9-12). Łącznie w badaniu pierwszym uczestniczyło 72 osoby (45M i 27K), w badaniu drugim 62 osoby (37M i 25K), a w badaniu trzecim 46 osób (31M i 15K). Dokładny rozkład liczebności osób uczestniczących w poszczególnych badaniach przedstawia Rycina 1.



Rycina 1. Struktura grupy eksperymentalnej pod względem udziału w poszczególnym badaniu.

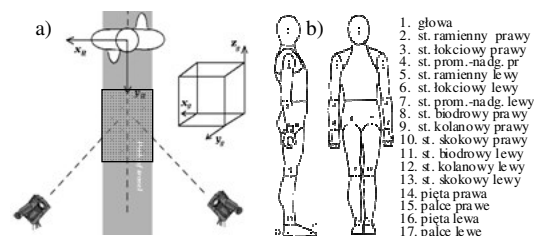
Warunek doboru grupy eksperymentalnej:

Wszyscy uczestnicy grupy eksperymentalnej byli po operacji artroskopowej rekonstrukcji ACL na jednej kończynie; wszyscy metodą wolnego przeszczepu ścięgien ST i GR ze stabilizacją Rigidfix. W okresie pobytu szpitalnego stosowano u nich chłodzenie i zimne okłady, szynę PCM, ćwiczenia izometryczne i naukę poruszania się o kulach w ortezie. Po okresie fizjoterapii szpitalnej poddani byli autorskiemu programowi fizjoterapii [17,18].

Stanowisko badawcze

W pierwszej części eksperymentu poznawczego wykorzystany był plan filmowy, który składał się głównie z dwóch kamer cyfrowych i jednostki centralnej (Rycina 2.a). Kamery cyfrowe JVC z maksymalną częstotliwością 100 kl./sek rejestrowały pseudoprzestrzenny chód badanych osób. Osie optyczne kamer były rozstawione o ok. 100° kątowych od siebie. Pomiar był synchronizowany źródłem optycznym z urządzenia sygnalizacyjnego umieszczonego w polu widzenia obu kamer. Jednostka centralna składała się z karty przetwornikowej i komputera z oprogramowaniem analizy ruchu SIMI Motion[®]. W celu przeliczenia odległości punktów obrazu na wymiary rzeczywiste zastosowano układ kalibracyjny zbudowany z metalowych prętów tworzących sześcian o wymiarach 1x1x1m. Obszar filmowania oświetlany był dwoma 500 watomowymi lampami halogenowymi.

Analiza i obliczenia wspomagane były specjalistycznym oprogramowaniem do analizy ruchu SIMI Motion[®] będącym na wyposażeniu pracowni Katedry Biomechaniki. Pracownia Analiz Biomechanicznych AWF Wrocław od 2001 roku posiada Certyfikat Systemu Jakości nr 1374-b/1/2004, PN-EN ISO 9001:2001.



Rycina 2. Stanowisko badawcze wykorzystywane w pierwszym eksperymencie.

Układ pomiarowy z platformą dynamometryczną oraz przestrzeń kalibracyjną z zaznaczeniem laboratoryjnego układu odniesienia (a), oraz schemat rozmieszczenia charakterystycznych punktów filmowania na trójwymiarowym modelu biomechanicznym (b). Opracowanie własne.

Na ciele badanych osób rozmieszczono 30 fotorefleksyjnych znaczników odpowiadających osiom poprzecznym stawów: promieniowo-nadgarstkowego, łokciowego, ramiennego, biodrowego, kolanowego, skokowo-goleniowego, oraz odpowiadającym pozycji palców i pięty stopy kończyny dolnej (Rycina 2.b).

Osoba badana miała za zadanie przejść, na swój sposób, po wytyczonej ścieżce długości ok. 6m; w tym ok. 1,5m stanowił rozbieg i ok. 1,5m obszar hamowania. Wszystkie pomiary odbywały się w holu ośrodka fizjoterapii przy WSF we Wrocławiu na ciemnym tle.

W drugiej części eksperymentu stanowisko pomiarowe zostało rozbudowane o platformę dynamometryczną Kistler Model 9286A. Platforma dynamometryczna firmy Kistler pozwala na pomiar wszystkich trzech komponentów wektora siły reakcji podłoża w zakresie: składowa pionowa F_z : 0-10kN (kiloniutonów), składowe poziome F_x , F_y : od -2,5 do 2,5 kN. Rejestracja wartości siły odbywała się z częstotliwością 1000Hz.

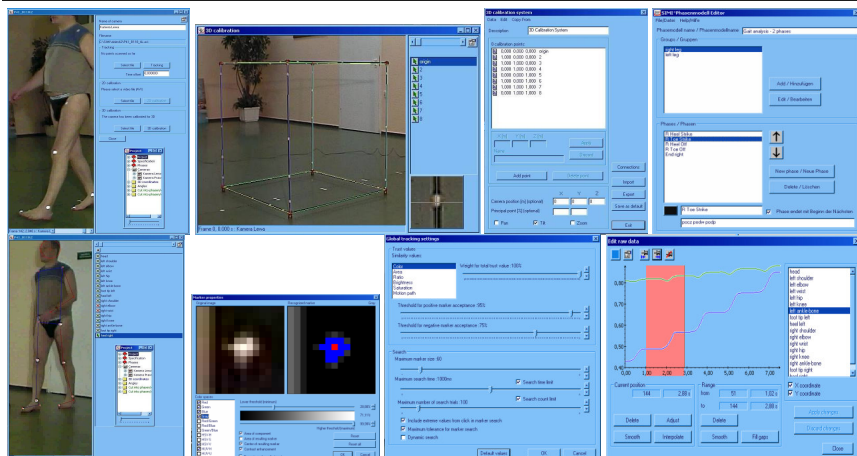
W celu przeprowadzenia weryfikacji dokładności wyznaczenia siły reakcji podłoża dokonano jednoczesnego pomiaru siły reakcji oraz zapisu filmowego. Pomiar ze wszystkich urządzeń odbywał się automatycznie. Był kontrolowany i synchronizowany przez jednostkę centralną komputera.

Przebieg obliczeń

Rejestracja filmowa odbywała się z wykorzystaniem specjalistycznego oprogramowania do analizy ruchu SIMI Motion oraz arkusza kalkulacyjnego z wykorzystaniem funkcji programistycznych języka MS Visual Basic.

Na proces obróbki danych rejestracji filmowej (Rycina 3) składało się: (1) ustawienia właściwości projektu obliczeń, (2) ustawienie opcji obrazu każdej kamery, (3) kalibracja każdej kamery, (4) trójwymiarowe śledzenie znaczników, (5) korekcy danych – filtrowanie, usuwanie ubytków danych. Wynikiem wstępnych obliczeń jest uzyskanie przestrzennych położeń znaczników filmowania w funkcji czasu rejestracji.

Na podstawie położeń znaczników obliczono biomechaniczne parametry chodu posegregowane w kategoriach: przestrzenne liniowe, przestrzenne kątowe mierzące zakres ruchu w stawie kolanowym, parametry i wskaźniki czasowe, mierzące mechanikę ogólnego środka ciężkości, dynamiczne – związane z siłą reakcji podłoża oraz współczynniki asymetrii chodu (Tabela 2.).



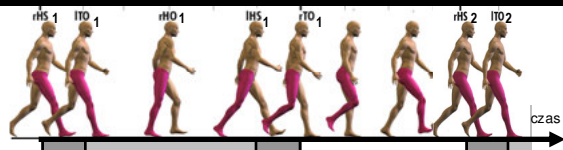
Rycina 3. Okna dialogowe programu obliczeń SIMI Motion. U góry, kolejno od lewej: właściwości ustawienia obrazu kamery; obraz przestrzeni kalibracyjnej; komputerowy model przestrzeni kalibracyjnej i narzędzie tworzenia i edycji faz cyklu chodu „Phase Model Editor”. Na dole, kolejno od lewej: narzędzie automatycznego śledzenia znaczników „Automatic Tracking Tool”; okienko algorytmów filtrów graficznych; globalne ustawienia „przedziałów ufności” trackingu i narzędzie wygładzania oraz uzupełniania danych.

Tabela 2. Zestawienie biomechanicznych parametrów chodu rejestrowanych w pracy.

