

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



MODUL BIOMECHANIKA CHODU

Jednostka dydaktyczna D: INSTRUMENTALNA
ANALIZA CHODU

D.1 Jaké istnieją protokoły instrumentalnej oceny
biomechaniki chodu?



D.1 Jakie istnieją protokoły oceny instrumentów biomechanicznych chodu?

- Część 1 Fotogrametria
- Część 2 Przyspieszeniomierze - Akcelerometry
- Część 3 Platformy dynamometryczne
- Część 4 Wkładki uciskowe z oprzyrządowaniem
- Kluczowe idee
- Bibliografia

D.1 Jakie istnieją protokoły oceny instrumentów biomechanicznych chodu?

Część 1. Fotogrametria i ocena chodu.
Podejście kliniczne

1. DEFINICJA

Fotogrametria

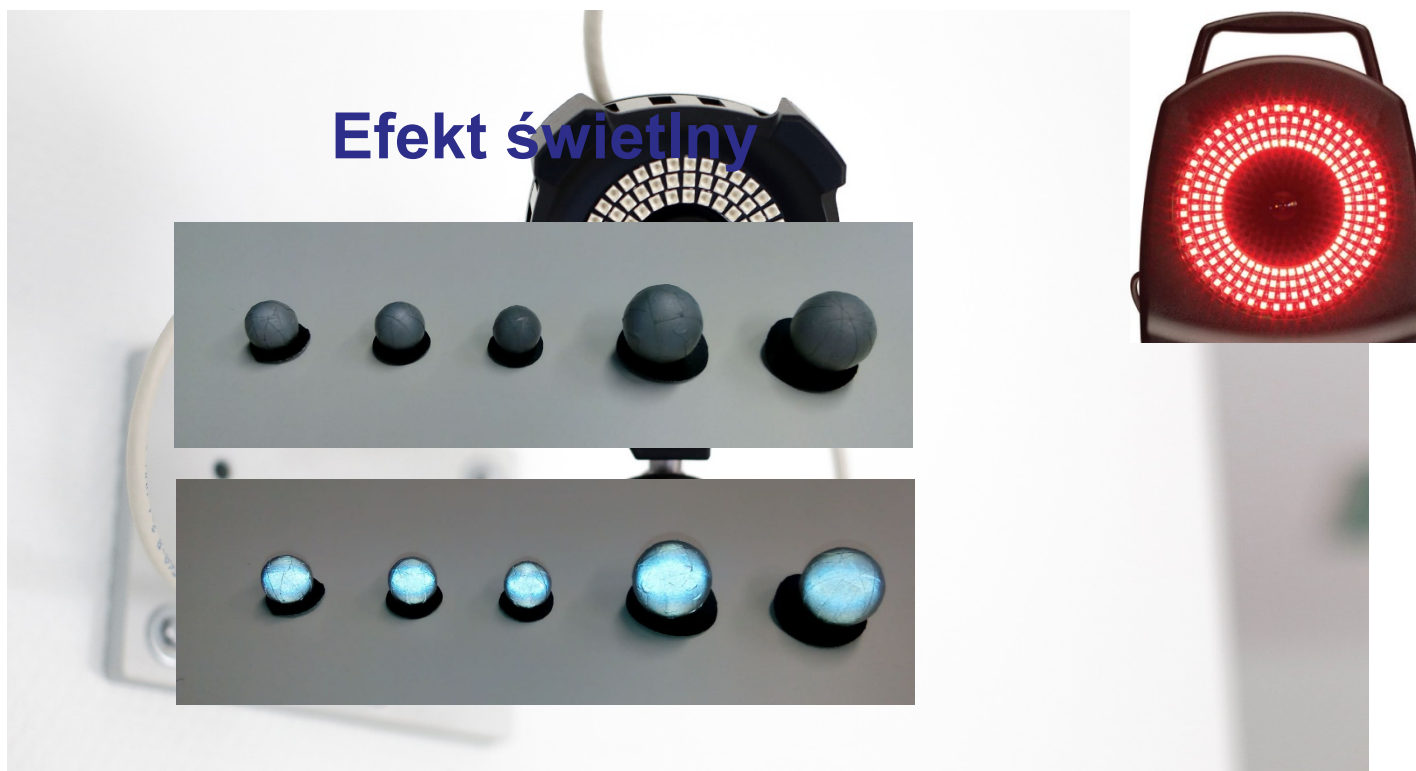
Fotogrametria jest nauką o uzyskiwaniu wiarygodnych informacji o właściwościach powierzchni i obiektów bez fizycznego kontaktu z nimi, a także o pomiarze i interpretacji tych informacji.



2. ELEMENTY SYSTEMU

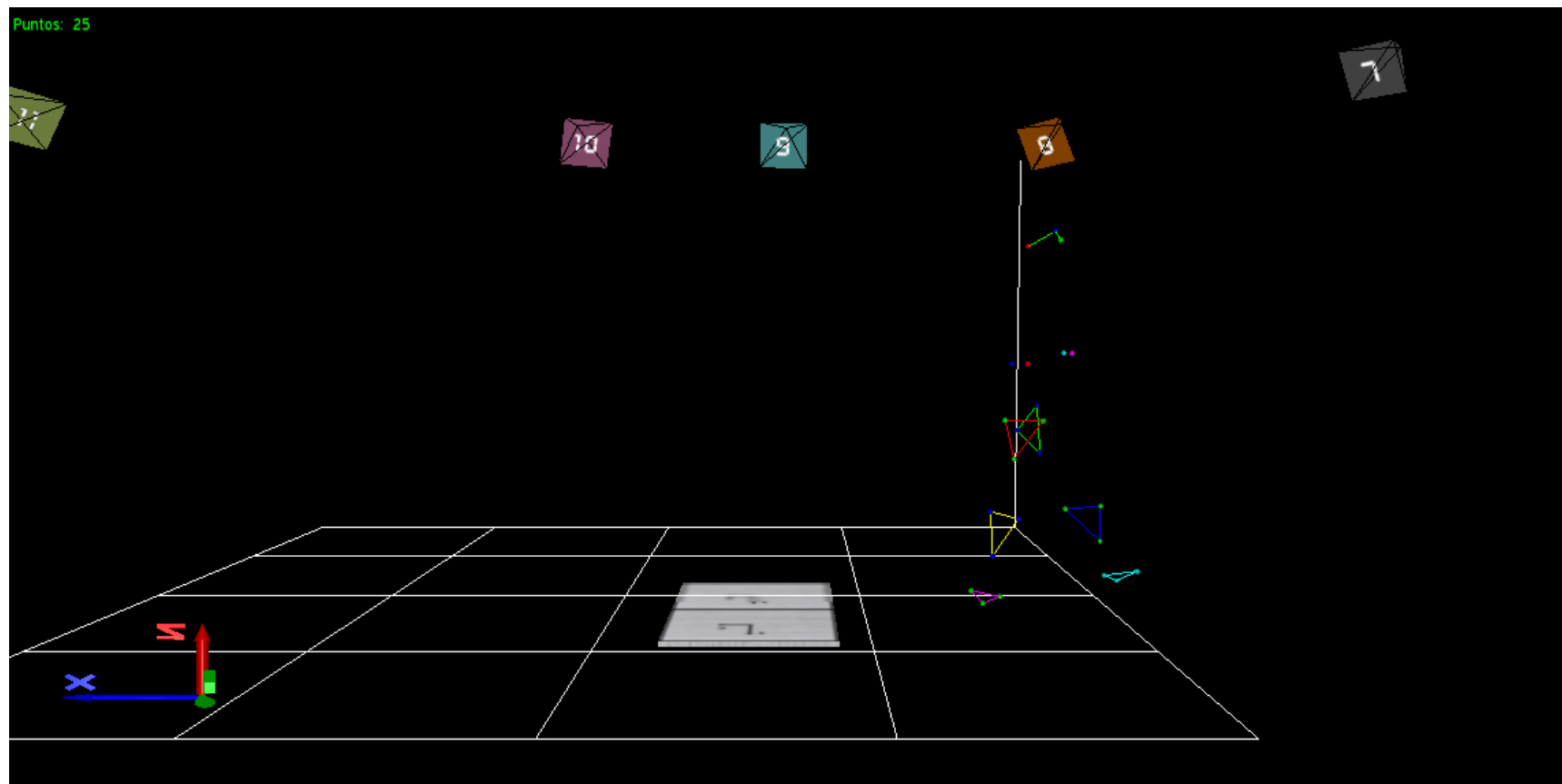
- System kamer wideo i reflektory lub system oświetlenia
- System rejestracji i przetwarzania obrazu: oprogramowanie
- **System odniesienia**
- **Markery i akcesoria**

2.1. ELEMENTY SYSTEMU: KAMERY



Rysunek 1. Smartcam z systemu przechwytywania ruchu kinescan/IBV

2.1. ELEMENTY SYSTEMU: KAMERY



2.1. ELEMENTY SYSTEMU: KAMERY



kontra



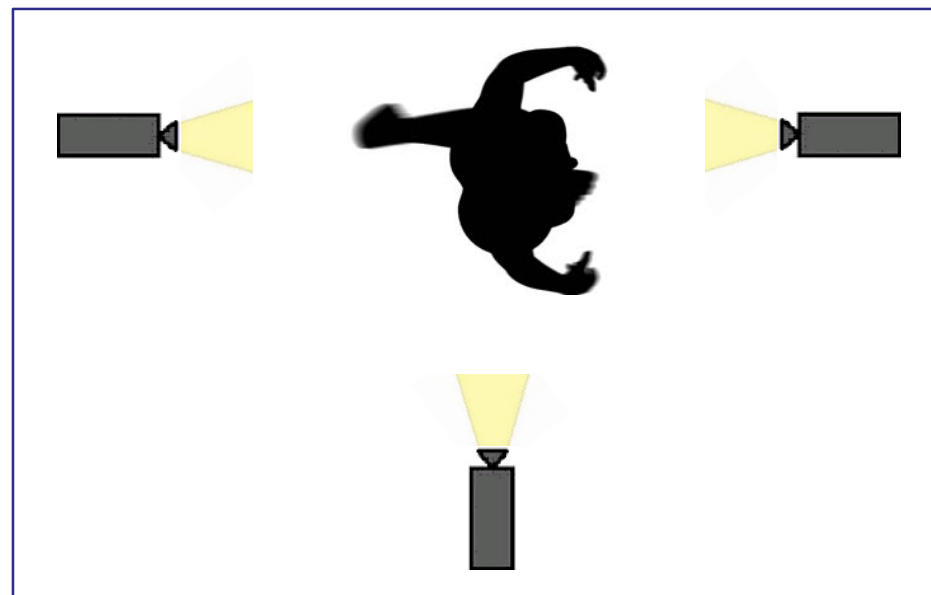
Rysunek 2. Konfiguracja kamer do analizy w dwóch wymiarach w porównaniu z trzema wymiarami. Laboratorium Wydziału Medycyny. Uniwersytet w Walencji

2.1. ELEMENTY SYSTEMU: KAMERY

Konfiguracje dla przechwytywania ruchu za pomocą kamery

System dwuwymiarowy

- System dwuwymiarowy
- Jedna kamera
- Ruch w płaszczyźnie strzałkowej lub czołowej
- Umieszczona ortogonalnie do uchwycenia

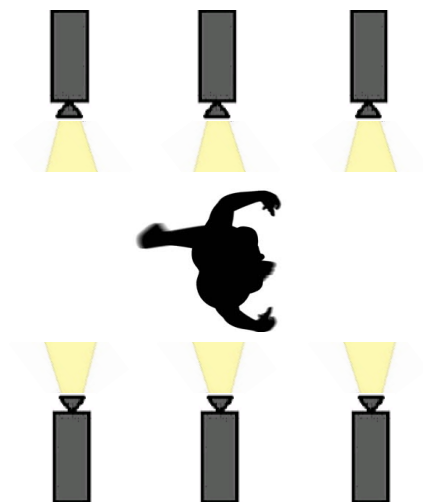


Rysunek 3. Konfiguracja dwuwymiarowej kamery wideo konfiguracja kamery

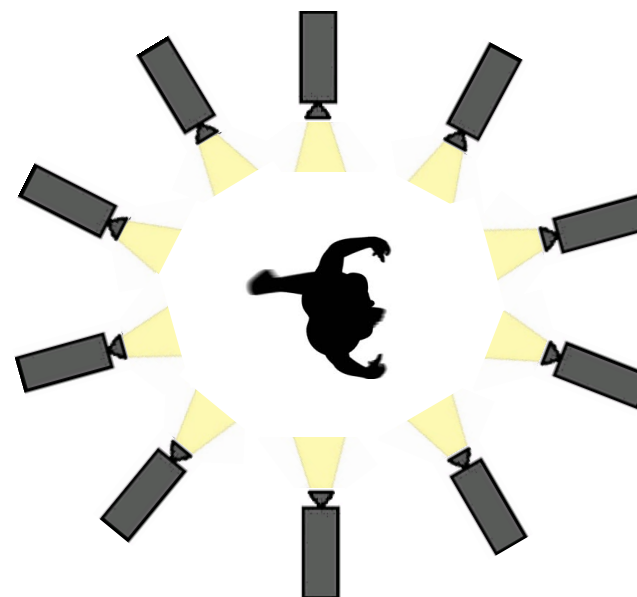
2.1. ELEMENTY SYSTEMU: KAMERY

Konfiguracje dla przechwytywania ruchu za pomocą kamery

Układ trójwymiarowy



Rysunek 4. Konfiguracja kamery liniowej



Rys. 5 Konfiguracja kamery parasolowej

2.1. ELEMENTY SYSTEMU: KAMERY

Częstotliwość rejestracji na sekundę w systemie fotogrametrycznym

Autor	Zadanie motoryczne	Częstotliwość	Przykład
Martin S. <i>et al.</i> 2014	Chód	75 Hz	Zdrowi uczestnicy
Jeremy J.B. <i>et al.</i> 2007	Chód	120 Hz	Normalnie aktywne dziewczęta
Bisesti <i>et al.</i> 2015	Bieganie	240 Hz	Zdrowi uczestnicy
Huchez <i>et al.</i> 2013	Gimnastyka	250 Hz	Sportowcy
Inoue <i>et al.</i> , 2014	Piłka nożna	500 Hz	Sportowcy
Betzler <i>et al.</i> 2014	Golf	1000 Hz	Sportowcy

Tabela 1. Częstotliwości rejestracji (Hz) w systemie motion capture.

2.2. ELEMENTY SYSTEMU: OPROGRAMOWANIE

Rejestracja obrazów

Obróbka zdjęć



Rysunek 6. Oprogramowanie systemów motion capture dostępne na rynku

2.3. ELEMENTY SYSTEMU: OPROGRAMOWANIE

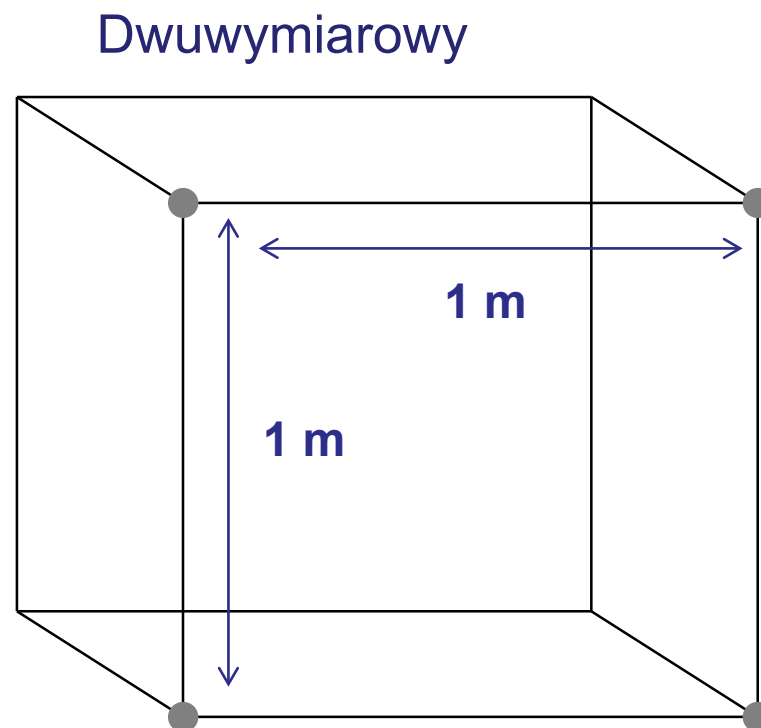
Globalny układ współrzędnych (GCS)