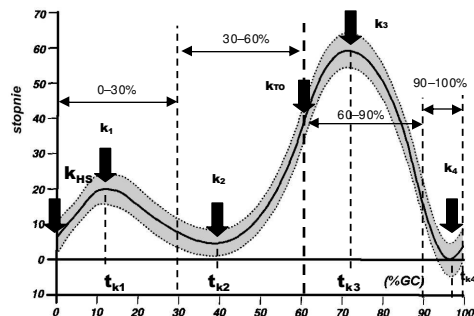
nazwa parametru	jednostka	definicja
I. PARAMETRY PRZESTRZENNE LINIOWE		
długość kroku pojedynczego dla kończyny prawej i lewej	metr	odległość pomiędzy położeniem znacznika pięty jednej kończyny a znacznika pięty kończyny drugiej
długość kroku podwójnego	metr	odległość pomiędzy położeniem znacznika pięty jednej kończyny a kolejnym znacznika pięty tej samej kończyny
II. PARAMETRY I WSKAŹNIKI CZASOWE – Rycina 4		
czas postawienia pięty przez kończynę prawą	sekunda	czas pierwszego kontaktu z podłożem - początek podporu
czas oderwania palców przez kończynę lewą	sekunda	koniec podwójnego podparcia (lewa kończyna przechodzi w wymach) i początek podporu pojedynczego
czas postawienia pięty przez kończynę lewą	sekunda	początek końcowego podporu podwójnego
czas oderwania palców przez kończynę prawą	sekunda	koniec podporu i początek wymachu;
czasy trwania cyklu dla kończyny prawej oraz średni czas cyklu chodu	sekunda	$\left. \begin{aligned} t_{RC} &= t_{RHS2} - t_{RHS1} \\ t_{LC} &= t_{LHS2} - t_{LHS1} \end{aligned} \right\} \Rightarrow T = \frac{1}{2} \cdot (t_{RC} + t_{LC})$
czasy trwania podporu dla kończyny prawej i lewej	sekunda	$\left. \begin{aligned} t_{RS1} &= t_{RTO} - t_{RHS} \\ t_{LS1} &= t_{LTO} - t_{LHS} \end{aligned} \right\}$
czasy trwania wymachu dla kończyny prawej i lewej	sekunda	$\left. \begin{aligned} t_{RSw} &= t_{RHS2} - t_{RTO1} \\ t_{LSw} &= t_{LHS2} - t_{LTO1} \end{aligned} \right\}$
czasy trwania pojedynczego podporu dla kończyny prawej i lewej	sekunda	$\left. \begin{aligned} t_{RSS1} &= t_{LHS} - t_{RTO} \\ t_{LSS1} &= t_{RHS} - t_{LTO} \end{aligned} \right\}$
czasy trwania początkowego podparcia podwójnego dla kon. prawej i lewej	sekunda	$\left. \begin{aligned} t_{RDS1} &= t_{LTO} - t_{RHS} \\ t_{LDS1} &= t_{RTO} - t_{LHS} \end{aligned} \right\}$
czasy trwania końcowego podparcia podwójnego dla kon. prawej i lewej	sekunda	$\left. \begin{aligned} t_{RDS2} &= t_{RTO} - t_{LHS} = t_{LDS2} \\ t_{LDS2} &= t_{LTO} - t_{RHS} = t_{RDS2} \end{aligned} \right\}$
częstość kroczenia dla kończyny prawej i lewej	kroki na sekundę	$f_R = \frac{1}{t_{RC}} \quad f_L = \frac{1}{t_{LC}}$

prędkość kończyny prawej i lewej oraz prędkość średnia chodu	metr na sekundę	$v_R = \frac{L_{RTP}}{t_{RS}} = \frac{L_{RST}}{t_{RC}} = L_{RST} \cdot f_R$ $v_L = \frac{L_{LTP}}{t_{LS}} = \frac{L_{LST}}{t_{LC}} = L_{LST} \cdot f_L$
względny czas podporu (stance ratio) dla kończyny prawej i lewej	%	czas podporu podzielony przez czas trwania cyklu;
względny czas wymachu (swing ratio) dla kończyny prawej i lewej	%	czas wymachu podzielony przez czas trwania cyklu;
III. PARAMETRY PRZESTRZENNE KĄTOWE – Rycina 5		
wartość kąta w momencie pierwszego kontaktu stopy (k_{HS})	stopień	wartość kąta w stawie dla czasu $t_{HS}=0$;
wartość kąta maksymalnego zgięcia na początku podparcia (k_1)	stopień	maksymalna wartość kąta szukana na odcinku czasu od 0 do 30% GC;
czas wystąpienia k_1 (t_{k1})	sekunda	minimalna wartość kąta szukana na odcinku czasu od 30 do 60% GC;
wartość kąta największego wyprostu w czasie pojedyn. podparcia (k_2)	stopień	wartość dla czasu t_{10} (wyznaczonego wcześniej);
czas wystąpienia k_2 (t_{k2})	sekunda	
wartość kąta w momencie oderwania palców na końcu podporu (k_{TO})	stopień	maksymalna wartość kąta szukana na odcinku czasu od 60 do 90% GC;
wartość kąta maksymalnego zgięcia podczas fazy wymachu (k_3)	stopień	minimalna wartość kąta szukana na odcinku czasu od 90 do 100% GC;
czas wystąpienia k_3 (t_{k3})	sekunda	
wartość kąta maksymalnego wyprostu w fazie przygotowawczej (k_4)	stopień	Z = max(k_1, k_3) – min(k_2, k_4)
czas wystąpienia k_4 (t_{k4})	sekunda	
zakres ruchu w stawie (Z)	stopień	
IV. MECHANIKA OGÓLNEGO ŚRODKA CIĘŻKOŚCI – Rycina 6		
najmniejsza wartość położenia OSC w czasie początkowego podwójnego podparcia (h_{min1})	metr	minimalna wartość poł. OSC na odcinku czasu od 0 do 10% GC;
czas wystąpienia h_{min1} (t_{hmin1})	sekunda	
największa wartość położenia pionowego OSC w czasie podporu pojedynczego (h_{max1})	metr	maksymalna wartość poł. OSC na odcinku czasu od 10 do 50% GC;
czas wystąpienia h_{max1} (t_{hmax1})	sekunda	
najmniejsza wartość położenia OSC w czasie końcowego podwójnego podparcia (h_{min2})	metr	minimalna wartość poł. OSC na odcinku czasu od 50 do 60% GC;
czas wystąpienia h_{min2} (t_{hmin2})	sekunda	
największa wartość położenia pionowego OSC w czasie wyachu (h_{max2})	metr	maksymalna wartość poł. OSC na odcinku czasu od 60 do 100% GC;
czas wystąpienia h_{max2} (t_{hmax2})	sekunda	
amplituda wychyleń pionowych ogólnego środka ciężkości (Δh) oraz amplituda względna (Δh_w)	metr, %	$\Delta h = \max(h_{max1}, h_{max2}) - \min(h_{min1}, h_{min2})$ $\Delta h_w = \frac{\Delta h}{H}$ $\bar{h} = \text{wartość średnia trajektorii OSC, } H - \text{wysokość ciała;}$
energia potencjalna (E_p) i energia potencjalna względna ($E_{p,w}$)	dżul, %	$E_p = m \cdot g \cdot \Delta h$ $E_{p,w} = \frac{E_p}{m \cdot g \cdot L}$ $L - \text{dł. kroku pojedyn., } g=9,81 \text{ m/s}^2$
V. PARAMETRY DYNAMICZNE (SIŁA REAKCJI PODŁOŻA) – Rycina 7 i 8		
wartość siły na końcu początkowego podwójnego podparcia (F_{TO})	niuton	wartość siły dla czasu oderwania palców (t_{TO}) kończyny przeciwnej
maksymalna wartość siły reakcji (F_1)	niuton	szukana w przedziale czasu od 0 do 40% ST
czas wystąpienia F_1 (t_{F1})	sekunda	
minimalna wartość siły reakcji (F_2)	niuton	wartość w podporze pojedynczym w przedziale czasu od 40 do 60% St
czas wystąpienia F_2 (t_{F2})	sekunda	szukana w przedziale czasu od 60 do 100% ST
maksymalna wartość siły reakcji (F_3)	niuton	
czas wystąpienia F_3 (t_{F3})	sekunda	wartość siły dla czasu postawienia pięty (t_{HS})
wartość siły na początku końcowego podwójnego podparcia (F_{HS})	niuton	
gradient przyrostu siły reakcji (LR)	niuton na sekundę	$LR = \frac{F_1}{t_{F1}}$

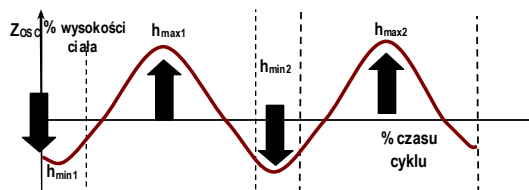
gradient ubytku siły reakcji (ULR)	niuton na sekundę	$ULR = \frac{F_1}{t_{30} - t_{10}}$
VI. WSPÓŁCZYNNIKI ASYMETRII CHODU (dla parametru X)		
współczynnik asymetrii pomiędzy lewą a prawą stroną (W1)	%	$W1 = \frac{ X_L - X_P }{\frac{1}{2}(X_L + X_P)} \cdot 100\%$
współczynnik asymetrii pomiędzy wartością patologiczną a prawidłową (W2)	%	$W2 = \frac{X_{pat} - X_{norm}}{\max(X_{pat}, X_{norm})} \cdot 100\%$



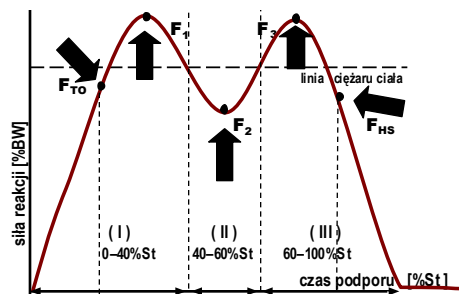
Rycina 4. Definicja czasów istotnych w analizie chodu dla jednego cyklu ruchu. Jedynki numerują pierwszy cykl, dwójki – drugi cykl. Ciemnoszare tło oznacza okres podwójnego podparcia, jasnoszare tło – pojedynczego podparcia, a tło białe – okres wymachu.



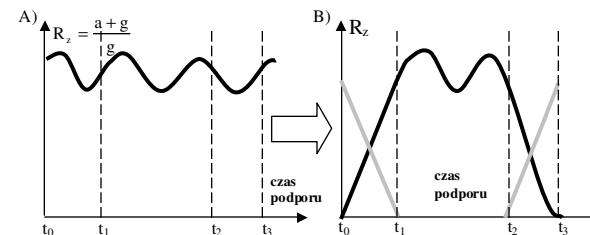
Rycina 5. Definicja parametrów opisujących charakterystykę zakresu ruchu wst. kolanowym. Wykres podzielony na obszary, w których szukano charakterystycznych wartości.