**KALIBRACJA
STATYCZNA**

**KALIBRACJA
DYNAMICZNA**

2.3. SYSTEM ELEMENTS: REFERENCE SYSTEM

Kalibracja statyczna



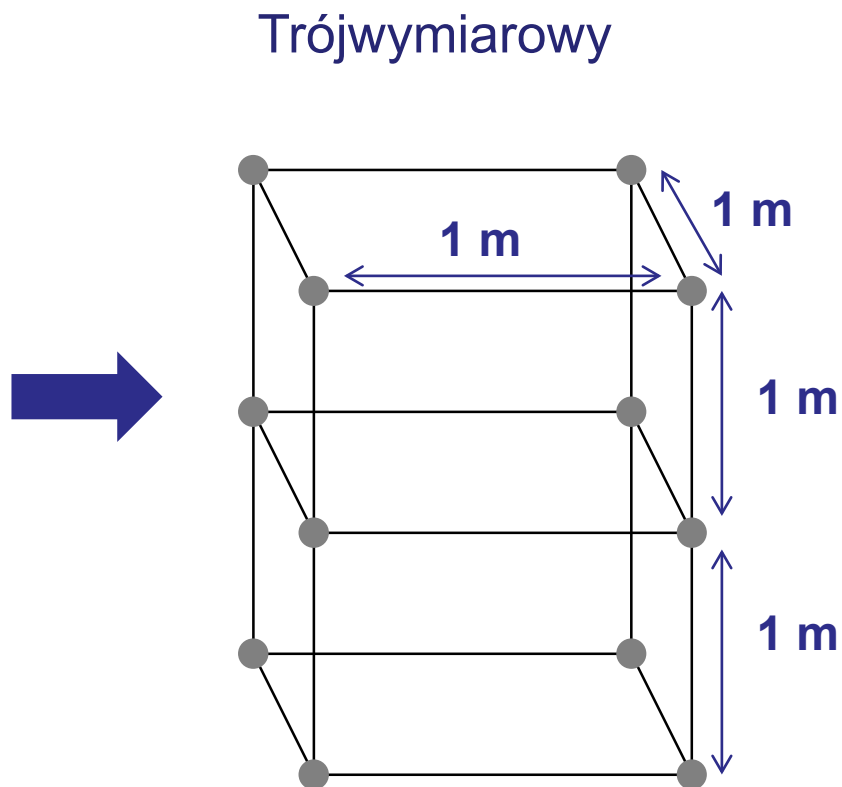
Rysunek 7. Sztywna struktura sześcienna do statycznej kalibracji przestrzeni w analizie dwuwymiarowej

2.3. SYSTEM ELEMENTS: REFERENCE SYSTEM

Kalibracja statyczna



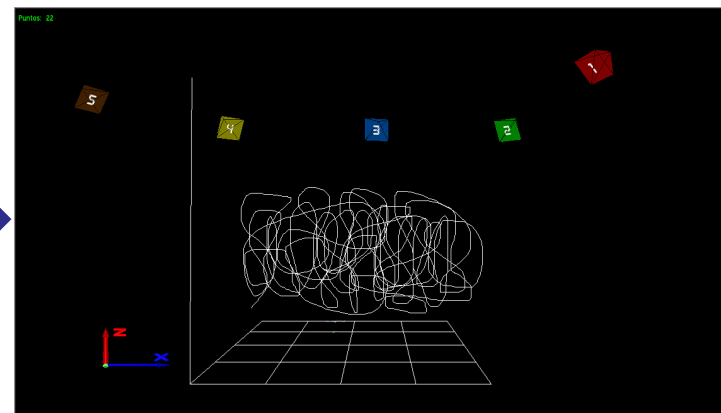
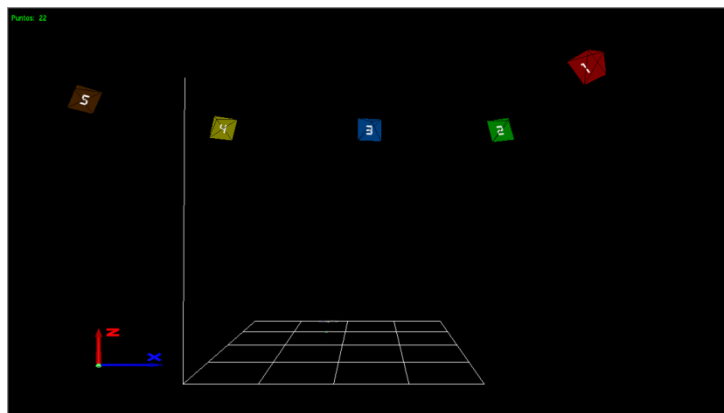
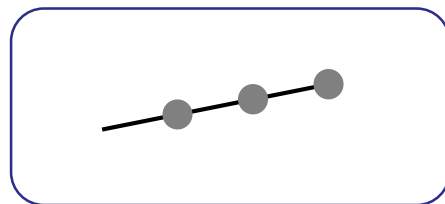
Trójwymiarowy



Rysunek 8. Sztywna struktura sześcienna do statycznej kalibracji przestrzeni w analizie trójwymiarowej

2.3. SYSTEM ELEMENTS: REFERENCE SYSTEM

Kalibracja dynamiczna

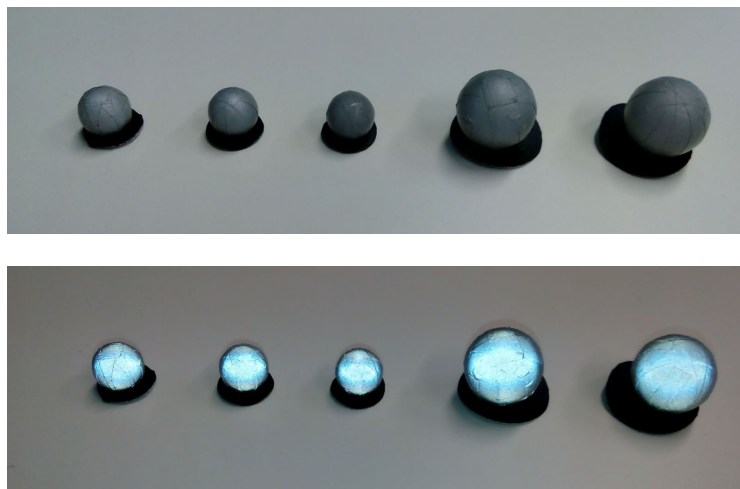


Rysunek 9. Dynamiczna kalibracja przestrzeni za pomocą różdżki i chmury śledzącej

2.4. SYSTEM ELEMENTS: MARKERS AND ACCESSORIES

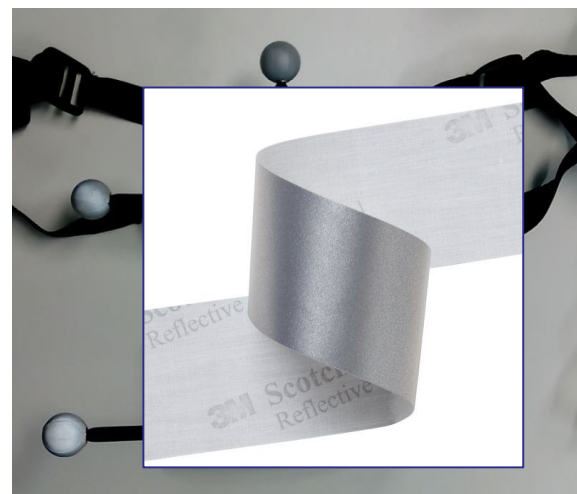
Markery

- *Znaczniki pasywne*



Rysunek 10. Pasywne znaczniki indywidualne

Materiał odblaskowy Scotchlite



Rysunek 11. Pasywne znaczniki klastrów

2.4. SYSTEM ELEMENTS: MARKERS AND ACCESSORIES

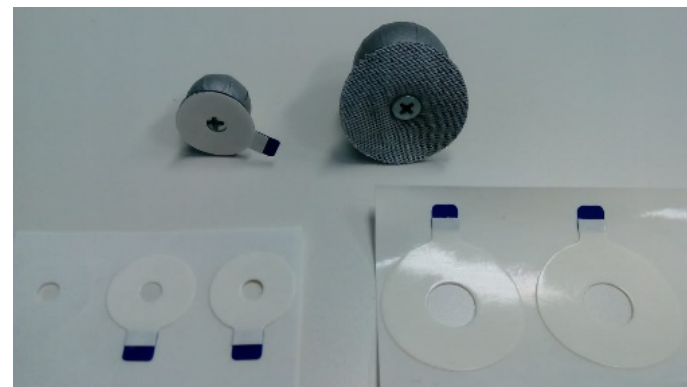
Markery i inne materiały

- *Markery aktywne*



Rysunek 12: Aktywne markery
(Obraz z J. Richards et al. 2018)

- *Inne materiały*



Rysunek 13: Klej dwustronny

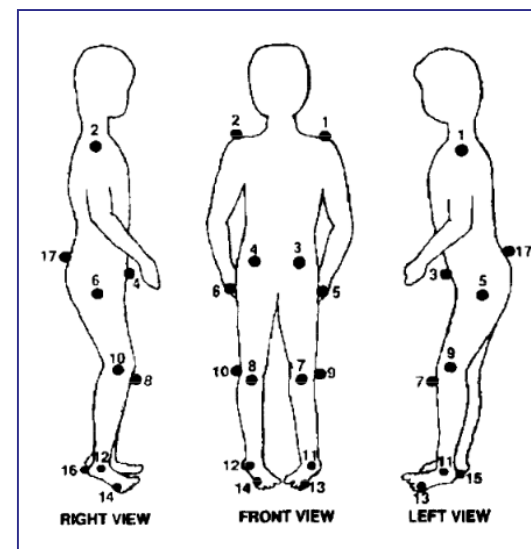
3.1. DEFINICJA RUCHU I MODEL BIOMECHANICZNY

Co chcemy zmierzyć?



Rysunek 14. Konfiguracja do analizy ruchu stawu skokowego. Z A. Ali i T. Gevers. 2011

kontra

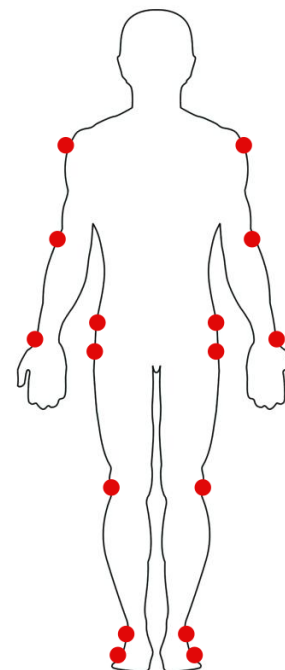


Rysunek 15. Konfiguracja do analizy chodu kończyn dolnych. Z Eng H. Lee et al. 1992

3.1. DEFINICJA RUCHU I MODEL BIOMECHANICZNY

Konfiguracje modelu biomechanicznego do analizy chodu

- Prosty zestaw markerów
 - Głowa piątej kości śródstopia
 - Kłykiec boczny kości udowej
 - Kłykiec boczny kości udowej
 - Trochanter większy
 - Kręgosłup biodrowy przedni górny
 - Wyrostek rylcowaty kości ramiennej
 - Kłykiec boczny kości ramiennej
 - Wyrostek rylcowaty nadgarstka



Rysunek 16. Prosta konfiguracja zestawu znaczników

3.1. DEFINICJA RUCHU I MODEL BIOMECHANICZNY

Konfiguracje modelu biomechanicznego do analizy chodu

➤ Zestaw markerów Vaughan

- Głowa piątej kości śródstopia
- Kłykiec boczny kości skokowej
- Pięta
- Bulwiastość kości piszczelowej
- Nadkłykiec kości udowej
- Trochanter większy
- Kręgosłup biodrowy przedni górny
- Kość krzyżowa

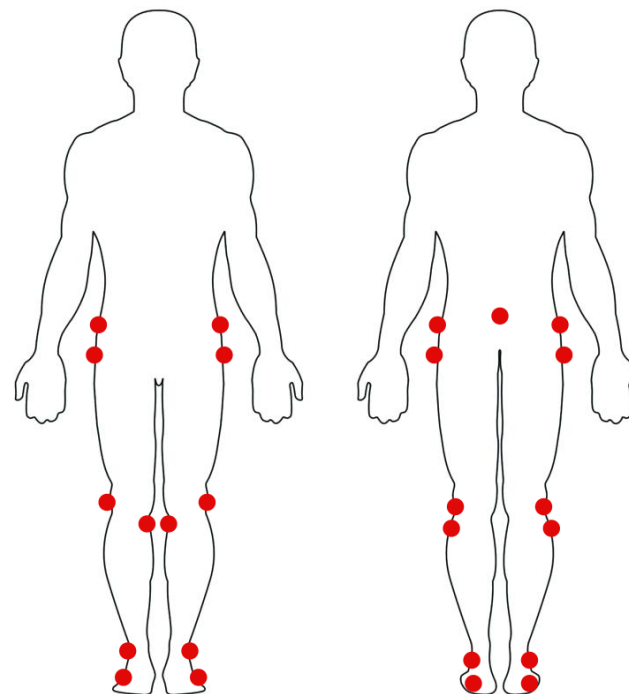


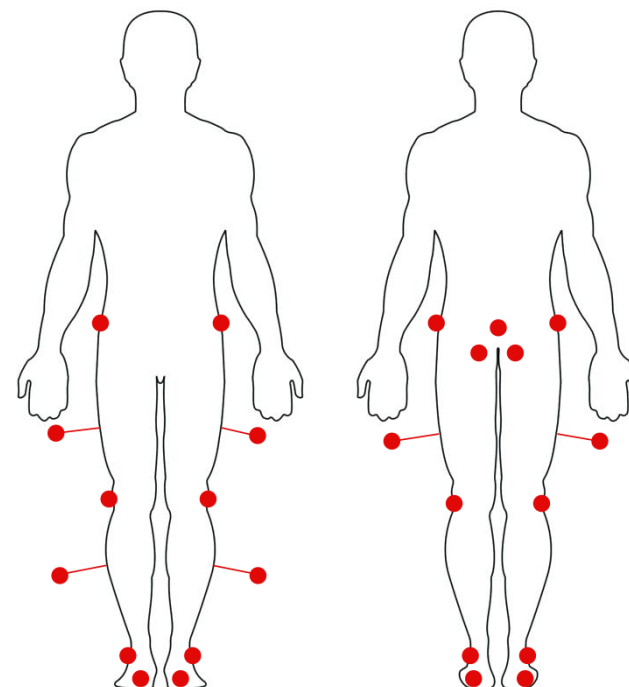
Figure 17. Vaughan marker set configuration

3.1. DEFINICJA RUCHU I MODEL BIOMECHANICZNY

Konfiguracje modelu biomechanicznego do analizy chodu

➤ Zestaw znaczników Helen Hayes

- Głowa drugiej kości śródstopia
- Kłykiec boczny kości skokowej
- Pięta
- Krętarz kości piszczelowej
- Nadkłykiec kości udowej
- Krętarz kości udowej
- Trochanter większy
- Kręgosłup biodrowy przedni górny
- Sacrum



Rysunek 18. Konfiguracja zestawu znacznika Helen Hayes

3.1. MOTION DEFINITION AND BIOMECHANICAL MODEL

Konfiguracje modelu biomechanicznego do analizy chodu

- Zestaw znaczników techniki systemu anatomicznego Calibrate (CAST)
 - Standaryzacja opisu miednicy i kończyny dolnej
 - Sześć stopni swobody
 - Trzy ruchy liniowe lub translacyjne
 - trzy ruchy obrotowe lub kątowe
 - Dwa rodzaje znaczników: anatomiczne i segmentowe

3.1. DEFINICJA RUCHU I MODEL BIOMECHANICZNY

Zestaw znaczników techniki systemu anatomicznego Calibrate (CAST)