Rycina 6. Definicja mierzonych parametrów opisujących ruch ogólnego środka ciężkości.



Rycina 7. Definicja istotnych parametrów opisujących składową pionową siły reakcji.



Rycina 8. Schemat liniowej interpolacji odcinka podwójnego podparcia siły reakcji podłoża obliczonej z kinematyki ruchu ogólnego środka ciężkości. Względna siła reakcji podłoża obliczona z kinematyki OSC (A) oraz odtworzona siła reakcji podłoża dla pojedynczej kończyny w podporze (B). Opracowanie własne.

Opracowanie statystyczne wyników

- zbadano normalność rozkładów danych – badano kształt rozkładu wyników **testem K-S (Kolmogorov-Smirnov)** oraz **testem W (Shapiro-Wilk)** tworząc histogramy dystrybucji częstotliwości zmiennych;
- zbadano jednorodność wariancji **testem L (Levene'a)** i jego modyfikacją **testem F (Brown i Forsythe'a)**;
- zbadano istotność różnic wybranych cech **testem t-Studenta** dla grup niezależnych i zależnych;
- przeprowadzono analizę wariancji ANOVA wybranych cech w testowanych grupach zmiennych;
- przeprowadzono porównanie post-hoc metodą NIR (najmniejszych istotnych różnic);

WYNIKI BADAŃ

1. Weryfikacja metody pośredniej szacowania siły reakcji

Wartości średnie parametrów mierzonych sił F_1 , F_2 , F_3 oraz czasów t_{F1} , $T_{sw}-t_{F3}$ z dużym prawdopodobieństwem pokrywają się ze sobą (Tabela 3). Odnotowano jednak różnice istotne statystycznie pomiędzy wartościami sił na początku i końcu podporu pojedynczego (F_{TO} i F_{HS}) pomiędzy metodą pośrednią i bezpośrednią. Siły reakcji podłoża F_{TO} na końcu początkowego podwójnego podparcia i F_{HS} na początku końcowego podwójnego podparcia okazały się większe, gdy były mierzone metodą filmową (ujemna wartość testu t). Powstała różnica może wynikać ze stosunkowo małej wartości siły reakcji na „krańcach” czasu podporu w porównaniu do wartości siły dla środkowych czasów podporu, oraz błędu wyznaczenia czasu oderwania palców na końcu początkowego podwójnego podparcia oraz postawienia pięty na początku końcowego podwójnego podparcia w metodzie filmowej.

Tabela 3. Porównanie dwóch metod. Test t-Studenta istotności różnic pomiędzy metodą bezpośrednią i pośrednią. W tabeli podano różnicę względną pomiędzy średnimi, wartość t, ilość stopni swobody df oraz komputerowy poziom prawdopodobieństwa dla testu t-Studenta. Liczebność próby: N=23.

parametry	pomiar bezpośredni średnia $\pm$ SD	pomiar pośredni średnia $\pm$ SD	różnica względna	wartość t	df	poziom p
F_{TO} [BW]	0,80 $\pm$ 0,05 **	0,81 $\pm$ 0,11	-1,2%	-1,25	22	0,09
F_1 [BW]	1,14 $\pm$ 0,09	1,17 $\pm$ 0,12	-2,5%	-1,40	22	0,18
t_{F1} [s]	0,15 $\pm$ 0,05	0,15 $\pm$ 0,09	0,0%	0,63	22	0,54
LR [BW/s]	7,6 $\pm$ 0,8	7,8 $\pm$ 1,3	-2,5%	-8,76	22	0,10
F_2 [BW]	0,88 $\pm$ 0,11	0,87 $\pm$ 0,15	1,1%	1,25	22	0,22
F_3 [BW]	1,17 $\pm$ 0,10	1,18 $\pm$ 0,11	-0,8%	-0,20	22	0,84
$T_{sw}-t_{F1}$ [s]	0,17 $\pm$ 0,02	0,17 $\pm$ 0,03	0,0%	0,05	22	0,96
ULR [BW/s]	6,9 $\pm$ 1,3	7,3 $\pm$ 1,6	5,5%	0,48	22	0,63
F_{HS} [BW]	0,80 $\pm$ 0,05 *	0,82 $\pm$ 0,13	-2,4%	-2,88	22	0,05

* istotne na poziomie $p<0,05$;

** istotne na poziomie $p<0,1$;

Zauważono także istotną ($p<0,1$) rozbieżność w wyniku rejestracji szybkości narastania siły LR. Powstała różnica w LR pomiędzy metodami jest wynikiem większej wartości siły reakcji F_1 oraz, prawdopodobnie, mało precyzyjnego oszacowania czasów faz chodu w metodzie filmowej.

2. Parametryczna analiza procesu fizjoterapii

A) Parametry przestrzenne

Wraz z upływem czasu od operacji obserwujemy statystyczny wzrost długości kroku (na kończynie operowanej prawie dwukrotnie) pomiędzy badaniem pierwszym i drugim, oraz półtorakrotnie pomiędzy badaniem drugim i badaniem trzecim (Tabela 4). Dodatkowo, w badaniu końcowym większość pacjentów wykazywała istotnie ($p<0,05$) większą długość kroku niż grupa kontrolna w tych samych warunkach. Wpływ na to mógł mieć zastosowany program fizjoterapii uczący dynamicznego chodu oraz entuzjastyczne podejście do badania.

Tabela 4. Wyniki pomiaru długości kroku w chodzie. Wartości średnie i odchylenia standardowe dla kończyny operowanej (rek) oraz zdrowej (zdr) dla kobiet, mężczyzn i wartości uśrednione.

parametry	Grupa ACL (N=86)			Grupa K (N=75)
	Bad.1 (2-4 t.)	Bad.2 (5-8 t.)	Bad.3 (9-12 t.)	
dł.kroku pojedyn.rek.[m]	0,294* $\pm$0,118	0,512* $\pm$0,095	0,771** $\pm$0,186	0,631 $\pm$0,051
Mężczyźni	0,307* $\pm$ 0,111	0,517* $\pm$ 0,103	0,766** $\pm$ 0,194	0,649 $\pm$ 0,036
Kobiety	0,272* $\pm$ 0,126	0,504* $\pm$ 0,093	0,783** $\pm$ 0,173	0,605 $\pm$ 0,058
dł.kroku pojedyn.zdr.[m]	0,388* $\pm$0,161	0,639* $\pm$0,266	0,716 $\pm$0,181	0,631 $\pm$0,051
Mężczyźni	0,442* $\pm$ 0,161	0,633* $\pm$ 0,268	0,705 $\pm$ 0,159	0,649 $\pm$ 0,036
Kobiety	0,327* $\pm$ 0,115	0,648* $\pm$ 0,267	0,738 $\pm$ 0,223	0,605 $\pm$ 0,058
wsp. asym. dł.kroku [%]	39,6* $\pm$30,2	12,7* $\pm$43,4	3,2** $\pm$10,5	-0,5 $\pm$5,10
Mężczyźni	36,8* $\pm$ 31,1	10,7* $\pm$ 42,6	4,8** $\pm$ 11,2	0,2 $\pm$ 5,20
Kobiety	44,3* $\pm$ 28,7	15,8* $\pm$ 45,3	1,2* $\pm$ 9,2	-0,9 $\pm$ 4,85

* istotne na poziomie $p<0,01$;

** istotne na poziomie $p<0,05$;

Współczynnik asymetrii długości kroku wykazał istotny spadek pomiędzy kolejnymi badaniami. Największy pomiędzy badaniem pierwszym i drugim (spadek o 32%) i mniejszy pomiędzy badaniem drugim i trzecim (spadek o 25%).

B) Parametry czasowe cyklu chodu

Względny czas podporu na kończynie operowanej zwiększył się istotnie średnio o 45% pomiędzy badaniem pierwszym i drugim oraz o kolejne 19% pomiędzy badaniem drugim i trzecim.

Tabela 5. Wyniki pomiaru podstawowych parametrów czasowych chodu.

Wartości średnie i odchylenia standardowe dla kończyny operowanej (rek) oraz zdrowej (zdr) dla kobiet, mężczyzn i wartości średnie.

parametry	Grupa ACL (N=86)			Grupa K (N=75)
	Bad.1 (2-4 t.)	Bad.2 (5-8 t.)	Bad.3 (9-12 t.)	
wzgl. czas podporu rek. [%GC]	36,3 $\pm$6,6*	52,7 $\pm$7,1*	62,5 $\pm$8	62,4 $\pm$2,2
Mężczyźni	36,1 $\pm$ 6,7*	50,5 $\pm$ 6,6*	62,7 $\pm$ 0,7	62,5 $\pm$ 2,4
Kobiety	36,6 $\pm$ 6,5*	55,9 $\pm$ 6,6*	62,1 $\pm$ 1,0	62,3 $\pm$ 2,1
wzgl. czas podporu zdr. [%GC]	73,1 $\pm$4,8*	68,3 $\pm$5,4*	63,6 $\pm$3,8	62,4 $\pm$2,2
Mężczyźni	72,9 $\pm$ 4,3*	67,7 $\pm$ 5,0*	62,4 $\pm$ 0,5	62,5 $\pm$ 2,4
Kobiety	73,6 $\pm$ 5,5*	69,1 $\pm$ 5,9**	65,9 $\pm$ 6,2	62,3 $\pm$ 2,1
wsp. asymetrii podporu [%]	68,2 $\pm$17,1*	26,3 $\pm$14,8*	1,5 $\pm$6,6	0,2 $\pm$3,1
Mężczyźni	68,5 $\pm$ 16,9*	29,4 $\pm$ 15,6*	-0,4 $\pm$ 1,4	0,2 $\pm$ 2,5
Kobiety	67,7 $\pm$ 17,6*	21,7 $\pm$ 12,4*	5,4 $\pm$ 10,5	-0,4 $\pm$ 5,1
pocz. podw. podparcie rek. [%GC]	24,7 $\pm$2,8*	14,1 $\pm$2,9*	10,3 $\pm$1,7	9,8 $\pm$1,8
Mężczyźni	24,4 $\pm$ 2,8*	14,3 $\pm$ 2,7*	10,2 $\pm$ 1,6	9,9 $\pm$ 1,7
Kobiety	25,1 $\pm$ 2,9*	13,8 $\pm$ 3,3*	10,4 $\pm$ 1,8	9,7 $\pm$ 1,9
pocz. podw. podparcie zdr. [%GC]	9,2 $\pm$2,2*	9,9 $\pm$2,8**	10,4 $\pm$1,7	9,8 $\pm$1,8
Mężczyźni	9,4 $\pm$ 2,2*	10,2 $\pm$ 2,7	10,2 $\pm$ 1,6	9,9 $\pm$ 1,7
Kobiety	8,9 $\pm$ 2,2*	9,4 $\pm$ 2,9*	10,6 $\pm$ 1,8	9,7 $\pm$ 1,9
wsp. asymetrii podw. Podparcia [%]	92,2 $\pm$20,8*	36,0 $\pm$36,4*	-0,9 $\pm$23,3	0,5 $\pm$5,1
Mężczyźni	89,8 $\pm$ 21,5*	34,4 $\pm$ 37,6*	-0,1 $\pm$ 20,7	1,0 $\pm$ 4,5
Kobiety	96,2 $\pm$ 19,3*	38,2 $\pm$ 35,2*	-2,4 $\pm$ 28,9	-0,7 $\pm$ 6,1
prędkość chodu [m/s]	0,26 $\pm$0,12*	0,85 $\pm$0,13*	1,22 $\pm$0,22	1,15 $\pm$0,16
Mężczyźni	0,28 $\pm$ 0,12*	0,88 $\pm$ 0,12*	1,25 $\pm$ 0,23	1,21 $\pm$ 0,15
Kobiety	0,24 $\pm$ 0,10*	0,81 $\pm$ 0,13*	1,15 $\pm$ 0,19	1,07 $\pm$ 0,14
częstotliwość kroczenia [kroki/s]	0,87 $\pm$0,51*	1,60 $\pm$0,27*	1,81 $\pm$0,47	1,91 $\pm$0,29
Mężczyźni	0,83 $\pm$ 0,47*	1,63 $\pm$ 0,26*	1,88 $\pm$ 0,46	1,87 $\pm$ 0,28
Kobiety	0,94 $\pm$ 0,57*	1,54 $\pm$ 0,28**	1,66 $\pm$ 0,47	1,95 $\pm$ 0,31

* istotne na poziomie $p<0,01$;

** istotne na poziomie $p<0,05$;

Dla kończyny operowanej w badaniu pierwszym zauważyć możemy znacząco wydłużone końcowe podwójne podparcie oraz krótkie początkowe podwójne i pojedyncze podparcie w porównaniu do badań późniejszych i grupy kontrolnej.

C) Charakterystyka zakresu ruchu w stawie kolanowym

Parametry biomechaniczne opisujące charakterystykę kątową dokładnie oddają charakter zmian położenia kąтового w stawie kolanowym. Wszystkie wartości kątowe (z wyjątkiem wartości kąta na początku podporu k_{HS}) uległy istotnym zmianom w trakcie fizjoterapii. Wartość kąta w momencie pierwszego kontaktu (k_{HS}) była największa w badaniu pierwszym i stopniowo malała. Zmiany te jednak nie były duże w porównaniu do rozrzutu otrzymanych wyników. Różniły się średnio najpierw o 6%, później o 9% pomiędzy kolejnymi badaniami. Wartość kąta maksymalnego zgięcia na początku pojedynczego podparcia (k_1) istotnie wzrosła dla kobiet i mężczyzn średnio 1,5 raza pomiędzy badaniem pierwszym i drugim oraz o 22% pomiędzy badaniem drugim i trzecim.

Tabela 6. Wyniki pomiaru podstawowych parametrów czasowych chodu dla kończyny operowanej. Wartości średnie i odchylenia standardowe dla kończyny operowanej dla kobiet, mężczyzn i wartości średnie.

parametry	Grupa ACL (N=86)			Grupa K (N=75)
	Bad.1 (2–4 t.)	Bad.2 (5–8 t.)	Bad.3 (8–12 t.)	
kąt k_{HS} [°]	8,7 ±2,3	8,2 ±2,3	7,5 ±2,2	7,59 ±3,36
Mężczyźni	8,8 ±2,2	8,0 ±2,2	7,7 ±2,1	7,83 ±3,61
Kobiety	8,5 ±2,3	8,3 ±2,3	7,1 ±2,2	7,38 ±2,99
kąt k_1 [°]	10,0 ±4,1*	15,1 ±1,5*	18,4 ±1,2	19,0 ±1,6
Mężczyźni	9,9 ±4,9*	15,1 ±1,0*	18,3 ±1,0**	19,1 ±1,9
Kobiety	10,1 ±3,6*	15,2 ±1,9*	18,4 ±1,4	18,7 ±1,1
czas t_{k1} [s]	13,8 ±2,5	12,9 ±2,6*	12,6 ±3,0	12,4 ±2,3
Mężczyźni	14,4 ±2,1**	12,5 ±2,2*	12,7 ±3,4	12,4 ±2,1
Kobiety	13,5 ±2,9	13,5 ±3,6*	12,5 ±2,9	12,5 ±2,6
kąt k_2 [°]	8,2 ±2,8*	5,8 ±2,4*	4,9 ±1,7	4,8 ±2,9
Mężczyźni	8,0 ±2,8	6,0 ±2,5*	5,0 ±1,8	4,7 ±3,1
Kobiety	8,4 ±2,8*	5,3 ±2,1*	4,8 ±1,5	4,9 ±2,5
czas t_{k2} [s]	40,7 ±4,3**	39,1 ±4,4**	39,9 ±4,6	39,7 ±3,3
Mężczyźni	39,3 ±3,8**	38,8 ±3,9**	39,5 ±3,8	39,3 ±2,8
Kobiety	40,2 ±4,8*	49,6 ±5,0*	40,1 ±4,9	40,2 ±3,9
kąt k_{TO} [°]	29,5 ±4,3*	34,8 ±4,1*	39,7 ±3,5	39,4 ±5,9
Mężczyźni	29,3 ±4,4*	34,7 ±4,3*	40,1 ±3,5	39,3 ±6,0
Kobiety	29,9 ±4,1*	35,0 ±4,0*	38,8 ±3,5	39,8 ±5,8
kąt k_3 [°]	29,7 ±4,9*	55,0 ±7,5*	63,8 ±5,3	63,1 ±9,2
Mężczyźni	30,0 ±4,7*	55,0 ±8,3*	64,5 ±5,6	62,5 ±10,5
Kobiety	29,3 ±5,3*	55,0 ±6,5*	62,4 ±4,3	63,7 ±7,0
czas t_{k3} [s]	77,1 ±5,6**	75,2 ±5,4	71,8 ±7,3	73,2 ±4,5
Mężczyźni	78,0 ±5,5	77,3 ±4,9	71,0 ±7,0	73,2 ±4,4
Kobiety	74,7 ±5,9**	70,9 ±6,6	73,0 ±7,9	73,1 ±4,7
kąt k_4 [°]	4,2 ±1,8*	1,9 ±1,5*	1,1 ±1,1	1,1 ±2,5
Mężczyźni	4,3 ±1,8*	2,0 ±1,5*	0,9 ±1,0	1,0 ±2,3
Kobiety	4,1 ±1,9*	1,8 ±1,5	1,6 ±1,3	1,3 ±2,9
Zakres ruchu [°]	25,3 ±6,3*	53,1 ±7,6*	62,8 ±5,4	62,3 ±10,2
Mężczyźni	25,8 ±5,3*	53,0 ±8,1*	63,7 ±5,7	61,9 ±11,4
Kobiety	22,1 ±10,3*	53,2 ±6,9*	60,9 ±4,5	62,6 ±8,4

* istotne na poziomie $p<0,01$; ** istotne na poziomie $p<0,05$;

Średnia wartość minimalnego kąta w podporze pojedynczym (k_2) zmniejszyła się istotnie z wartości początkowej 8,2° do wartości 5,8° w badaniu drugim i 4,9° w badaniu trzecim. W fazie

wymachu maksymalna wartość zgięcia w stawie kolanowym zwiększyła się znacząco od wartości 29,7° do wartości 55,0° (o 85%) w badaniu drugim i 63,8° (o kolejne 16%) w badaniu trzecim. W każdym badaniu odnotowano wystąpienie lokalnego minimum wartości kąta w wymachu zaraz przed postawieniem ponownym stopy. Przy czym wartość kąta (k_4) znacząco zmalała pomiędzy badaniem pierwszym a drugim (o 54%) oraz zmalała pomiędzy badaniem drugim a trzecim (o kolejne 42%).

Bardzo istotnej zmianie uległ zakres ruchu, przy czym w badaniu drugim zakres ruchu zwiększył się o 110% w stosunku do badania pierwszego, a w badaniu trzecim o ok. 18% w porównaniu do wartości z badania drugiego. Pomiedzy wynikiem dla mężczyzn i kobiet pomiędzy badaniem pierwszym a drugim zakres ruchu wzrósł o 105% u mężczyzn i o 141% u kobiet. Różnica ta nie była istotna statystycznie przez wzgląd na duże odchylenie standardowe wyników.