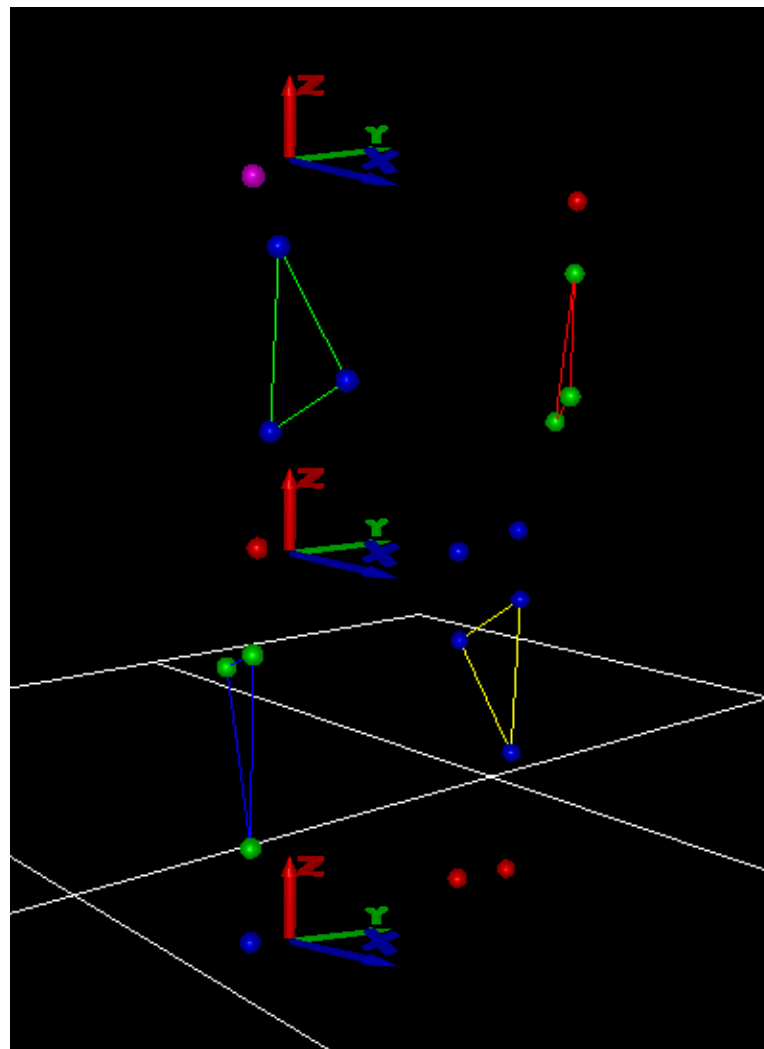
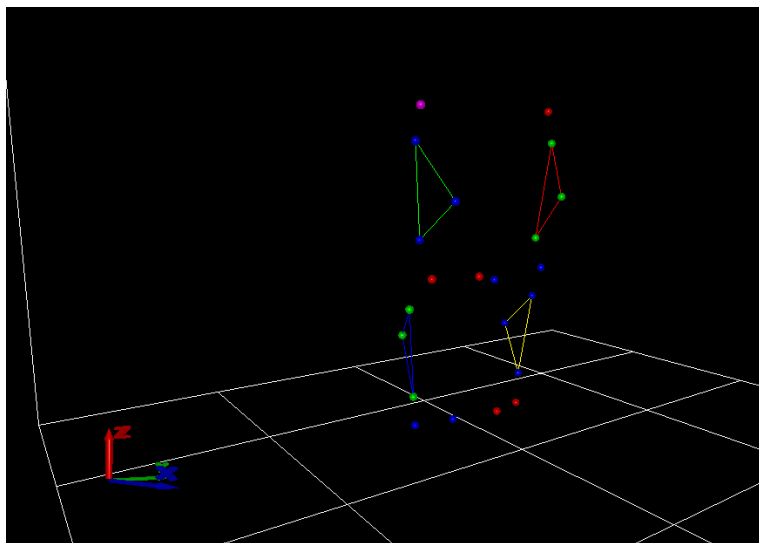
➤ Znaczniki anatomiczne

- Używane do kalibracji modelu
- Zlokalizowane bocznie i medialnie w stosunku do stawów
- Stawy instrumentowane: proksymalnie i dystalnie do każdego segmentu
- Globalny układ współrzędnych -> Lokalny układ współrzędnych

Lokalny układ współrzędnych (LCS)



Globalny system współrzędnych (GCS)



Rysunek 19. Globalny układ współrzędnych a lokalny układ współrzędnych

3.1. DEFINICJA RUCHU I MODEL BIOMECHANICZNY

Zestaw znaczników techniki systemu anatomicznego Calibrate (CAST)

➤ Znaczniki anatomiczne

Segment stopy

↳ Głowa kości śródstopia
Kość skokowa

Segment piszczelowy

↳ Kłykcie kości skokowej
Kłykcie kości udowej

Femoral segment

↳ Kłykcie kości udowej
Trochanter większy

Pelvis segment

↳ Kość biodrowa tylna górna
Tętnica biodrowa przednia górna

3.1. DEFINICJA RUCHU I MODEL BIOMECHANICZNY

Zestaw znaczników techniki systemu anatomicznego Calibrate (CAST)

➤ Znaczniki segmentów

- Mogą one być rozmieszczone dowolnie w segmencie
- Łatwość śledzenia
- Niekolinearne
- Co najmniej trzy znaczniki w każdym segmencie

3.2. PRZECHWYTYWANIA DANYCH

1°

Statyczna kalibracji

2°

Próba chodu

3.2. POBIERANIE DANYCH

Co jest ważne podczas rejestracji chodu?

- Wystarczająca przestrzeń do wykonania kilku kroków
- Wykonanie chodu bez zakłóceń ze strony oprzyrządowania modelu
- Osoby wykonujące muszą być widoczne podczas całego zapisu pomiaru
- Znormalizowana instrukcja

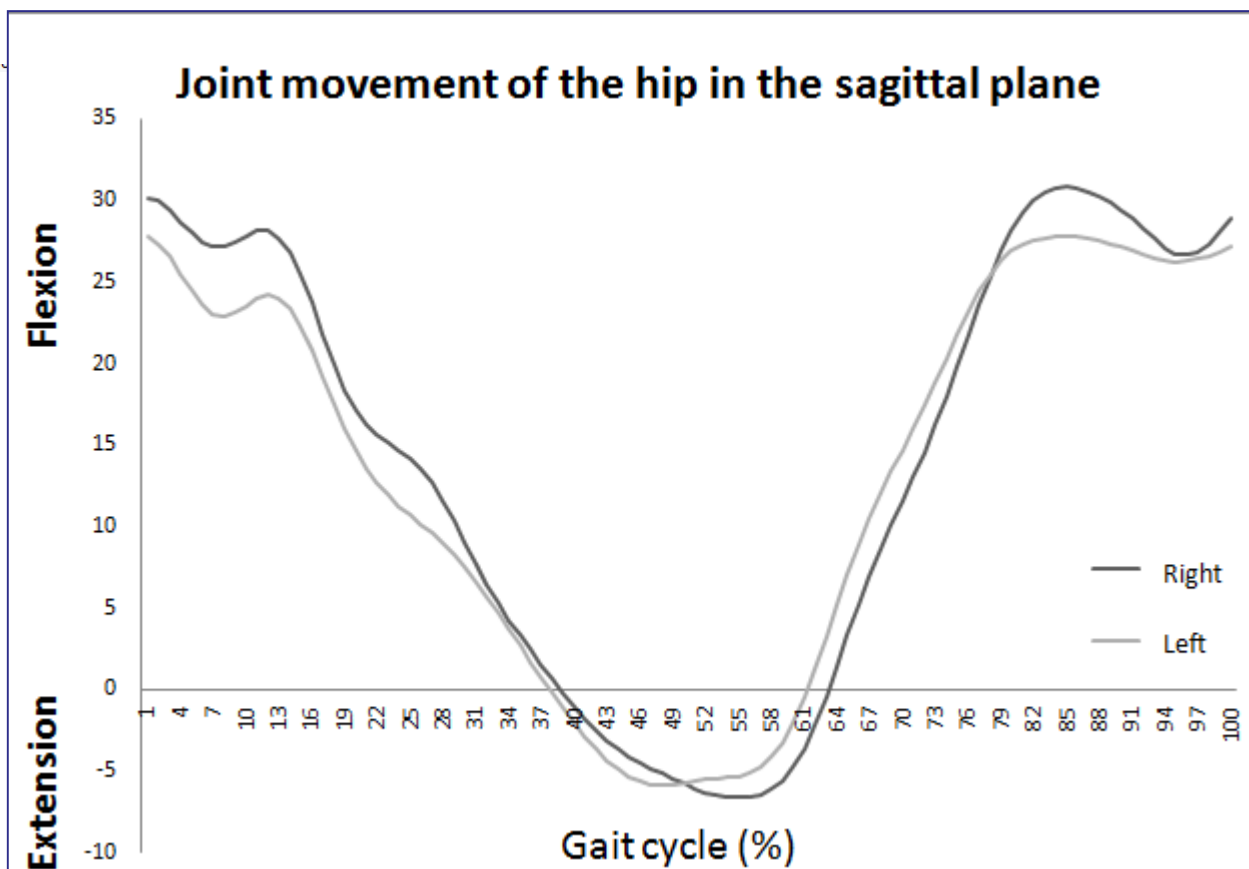
3.3. DIGITALIZACJA ŚRODKÓW

Digitalizacja lub tracking to proces identyfikacji punktów na ciele za pomocą markerów lub wizualnego odwzorowania centrów stawów. Istnieją dwie metody digitalizacji: ręczna i automatyczna.