D) Trajektoria ogólnego środka ciężkości

Położenie pionowe istotnie różnicuje chód pacjentów w poszczególnych badaniach. W pierwszej części wykresu (dla kończyny operowanej) położenie minimalne w fazie początkowego podwójnego podparcia (h_{min1}) istotnie zmniejsza się (jest ujemne) w czasie fizjoterapii.

Tabela 7. Wybrane wyniki pomiaru charakterystyki OSC.

Wartości średnie i odchylenia standardowe dla kończyny operowanej dla kobiet, mężczyzn i wart. średnie.

parametry	Grupa ACL (N=86)			Grupa K (N=75)
	Bad.1 (2–4 t.)	Bad.2 (5–8 t.)	Bad.3 (9–12 t.)	
h_{min1} [N]	-0,013 ±0,002*	-0,020 ±0,005**	-0,023 ±0,003	-0,021 ±0,006
Mężczyźni	-0,013 ±0,002*	-0,020 ±0,005	-0,023 ±0,004	-0,021 ±0,006
Kobiety	-0,014 ±0,002*	-0,020 ±0,004**	-0,023 ±0,003	-0,021 ±0,005
h_{max1} [N]	0,014 ±0,005*	0,020 ±0,006	0,023 ±0,016	0,020 ±0,006
Mężczyźni	0,014 ±0,005*	0,021 ±0,006	0,023 ±0,004	0,020 ±0,006
Kobiety	0,013 ±0,006*	0,019 ±0,005	0,024 ±0,027	0,020 ±0,006
h_{min2} [N]	-0,014 ±0,002*	-0,020 ±0,004	-0,023 ±0,003	-0,021 ±0,006
Mężczyźni	-0,013 ±0,002*	-0,020 ±0,004	-0,023 ±0,003	-0,021 ±0,006
Kobiety	-0,014 ±0,002*	-0,021 ±0,004	-0,023 ±0,003	-0,021 ±0,006
h_{max2} [N]	0,014 ±0,005*	0,020 ±0,005	0,024 ±0,016	0,020 ±0,006
Mężczyźni	0,014 ±0,005*	0,021 ±0,005	0,023 ±0,004	0,020 ±0,006
Kobiety	0,013 ±0,006*	0,018 ±0,005	0,024 ±0,028	0,020 ±0,006
amplituda [N]	0,027 ±0,006*	0,040 ±0,004*	0,045 ±0,003	0,041 ±0,002
Mężczyźni	0,028 ±0,006*	0,041 ±0,004*	0,046 ±0,002	0,041 ±0,002
Kobiety	0,027 ±0,005*	0,039 ±0,004*	0,045 ±0,002	0,041 ±0,002
wsp. asym.W2 amp.[%]	-33,4 ±9,2*	9,1 ±5,1	-2,8 ±6,9	–
Mężczyźni	-32,8 ±8,8*	9,9 ±5,0	-0,8 ±6,3	–
Kobiety	-34,5 ±10,1*	7,6 ±5,2	-3,9 ±9,0	–
energia potencji [J]	20,0 ±1,3*	29,6 ±1,7*	33,3 ±1,9**	30,3 ±0,6
Mężczyźni	21,3 ±1,6*	30,8 ±1,9*	35,5 ±2,0*	31,3 ±0,6
Kobiety	17,5 ±1,2*	25,6 ±1,5*	28,7 ±1,9	28,7 ±0,7
wzgl. en.potenc [N]	0,093 ±0,017*	0,078 ±0,010*	0,058 ±0,009*	0,065 ±0,003
Mężczyźni	0,091 ±0,012*	0,079 ±0,010*	0,060 ±0,007	0,063 ±0,002
Kobiety	0,099 ±0,020*	0,077 ±0,009*	0,058 ±0,013*	0,068 ±0,003
wsp. asym.W2 ener.[%]	18,2 ±7,2*	3,7 ±7,1*	-6,1 ±9,8	–
Mężczyźni	11,9 ±7,8*	4,2 ±7,1*	-5,6 ±9,3	–
Kobiety	28,7 ±6,5*	2,9 ±7,3*	-7,0 ±10,5	–

* istotne na poziomie $p<0,01$; ** istotne na poziomie $p<0,05$;

Pomiędzy badaniem pierwszym i drugim zmiana wyniosła średnio 54%, a między badaniem drugim i trzecim 15%. Położenie $h_{\min}$ w badaniu końcowym okazało się niższe (o 9%) od średniego położenia dla grupy kontrolnej. Położenie maksymalne dla podporu pojedynczego na kończynie operowanej istotnie wzrosło pomiędzy badaniem pierwszym i drugim o ponad 40% (z czego więcej dla mężczyzn – o 50%) a pomiędzy badaniem drugim i trzecim o kolejne 15%.

Amplituda pionowych wychyleń OSC wzrosła istotnie pomiędzy badaniem pierwszym i drugim o 48%, a pomiędzy badaniem drugim i trzecim o ok. 13%. Amplituda wahań pionowych u pacjentów w końcowym badaniu jest większa (średnio o ok. 9%) od wyniku dla grupy kontrolnej. Tym razem różnica ta jest istotna statystycznie.

Z porównania amplitudy i energii potencjalnej widać, że pomimo tego, że pacjenci w pierwszych tygodniach fizjoterapii mają małą amplitudę (2,7%), koszt energetyczny (energia potencjalna) jest największy.

E) Siła reakcji podłoża

Tabela 8. Wyniki pomiaru podstawowych parametrów siły reakcji podłoża metodą filmową. Wartości średnie i odchylenia standardowe dla kończyny operowanej dla kobiet i mężczyzn.

parametry	Grupa ACL (N=86)			Grupa K (N=75)
	Bad.1 (2–4 t.)	Bad.2 (5–8 t.)	Bad.3 (9–12 t.)	
FTO [BW]	0,70 ±0,06*	0,81 ±0,08	0,82 ±0,08	0,82 ±0,05
Mężczyźni	0,71 ±0,06*	0,81 ±0,08	0,82 ±0,08	0,82 ±0,05
Kobiety	0,70 ±0,06*	0,82 ±0,07	0,82 ±0,07	0,82 ±0,05
F1 [BW]	0,91 ±0,06*	1,07 ±0,09*	1,19 ±0,11	1,17 ±0,02
Mężczyźni	0,91 ±0,06*	1,08 ±0,09*	1,20 ±0,12	1,17 ±0,02
Kobiety	0,92 ±0,06*	1,05 ±0,08*	1,17 ±0,08	1,16 ±0,02
t F1 [s]	0,11 ±0,07	0,13 ±0,01**	0,15 ±0,04	0,15 ±0,00
Mężczyźni	0,11 ±0,07	0,13 ±0,02**	0,15 ±0,03	0,15 ±0,00
Kobiety	0,11 ±0,08	0,13 ±0,01*	0,14 ±0,05	0,15 ±0,01
(LR) gradient F1 [BW/s]	8,5 ±0,1*	8,2 ±0,6	8,1 ±0,3	8,0 ±0,1
Mężczyźni	8,5 ±0,1*	8,1 ±0,6	8,0 ±0,2	8,0 ±0,1
Kobiety	8,4 ±0,2**	8,2 ±0,5*	8,1 ±0,3	8,0 ±0,0
F2 [BW]	0,87 ±0,07*	0,81 ±0,06*	0,80 ±0,18	0,81 ±0,05
Mężczyźni	0,86 ±0,06*	0,79 ±0,06*	0,78 ±0,18	0,81 ±0,05
Kobiety	0,88 ±0,09*	0,84 ±0,06*	0,81 ±0,19	0,80 ±0,05
F3 [BW]	0,90 ±0,06*	1,05 ±0,09*	1,17 ±0,12	1,11 ±0,03
Mężczyźni	0,90 ±0,06*	1,06 ±0,09*	1,19 ±0,12	1,11 ±0,03
Kobiety	0,91 ±0,07*	1,05 ±0,08*	1,14 ±0,13	1,12 ±0,02
T _{Sw} –t F1 [s]	0,18 ±0,03*	0,20 ±0,03*	0,17 ±0,02	0,16 ±0,01
Mężczyźni	0,17 ±0,03*	0,20 ±0,03*	0,17 ±0,02	0,16 ±0,01
Kobiety	0,18 ±0,04*	0,21 ±0,03*	0,18 ±0,03	0,16 ±0,02
(ULR) gradient F3 [BW/s]	5,2 ±0,2	5,3 ±0,5*	6,8 ±0,3	7,0 ±0,1
Mężczyźni	5,2 ±0,2	5,3 ±0,6*	6,8 ±0,3	7,0 ±0,1
Kobiety	5,1 ±0,3	5,2 ±0,5*	6,7 ±0,4	7,0 ±0,2
FHS [BW]	0,67 ±0,10*	0,81 ±0,09	0,80 ±0,05	0,82 ±0,09
Mężczyźni	0,67 ±0,09*	0,82 ±0,09**	0,80 ±0,05	0,82 ±0,08
Kobiety	0,67 ±0,15*	0,80 ±0,08	0,81 ±0,07	0,81 ±0,09
wsp asymetrii W2 F _{max} [%]	-22,1 ±5,2*	-8,9 ±7,5*	-1,1 ±8,9	–
Mężczyźni	-22,4 ±5,0*	-8,1 ±7,8*	1,7 ±9,3	–
Kobiety	-21,7 ±5,5*	-10,1 ±7,0*	-3,8 ±7,0	–
wsp asymetrii W2 LR [%]	5,6 ±1,3*	1,0 ±7,0	0,2 ±1,4	–
Mężczyźni	5,6 ±1,3*	0,3 ±7,4	0,4 ±1,4	–
Kobiety	5,4 ±1,4*	2,0 ±6,3	-0,1 ±1,5	–

* istotne na poziomie $p<0,01$; ** istotne na poziomie $p<0,05$;

Wyniki pomiaru dynamiki ruchu istotnie różnicują chód osób badanych w poszczególnych okresach badawczych procesu fizjoterapii. Największą istotność zmian wykazały wartości siły reakcji F1, F2 i F3 oraz szybkości narastania wartości siły LR i ULR. Wartość siły reakcji na końcu podwójnego podparcia F_{TO} wzrosła istotnie (o ok. 16%) pomiędzy badaniem pierwszym i drugim. Pomiędzy badaniem drugim i trzecim wzrosła zaledwie o 1% i wzrost ten nie był istotny. Podobne zmiany zauważono w pomiarze wartości siły na początku końcowego podwójnego podparcia F_{HS} . Siła reakcji F_{HS} wzrosła o 21% pomiędzy badaniem pierwszym a drugim oraz o nieznaczący 1% pomiędzy badaniem drugim a trzecim. Maksymalna wartość siły F1 wzrosła znacząco średnio o 18% pomiędzy badaniem pierwszym a badaniem drugim oraz o kolejne 9 % pomiędzy badaniem drugim a badaniem trzecim. Lokalne minimum siły w środku podporu istotnie malało w trakcie postępowania fizjoterapeutycznego. Pomiędzy badaniem pierwszym a badaniem drugim zmalało istotnie o 7%, a po między badaniem drugim a badaniem trzecim zmalało nieistotnie o 1%. Druga wartość maksymalna charakterystyki siły (F3) pomiędzy kolejnymi badaniami najpierw wzrosła istotnie o 17% a potem o kolejne znaczące 11%.

Szybkość narastania siły (LR) zmniejsza się istotnie pomiędzy badaniem pierwszym i drugim o 5% natomiast pomiędzy badaniem drugim i trzecim o kolejne 1%. Szybkość spadku siły (końcowy gradient F3) nieznaczaco zwiększył się pomiędzy badaniem pierwszym i drugim (średnio o 2%) i znacząco (o 28%) pomiędzy badaniem drugim i trzecim.

ANALIZA WYNIKÓW

W fizjoterapii metoda oceny chodu opiera się najczęściej na mało dokładnej i subiektywnej ocenie wzrokowej lub funkcjonalnej (pomiaru liniowe i kątowe, testy mięśniowe, badania dynamometryczne, testy związane z metodami kinezyterapii lub ocena wydolności wysiłkowej). Trudno ocenić chód jedynie za pomocą obserwacji wzrokowej, gdyż jest to proces dynamiczny i złożony. W związku z tym należy zastosować bardziej obiektywne i rzetelne narzędzia. Jednym z nich jest komputerowa i przestrzenna analiza chodu.

Monitoring wartości parametrów mierzonych w eksperymencie dostarczył wiele istotnych informacji o chodzie osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Jak wykazano powyżej, chód osób w pierwszym badaniu cechuje mocno skrócony czas podporu na kończynie operowanej i wydłużony czas jej wymachu. Badani, prawdopodobnie, odczuwając barierę psychiczną przed samodzielnym podparciem się na operowanej kończynie wydłużali czas podwójnego podparcia – fazę poprzedzającą podpór pojedynczy; „odbijali się” mocno na kończynie zdrowej i przeskakiwali lekko podpierając się na kończynie chorej. Stąd wynika bardzo krótka faza pojedynczego podparcia na kończynie operowanej i wymachu na kończynie zdrowej. Dla kończyny operowanej w badaniu pierwszym dodatkowo zauważyć można znacząco wydłużone końcowe podwójne podparcie oraz krótkie początkowe podwójne i pojedyncze podparcie w porównaniu do badań późniejszych i grupy kontrolnej. Ponieważ w pierwszym badaniu grupy eksperymentalnej wydłużeniu uległ bezwzględny czas podporu, spowodowało to zachwianie proporcji pomiędzy fazami chodu. Wydłużeniu uległy wszystkie pozostałe bezwzględne czasy wystąpienia wartości kątowych charakterystyki kinematycznej stawu kolanowego. Ich stosunek do czasu trwania cyklu nie uległ statystycznie istotnej zmianie. Parametry czasowe miały jedynie tendencję opóźnionego wystąpienia na samym początku trwania podporu. Zmniejszające się zgięcie w stawie kolanowym w czasie fizjoterapii świadczy o stopniowej poprawie wyprost w stawie kolanowym w podporze u badanych osób. Z analizy wyników można wnioskować, że największy dynamizm w zmianie parametrów kątowych chodu przypada na okres między pierwszym a drugim badaniem. Okres pomiędzy drugim a ósmym tygodniem jest krytycznym etapem w fizjoterapii osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Do podobnych konkluzji doszli Andriacchi [20] oraz Shin i wsp. [21].

Program fizjoterapii a parametry opisujące chód

W literaturze spotkać można wiele parametrycznych kryteriów oceny chodu patologicznego. Dlatego w pracy podjęto próbę wyodrębnienia tych parametrów, które można zbadać prostą techniką filmową, które istotnie oraz wyczerpująco opisują zmiany w mechanice narządu ruchu w czasie fizjoterapii i przy zastosowaniu stosunkowo niewielkich nakładów (programu komputerowego analizy ruchu oraz dwóch kamer filmowych).

Z analizy wariancji istotności różnic pomiędzy ostatnim badaniem dla grupy eksperymentalnej a wynikiem badania grupy kontrolnej wynika, że pomimo tego, że pacjenci osiągnęli zadowalające wartości parametrów chodu (co więcej, średnia prędkość chodu oraz średni względny czas podporu był większy niż dla osób zdrowych) wiele parametrów biomechanicznych wykazuje istotne różnicowanie w stosunku do grupy kontrolnej. Istotną różnicę (na niekorzyść chodu pacjentów w badaniu końcowym) można zaobserwować przede wszystkim w symetrii chodu. Wysoki wskaźnik asymetrii w długości kroku, w prędkości chodu, w czasie podporu, w zakresie ruchu oraz w energii potencjalnej świadczy wciąż o dużej dysproporcji w chodzie pomiędzy kończynami osób badanych w 8-12 tygodniu po rekonstrukcji a chodem wzorcowym.

W pracy monitorowano zmianę **ponad siedemdziesięciu** różnych parametrów biomechanicznych opisujących chód osób badanych. Wiele z tych parametrów (tj. prędkość chodu, częstotliwość kroczenia, długość kroku, czas podporu) wykazało brak istotnych różnic pomiędzy badaniem w 9-12 tygodniu a badaniem dla grupy kontrolnej, co mogłoby przy ocenie wzrokowej chodu sugerować, że przywrócono pacjentom chód naturalny. Analiza bardziej szczegółowa wykazała jednak, że wciąż w wielu przypadkach nie udało się odtworzyć pacjentom w pełni wzorca chodu prawidłowego. Te spostrzeżenia potwierdzają też badania innych autorów [22, 23, 24, 25, 26].

Na podstawie międzynarodowych norm w zakresie pomiaru parametrów chodu człowieka wprowadzonych przez Komisję Standaryzacji i Terminologii przy Międzynarodowym Towarzystwie Biomechaniki [9,27,28] badane w pracy, biomechaniczne parametry chodu, podzielone zostały na pięć grup systematycznych: (1) przestrzenne, (2) czasowe, (3) charakterystyki kątowe w stawie kolanowym, (4) energetyczne i (5) dynamiczne oraz dwie grupy nadrzędne: (1) podstawowe i (2) dodatkowe. Podział na parametry podstawowe (przestrzenne, czasowe, charakterystyki kątowe w st. kolanowym) i dodatkowe (energetyczne i dynamiczne), czyli takie, których uzyskanie wymaga dokonania analizy kinematyki wszystkich segmentów ciała i zastosowania modelu wyznaczania ogólnego środka ciężkości, co jest bardziej pracochłonne i wydłuża czas uzyskania wyników.

Biorąc pod uwagę wyniki testu t-Studenta i testu jednorodności wariancji F Browna-Forsythe'a oraz wynik testu post-hoc w analizie wariancji ANOVA można zauważyć, że największe istotne zmiany podczas procesu fizjoterapii wystąpiły w parametrach podstawowych, tj. (1) długość kroku pojedynczego kończyny operowanej, (2) długość kroku podwójnego, (3) asymetria kroczenia, (4) względny czas podparcia na kończynie operowanej, (5) względny czas podparcia pojedynczego na kończynie operowanej, (6) asymetria podporu, (7) średnia prędkość chodu (8) kąt maksymalnego zgięcia w podporze pojedynczym (k1), (9) kąt maksymalnego wyprost w podporze pojedynczym, (10) kąt maksymalnego zgięcia w wymachu, (11) zakres ruchu w stawie kolanowym (alternatywa dla pomiaru wartości k1, k2 i k3), (12) asymetria zakresu ruchu; oraz dodatkowych tj. (13)

minimalne pionowe obniżenie OSC, (14) maksymalne pionowe uniesienie OSC, (15) amplituda wychyleń pionowych OSC, (16) asymetria wychyleń pionowych, (17) względna energia potencjalna, (18) asymetria energii potencjalnej, (19) maksymalna siła na początku pojedynczego podparcia, (20) szybkość narastania siły maksymalnej, (21) minimum lokalne siły na środku podparcia pojedynczego, (22) maksymalna siła na końcu pojedynczego podparcia i (23) szybkość ubywania siły na końcu pojedynczego podparcia.