Ręcznie
digitalizacja

Automatyczny
digitalizacja

3.4. OTRZYMYWANIE WYNIKÓW



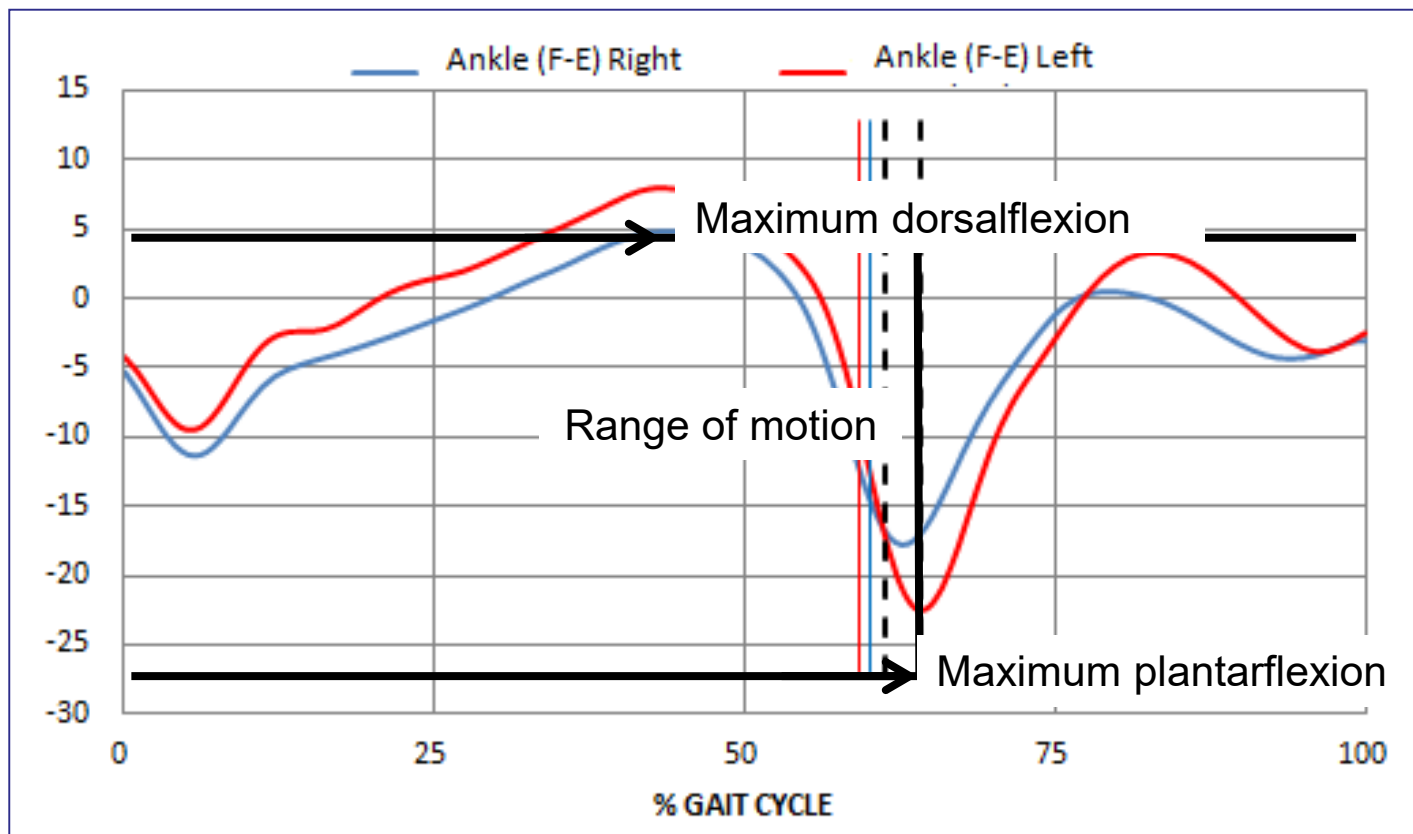
Rysunek 20. Analiza ruchu bioder w zależności od cyklu chodu

3.4. OBTAINING THE RESULTS

Wyniki działania systemu fotogrametrycznego	
Kinematyka	Spatiotemporal
Zakres ruchu Zginanie-rozciąganie Rotacja wewnętrzna-zewnętrzna Przywodzenie-addukcja	Szybkość chodu (m/s)
	Długość kroku – stride length (m)
	Czas przejścia(s)
	Długość kroku - Step length (m)
Kąt szczytowy <ul style="list-style-type: none"> • Maksymalne zgięcie podszwowe i zgięcie grzbietowe stawu skokowego • Maksymalne zgięcie i wyprost kolana • Maksymalny wyprost i zgięcie biodra 	Szerokość stopnia (m)
	Kadencja (kroki / min)
	Kąt stopy w fazie stania/wymachu
	Czas trwania fazy stania (s) or (%)
	Czas trwania fazy wymachu (s) or (%)
	Podwójny czas wsparcia (%)

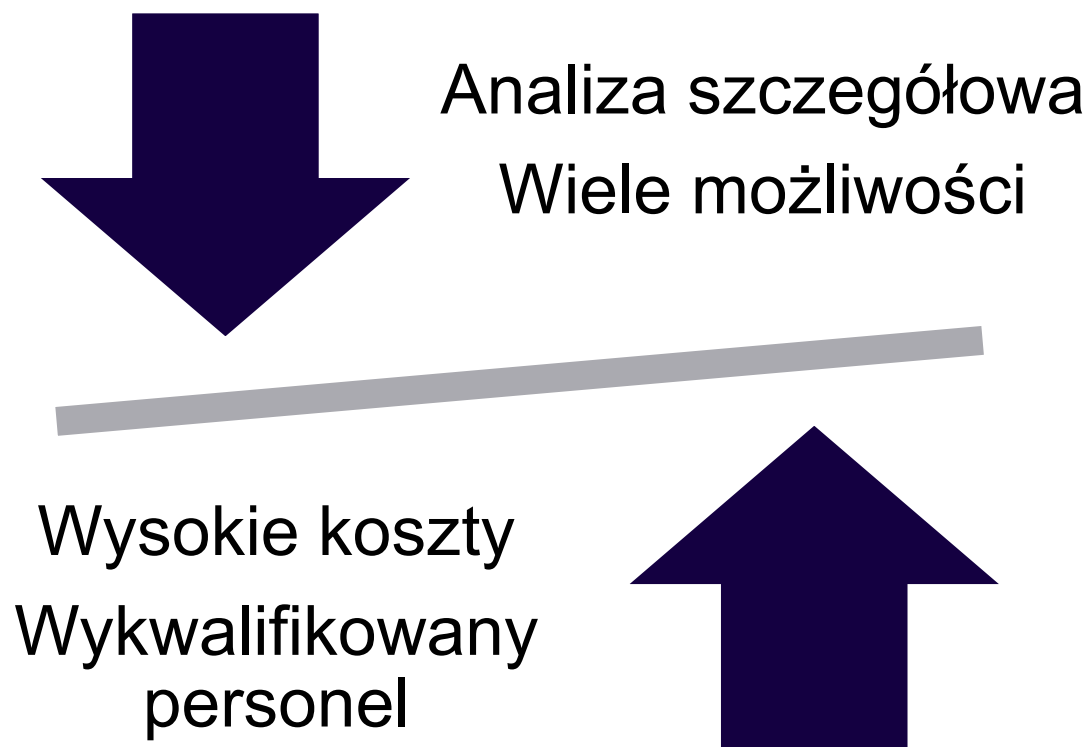
Tabela 2. Główne wyniki analizy kinematycznej

3.4. OTRZYMYWANIE WYNIKÓW



Rysunek 21. Krzywa ruchu stawu skokowego w cyklu chodu. Analiza zakresu ruchu w zależności od kąta szczytowego

4. ZALETY I WADY



Rysunek 22. Schemat z charakterystyką systemu fotogrametrycznego

4. ZALETY I WADY

Błędy związane z techniką pomiarową

- Błędy związane z umieszczaniem znaczników: artefakty tkanek miękkich
 - Błędy względne: ruch pomiędzy dwoma lub więcej znacznikami
 - Błędy bezwzględne: ruch markera w stosunku do reprezentowanego przez niego kostnego punktu orientacyjnego.

4. ZALETY I WADY

Błędy związane z techniką pomiarową

- Błędy związane ze zniekształceniem obrazu
 - Zwykle przy użyciu standardowych kamer wideo w analizie dwuwymiarowej
 - Zniekształcenie markera spowodowane ruchem segmentu dystalnego z większą prędkością

4. ZALETY I WADY

Błędy związane z techniką pomiarową

- Błędy w szacowaniu środka maszyny



Rysunek 23. Przedstawienie znacznika w zależności od jego wielkości

4. ZALETY I WADY

Błędy związane z techniką pomiarową

➤ Inne rodzaje błędów

- Związana z powtórzeniami chodu → standaryzacja procedury
- Niska wiarygodność zewnętrzna → niereprezentatywna

D.1 Jakie istnieją protokoły oceny instrumentów biomechanicznych chodu?

Część 2. Akcelerometry i ocena chodu.
Podejście kliniczne

1. DEFINICJA

Akcelerometry

- Akcelerometry są urządzeniami mierzącymi przyłożone przyspieszenie wzdłuż osi.
- Są one podstawową technologią, która przekształca ruch mechaniczny w sygnał elektryczny.
- Ich wewnętrzna funkcja opiera się na bezwładności masy umieszczonej na czujniku siły, zgodnie z drugim prawem Newtona, aby uzyskać przyspieszenie.

$$F = m * a$$

Rysunek 1. Drugie prawo Newtona.

1. DEFINICJA

Akcelerometry w chodzie

- Akcelerometry umieszczane na segmentach kończyn dolnych.

Przyspieszenie liniowe

$m/s^2 \rightarrow g$ (współczynnik grawitacji)

Zmiana prędkości liniowej w następujących po sobie przedziałach czasu

Przyspieszenie (+)

Spowolnienie (-)



Figure 2. Przedstawienie akcelerometru podczas chodzenia w segmencie piszczelowym.

2. ELEMENTY SYSTEMU

CZUJNIK/SENSOR

- Urządzenie, które mierzy wartości przyspieszenia od drgań ciała, do którego jest przymocowane.

Jednoosiowy

Trójosiowy

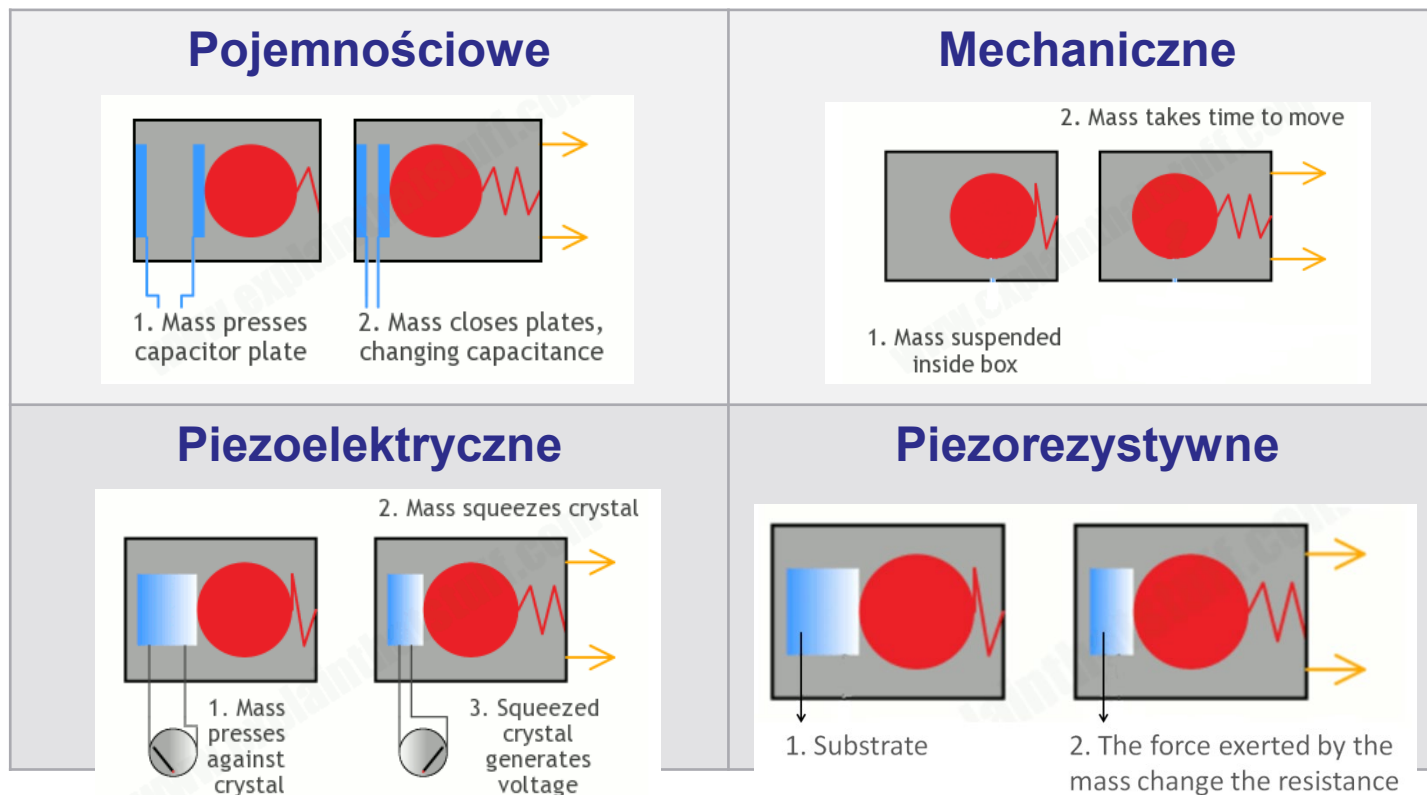
WZMACNIACZ/ AMPLIFIER

- Urządzenie, które wzmacnia sygnał odbierany przez akcelerometr i przesyła go do komputera.

ANALIZATOR

- Jest to komputer z oprogramowaniem, które odbiera dane o przyspieszeniach i umożliwia ich późniejszą analizę.

2. ELEMENTY SYSTEMU



Rysunek 3. Obrazy przedstawiają działanie różnych typów czujników stosowanych w urządzeniu akcelerometrycznym. Obrazy zaczerpnięte z Woodford, Chris. (2009/2014) Accelerometers.

3. PROTOKÓŁ OCENY

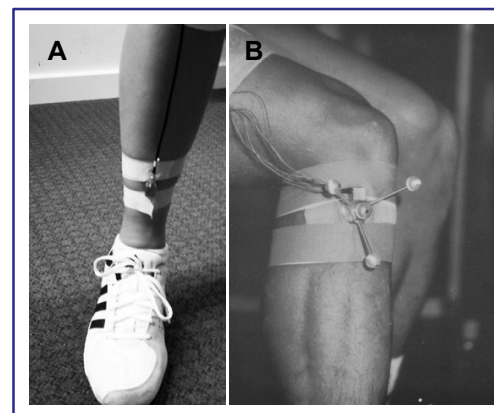
Wnioski

- Aby dokonać pomiaru części ciała, akcelerometry są umieszczane na części ciała, której ruch jest badany.
- Do pomiaru ruchów całego ciała wykorzystuje się wiele przyrządów.
- W analizie chodu do pomiaru ruchu segmentu ciała, potrzebna jest tylko niższa częstotliwość (60-100 Hz) i mniejszy zakres (typowo 6-9 g)

3. PROTOKÓŁ OCENY

Umieszczenie sprzętu na ciele

- **Znaczenie zamocowania**
 - Dobre zamocowanie pozwoli na to, aby urządzenie odzwierciedlało przyspieszenie leżącej pod nim kości.
 - Aby uniknąć względnego ruchu czujnika
 - Uniknięcie tkanki miękkiej
- **Taśma klejąca dwustronna**



Rysunek 4. Elementy do mocowania akcelerometru w kości piszczelowej. (A) system nieinwazyjny, (B) system inwazyjny, akcelerometr poddany działaniu pinów Steinmanna pod skórą. Obraz za Sinclair et al. (2013) oraz Lafortune M. et al. (1991)