Parametry 1 i 2 opisują chód odbywający się w przestrzeni. Parametry czasowe 4-7 charakteryzują czas istotnych faz, które zmieniają się znacząco podczas patologii chodu. W połączeniu z parametrami przestrzennymi kompleksowo opisują one kinematykę chodu. Wagę zastosowania tych parametrów w analizie patologii chodu potwierdzają także badania Stansfielda i wsp., Bateni'ego i Olney'a, Prętkiewicz-Abacjew oraz Busa [29,30,31,32]. W monitoringu procesu fizjoterapii osób z obrażeniami układu ruchu kluczowy jest pomiar dynamicznego zakresu ruchu, który jest istotowo różny od zakresu czynnego mierzonego w statyce. Szczegółowa charakterystyka zginania-prostowania w stawie kolanowym może być wyznaczona kompleksowo poprzez pomiar wartości parametrów nr 8, 9 i 10 zamiennie z parametrem nr 12. Współczynniki asymetrii chodu: dla długości kroku (3), czasu podporu (6) oraz zakresu ruchu w stawie kolanowym (12), jak wykazano wcześniej, są ważnym kryterium porównawczym dla chodu w obrębie już tego samego badania.

Wykorzystanie parametrów dodatkowych w analizie chodu uzależnione jest od czasu przeprowadzonej analizy oraz dostępnej techniki pomiarowej, ale jak wykazano w pracy stosunkowo niewielkim nakładem pracy i bez obecności platformy dynamometrycznej można dokonać ich pomiaru. Pomiar amplitudy wychyleń ogólnego środka ciężkości daje możliwość prześledzenia względnych zmian w wydatku energetycznym (energii mechanicznej). Energia mechaniczna jest cennym źródłem informacji o wydajności chodu [33,34,35]. Pomiar ten może być dobrą alternatywą dla fizjologicznego pomiaru kosztu energetycznego [36,37,38]. Pomiar wartości parametrów siły reakcji podłoża: ekstremalnych wartości sił (parametr nr 19, 20 i 21) oraz szybkość narastania (20) i spadku (23) tych sił dostarcza informacji na temat dynamiki chodu, czyli wartości sił (reakcji - obciążeń) działających na stopę, które przenoszą się w odpowiednich proporcjach na górne stawy. Ma to duże znaczenie z punktu widzenia prewencji powtórnej kontuzji u osób z obrażeniami w obrębie kończyn dolnych.

Opisanie chodu zaproponowanymi powyżej parametrami powinno kompleksowo scharakteryzować chód osoby badanej. Jest to sugerowany zbiór dwunastu lub dwudziestu trzech parametrów istotnie opisujących zmiany w mechanice chodu i warunkujących prawidłowy przebieg fizjoterapii osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Chcąc znacznie uprościć analizę otrzymanych wyników, dla wygody interpretacji parametrów przez klinicystów w ocenie mechaniki osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, zaproponowano liczbę parametrów zawęzić do trzynastu:

a) parametry <u>podstawowe</u> :
(1) długość kroku pojedynczego kończyny operowanej i (2) asymetria długości kroku; (3) względny czas podparcia na kończynie operowanej i (4) asymetria podporu; (5) średnia prędkość chodu (6) zakres ruchu w stawie kolanowym i (7) asymetria zakresu ruchu;
b) parametry <u>dodatkowe</u> :
(8) amplituda wychyleń pionowych OSC i (9) asymetria wychyleń pionowych OSC; (10) względna energia potencjalna i (11) asymetria energii potencjalnej; (12) maksymalna siła na początku pojedynczego podparcia i (13) szybkość narastania siły maksymalnej.

W zależności od potrzeb badania można wykorzystać pierwszą zaproponowaną grupę (dwudziestu trzech) parametrów lub drugą (trzynastu). Grupa pierwsza opisuje mechanikę chodu w większych szczegółach (do zastosowania np. w badaniach naukowych), ale może być trudniejsza do uchwycenia dla potencjalnego klinicysty. Grupa druga, poprzez wyeliminowanie dziesięciu współzależnych parametrów, może w wystarczający sposób opisać postępowanie fizjoterapeutyczne.

Amplituda ogólnego środka ciężkości a wydatek energetyczny

Hipoteza nr 2 odnośnie zmniejszania się amplitudy wychyleń ogólnego środka ciężkości oraz związanym z nim zmniejszaniem się energii potencjalnej ostatecznie potwierdziła się, choć wynik był zaskakujący. Wbrew oczekiwaniom, okazało się że amplituda w poszczególnych badaniach istotnie rośnie, a w związku z tym rośnie też energia potencjalna chodu. Zwiększenie amplitudy spowodowane było większym dynamizmem ruchu, a przede wszystkim dłuższym krokiem [39,40]. Dopiero, po przeanalizowaniu kosztu pokonania przez osobę badaną jednostkowej odległości (np. jednego metra) i wyeliminowaniu wpływu masy na energię mechaniczną (tzn. przeprowadzi się normalizację tego parametru) energia potencjalna wykazuje istotne zmniejszenie wartości z czasem fizjoterapii.

Siła reakcji podłoża jako ilościowy i jakościowy miernik lokomocji

Wyniki pomiaru siły reakcji podłoża metodą pośrednią (filmową) bardzo dobrze korelują z wynikami metody bezpośredniej (platforma Kistler) oraz z wynikami pomiarów innych autorów. Jednym z podstawowych parametrów charakteryzujących siłę reakcji jest jej maksymalna wartość na początku podwójnego podparcia oraz szybkość narastania (loading rate). Schaffner i wsp. [41]

badając chód astronautów w różnych warunkach pola grawitacyjnego dla zwykłych warunków (1g) otrzymali wartości $F_{\max}=1.17BW$, $LR=7.29BW/s$, natomiast McCrory i wsp. [42] uzyskali wyniki niższe - odpowiednio: $1.02BW$ i $5.22BW/s$. Wyniki Schaffnera zdają się potwierdzać z wynikami Stacoffa i wsp. [43], którzy uzyskali wartości $F_{\max}=1.19BW$ i $LR=7.92BW/s$.

Metoda filmowa pomiaru siły reakcji, jak wykazano wcześniej, daje w kilku wskaźnikach istotnie zawyżone wartości. ale na potrzeby oceny postępów fizjoterapii, metoda ta może być uznana za metodę alternatywną do metody bezpośredniej, a wykorzystanie jej jako istotny wskaźnik postępu procesu fizjoterapii (w którym interesuje nas przede wszystkim względna zmiana wartości siły reakcji) za w pełni uzasadnione (hipoteza nr 3 o tożsamości metody filmowej (pośredniej) z metodą bezpośrednią pomiaru siły reakcji podłoża).

WNIOSKI

1. Parametry biomechaniczne podstawowe (tj. przestrzenne: długość kroku pojedynczego kończyny operowanej długość kroku podwójnego i asymetria kroczenia; czasowe: średnia prędkość chodu, względny czas podparcia na kończynie operowanej, względny czas podparcia pojedynczego na kończynie operowanej i asymetria podporu; kątowe: kąt maksymalnego zgięcia w podporze pojedynczym, kąt maksymalnego wyprost w podporze pojedynczym, kąt maksymalnego zgięcia w wymachu, asymetria zginania i prostowania, zakres ruchu w stawie kolanowym i asymetria zakresu ruchu) i dodatkowe (tj. energetyczne: minimalne pionowe obniżenie OSC, maksymalne pionowe uniesienie OSC, amplituda wychyleń pionowych OSC, asymetria wychyleń pionowych, względna energia potencjalna i asymetria energii potencjalnej, oraz dynamiczne: maksymalna siła na początku pojedynczego podparcia (F_1), szybkość narastania siły maksymalnej, minimum lokalne siły na środku podparcia pojedynczego, maksymalna siła na końcu pojedynczego podparcia i szybkość ubywania siły maksymalnej na końcu podwójnego podparcia) istotnie różnicują chód osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.
2. Biomechaniczne parametry chodu zmieniają się istotnie w trakcie procesu fizjoterapii, a w szczególności:
 - a) **istotnie rośnie**: długość kroku pojedynczego kończyny operowanej; długość kroku podwójnego; względny czas podparcia na kończynie operowanej; średnia prędkość chodu; względny czas podparcia pojedynczego na kończynie operowanej; kąt maksymalnego zgięcia w podporze pojedynczym; kąt maksymalnego wyprost w podporze pojedynczym; kąt maksymalnego zgięcia w wymachu; zakres ruchu w stawie kolanowym; maksymalne pionowe uniesienie OSC; amplituda wychyleń pionowych OSC; maksymalna siła na początku pojedynczego podparcia; szybkość narastania siły maksymalnej; maksymalna siła na końcu pojedynczego podparcia; szybkość ubywania siły maksymalnej na końcu pojedynczego podparcia;
 - b) **istotnie maleje**: asymetria kroczenia; asymetria podporu; asymetria zginania i prostowania; minimalne pionowe obniżenie OSC; asymetria wychyleń pionowych; względna energia potencjalna; asymetria energii potencjalnej; minimum lokalne siły na środku podparcia pojedynczego;
3. Wydatek energetyczny (względna energia potencjalna) szacowany na podstawie pionowych wychyleń OSC człowieka zmniejsza się istotnie w kolejnych tygodniach fizjoterapii i może być parametrem determinującym chód naturalny człowieka.
4. Siła reakcji podłoża uzyskana w pomiarze pośrednim (z kinematyki ruchu OSC) jest tożsama z pomiarem bezpośrednim i może być użyta w pomiarze dynamiki chodu.

Podsumowanie

Opracowana metoda analizy chodu (wyodrębnienie istotnych wskaźników chodu, programem komputerowy i algorytm obliczeń) może być użytecznym narzędziem pomocnym klinicystom w obiektywnej ocenie lokomocji osób w różnych zaburzeniach narządu ruchu. Autor prowadzi owocną współpracę z ośrodkiem fizjoterapii przy Wyższej Szkole Fizjoterapii we Wrocławiu oraz z Kliniką Chirurgii Urazowej i Ortopedii w 4 Wojskowym Szpitalu Klinicznym z Polikliniką we Wrocławiu. Nawiązał także współpracę z Oddziałem Ortopedii i Chirurgii Kolana Szpitala Specjalistycznego „EuroMediCare” we Wrocławiu. Wychodząc naprzeciw zapotrzebowaniu tego typu ośrodków w Polsce, w pierwszej kolejności, wyniki analiz mogą posłużyć weryfikacji programu fizjoterapii stosowanego w tych ośrodkach. Znalazienie nieprawidłowych wzorców ruchowych zgodnie z zaburzeniami funkcjonalnymi pozwoli fizjoterapeutom na lepsze dostosowanie metod usprawniania do indywidualnych potrzeb pacjentów. Sporządzane raporty z przeprowadzonych badań stanowią dla klinicysty i fizjoterapeuty cenne źródło informacji o stanie układu ruchu osoby badanej i dokumentację z przebiegu postępowania fizjoterapeutycznego. Dla pacjenta, jest to informacja zwrotna z autoanalizą własnych postępów leczenia.

O wartości poznawczej pracy i stosowanej w niej procedurze diagnostycznej układu ruchu człowieka może świadczyć fakt wyróżnienia prezentowanych wyników badania pilotażowego na międzynarodowej konferencji towarzystwa European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology (EFORT) we Florencji w tym roku.

Duża liczba przebadanych osób, to możliwość stworzenia bazy danych kinematycznych do wykorzystania w ramach współpracy z innymi ośrodkami badawczymi tego typu w kraju i Europie. (Chęć takiej współpracy wyraziła np. Pracownia Diagnostyki Narządu Ruchu w Klinice Fizjoterapii Pediatricznej IPCZD w Warszawie kierowana przez M. Syczewską.) Stworzenie procedury badawczej dla posiadanego systemu analizy ruchu, na przykładzie osób po rekonstrukcji ACL, będzie przydatne w badaniu podstawowych form lokomocji człowieka: chodu, biegu, wchodzenia/schodzenia po schodach lub powierzchniach o zmiennym nachyleniu lub kształcie.

LITERATURA

1. Inman V.T., Ralston H.J., Todd F. (1981) Human walking. Baltimore, Williams & Wilkins.
2. Bober T. (1985) Biomechanika chodu i biegu. Wrocław, Studia i materiały AWF we Wrocławiu.
3. Winter D.A. (1979) Biomechanics of human movement. USA, John Wiley & Sons.
4. Whittle M.W. (1993) Gait analysis: An introduction (3rd Edition). Oxford, Butterworth-Heinemann.
5. Kirtley Ch. (2006) Clinical gait analysis: Theory and practice. Edinburgh, Elsevier.
6. Perry J. (1992) Gait analysis: Normal and pathological function. USA, SLACK Inc.
7. Kabsch A. (1966) Biomechaniczna ocena chodu w protezie osób amputowanych powyżej stawu kolanowego usprawnianych na obozach narciarskich. Poznań, Wydawnictwo AWF Poznań.
8. Dega W. (red) (1983) Ortopedia i rehabilitacja. Tom 1. Warszawa, PZWL.
9. Winter D.A. (1991) The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Ontario, Canada, University of Waterloo Press.
10. Kabsch A. (1994) Promocja Zdrowia. Przeciżenia narządów ruchu. Warszawa.
11. Kabsch A.: Kliniczna ocena chodu, w: Erdmann W.S. (Ed.) (1998) Lokomocja '98. Gdańsk, AWF Gdańsk. 28-36.
12. Dworak L.B., Maczyński J. (1995) Patomechanika wybranych typów lokomocji. Postępy rehabilitacji Tom IX, z.2: 61-71.
13. Gage J.R. (2004) Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy. Oxford, Mac Keith Press.
14. Syczewska M. (2001) Chód w obrazie analizy laboratoryjnej. Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja 3: 484-486.
15. Basmajian J.V., DeLuca C. (1985) Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography, Lippincott Williams & Wilkins.
16. Pasierbiński A., Jarzabek A. (2001) Biomechanics of cruciate ligaments. Acta Clinica 1: 284-293.
17. Czamara A. (2002) Analiza wyników dwóch pierwszych etapów programu fizjoterapii pacjentów po rekonstrukcjach więzadeł krzyżowych przednich stawów kolanowych. Medicina Sportiva 6(Supl.2): 39-50.
18. Czamara A. (2006) Ocena postępowania fizjoterapeutycznego po rekonstrukcji endoskopowej więzadła krzyżowego przedniego stawu kolanowego (rozprawa doktorska). Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie.
19. Perry J.: Problems and trends in rehabilitation, w: Berne N., Capozzo A. (1990) Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics. Worthington, Bertec Corporation. 337-350.
20. Andriacchi T.P.: Functional assessment of anatomical joints, w: Berne N., Capozzo A. (1990) Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics. Worthington, Bertec Corporation. 351-360.
21. Devita P., Hortobagyi T., Barer J. (1998) Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. Medicine & Science in Sports & Exercise 30(10): 1481-1488.
22. Kowalk D.L., Duncan J.A., McCue F.C., Vaughan C.L. (1997) Anterior cruciate ligament reconstruction and joint dynamics during stair climbing. Medicine & Science in Sports & Exercise 29(11): 1406-1413.
23. Wexler G., Hurwitz D.E., Bush-Joseph C.A., Andriacchi T.P., Bach B.R. Jr. (1998) Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. Clinical Orthopaedics & Related Research 348: 166-75.
24. Georgoulis A.D., Papadonikolakis A., Papageorgiou C.D., Mitsou A., Stergiou N. (2003) Three-Dimensional Tibiofemoral Kinematics of the Anterior Cruciate Ligament-Deficient and Reconstructed Knee during Walking. American Journal of Sport Medicine 31: 75-79.
25. Bulgheroni P., Bulgheroni M.V., Andriani L., Guffanti P., Giughello A. (1997) Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 5(1): 14-21.
26. Cavanagh P. (1992) Recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. Report from the ISB Committee for Standardization and Terminology, ISB Newsletter, nr.44 (02/03), str.5-9.
27. Wu G.E. (1992) ISB Newsletter nr.47 (08/09).
28. Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, Lawson AA, Mann AM, Loudon IR, Robb JE (2001) Sagittal Joint Kinematics, Moments, and Powers Are Predominantly Characterized by Speed of Progression not age, in normal children. Journal of Pediatric Orthopedics 21(3): 403-411.
29. Baleni H., Olney S.J. (2002) Kinematic and Kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait. Journal of Prosthetics & Orthotics 14(1): 2-12.
30. Prętkiewicz-Abacjew E. (2002) Kinematyka chodu a postawa ciała dzieci sześciolletnich. Gdańsk, AWF Gdańsk.
31. Bus S.A. (2003) Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. Medicine & Science in Sports & Exercise 35(7): 1167-1175.
32. Anderson F.C., Pandey M.G. (2001) Dynamic Optimization of Human Walking. Journal of Biomechanical Engineering 123: 381-386.
33. Jaworek K. (1992) Wskaźnikowa metoda oceny lokomocji dwunożnej człowieka na przykładzie chodu i biegu (rozprawa habilitacyjna). Warszawa, Prace Instytutu Biocybetyki i Inżynierii Biomedycznej, Zeszyt 32.
34. Derlatka M. (2002) Metoda analizy i oceny energetycznej chodu człowieka (rozprawa doktorska). Warszawa, IBIB Warszawa.
35. Cavagna G.A., Kaneko M. (1977) Mechanical work and efficiency in level walking and running. Journal of Physiology 268(2): 647-681.
36. Cavagna G.A., Tesio L., Fuchimoto T., Heglund N.C. (1983) Ergometric evaluation of pathological gait. Journal of Applied Physiology 55: 607.
37. Cavagna G.A., Willems P.A., Heglund N.C. (2000) The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. Journal of Physiology 528(3): 657-668.
38. Morawski J.: Psychomotoryka w lokomocji naturalnej i w sterowaniu środkami transportu w perspektywie cybernetyki, bioniki i teorii systemów, w: Erdmann W.S. (Ed.) (1998) Lokomocja '98. Gdańsk, AWF Gdańsk. 20-26.
39. Ernst K. (1992) Fizyka sportu. Warszawa, PWN.
40. Schaffner G., DeWitt J., Bentley J., Yamanova E., Kozlovskaya I., Hagan D. (2005) Effect of Load Levels of Subject Loading Device on Gait, Ground Reaction Force, and Kinematics during Human Treadmill Locomotion in a Weightless Environment. NASA/TN-2005-213169 <http://techreports.larc.nasa.gov/cgi-bin/TRS>: (2006).
41. McCrory J.L., White S.C. (2001) Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. Gait & Posture 14: 104.
42. Stacoff A., Diezi C., Luder G., Stüssi E., Kramers-de Quervain I.E. (2005) Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. Gait & Posture 21: 24-38.