3. PROTOKÓŁ OCENY

➤ Umiejscowienie anatomiczne

KRĘGOSŁUP

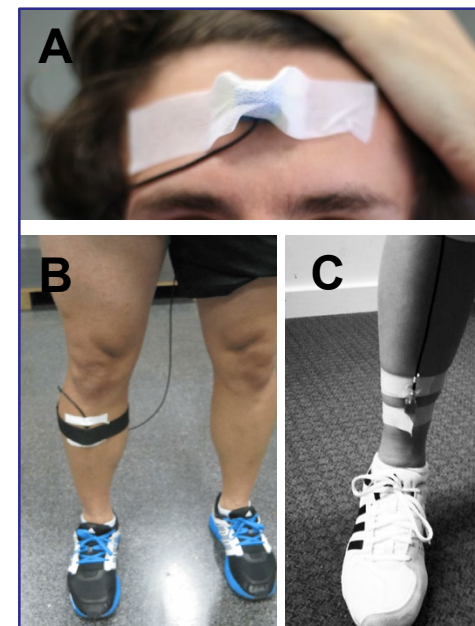
- Kręgosłup L5
- Kość krzyżowa

GŁOWA

- Czoło
- Region tylny

KOŚĆ PISZCZELOWA

- Czoło
- Region tylny

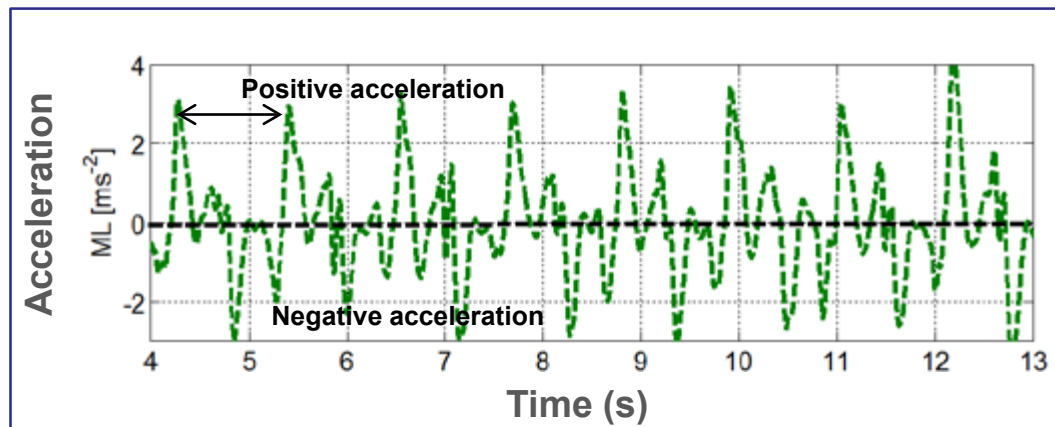


Rysunek 6. Typowe umiejscowienie akcelerometru (A) Lokalizacja na czole. (B) Lokalizacja kości piszczelowej w bliższym końcu i okolicy przednio-przyśrodkowej. (C) Lokalizacja kości piszczelowej w dystalnym końcu do pomiaru uderzenia w ziemię.

3. PROTOKÓŁ OCENY

Wyniki

- Szczyt
- amplituda
- przyspieszenia
 - Pik dodatni
 - Pik ujemny
 - piki w różnych osiach
 - pomiarowych
 - Czas między szczytami
- Przestrzenno-czasowe parametry



Rysunek 7. Przyspieszenia głowy podczas chodu. Obraz zaczerpnięty z Brodie, Matthew A D. et al. (2015).

4. ZALETY I WADY

ZALETY



Niskie koszty



Możliwość transportu



Informacje w czasie rzeczywistym

WADY



Wrażliwość na wstrząsy przy dużym opóźnieniu hamowania



Zmiany precyzji wynikające z niestabilności mocowania skóry



System przewodowy ogranicza ocenę

D.1 Jakie istnieją protokoły oceny instrumentów biomechanicznych chodu?

Część 3. Platformy dynamometryczne i ocena chodu.
Podejście kliniczne

1. DEFINICJA

Platforma dynamometryczna

- Urządzenia do pomiaru sił
- Szeroko stosowane w ocenie chodu i równowagi człowieka, jak również w wielu czynnościach wykonywanych przez człowieka
- Zamocowane w podłożu

**Siły reakcji podłoża -
Ground Reaction
Forces (GRF)**

**Środek nacisku -
Centre of Pressure
(COP)**

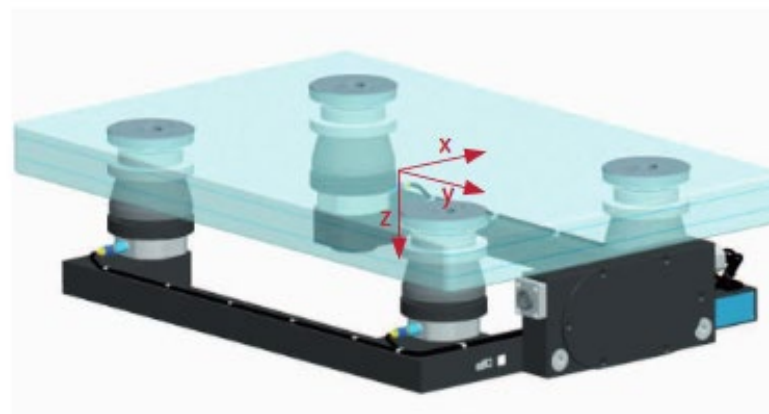
2. ELEMENTY SYSTEMU

2.1 Platforma

➤ Rodzaje czujników



Rysunek 1. Platforma sił Berteca z tensometrem



Rysunek 2. Platforma siłowa Kistler z czujnikami piezoelektrycznymi

2. ELEMENTY SYSTEMU

2.1 Platforma

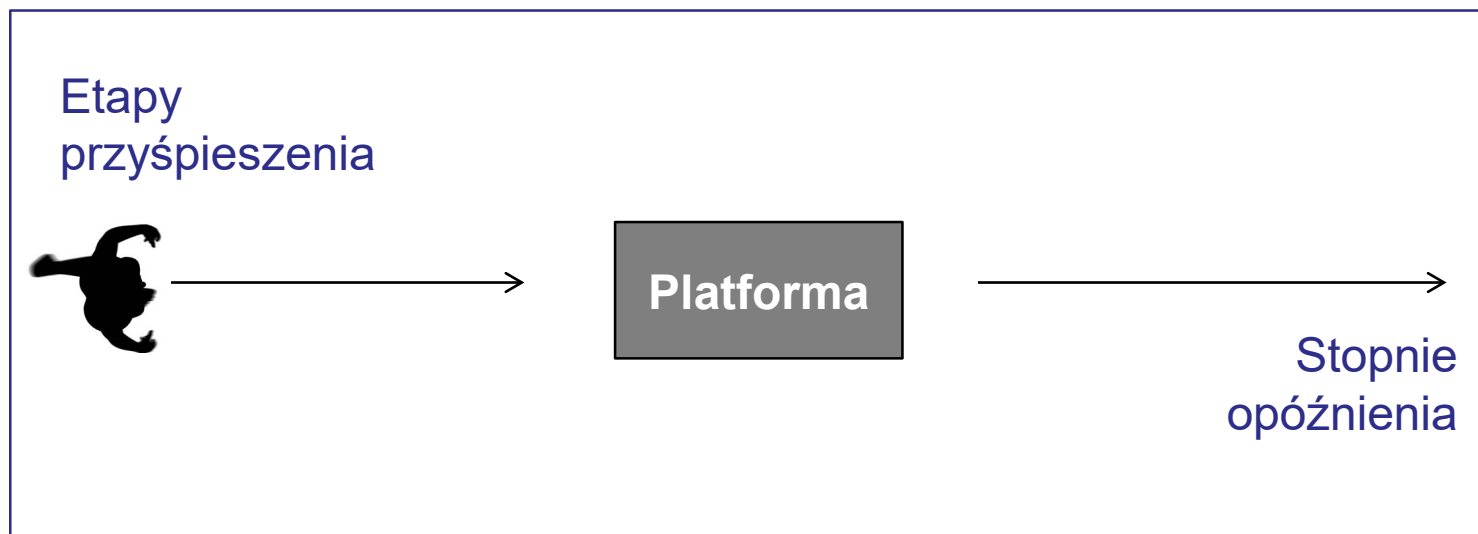
Podstawowe właściwości platformy piezoelektrycznej i tensometrycznej

Tensometr	Piezoelektryczny
Materiał odkształcony wytwarza opór (napężenie)	Odkształcenia kryształu, które generują prąd elektryczny
Mniejsza czułość, mniejszy zakres pomiaru siły	Większa czułość, duży zakres pomiaru siły
Częstotliwość 400-500 Hz	Wyższa częstotliwość, 1000 Hz w trzech kierunkach
Odpowiedni do użytku ogólnego	Bardziej zalecane dla działań o wyższej częstotliwości
Mniej kosztowne	Droższe

2. ELEMENTY SYSTEMU

2.1 Platforma

➤ Konfiguracja

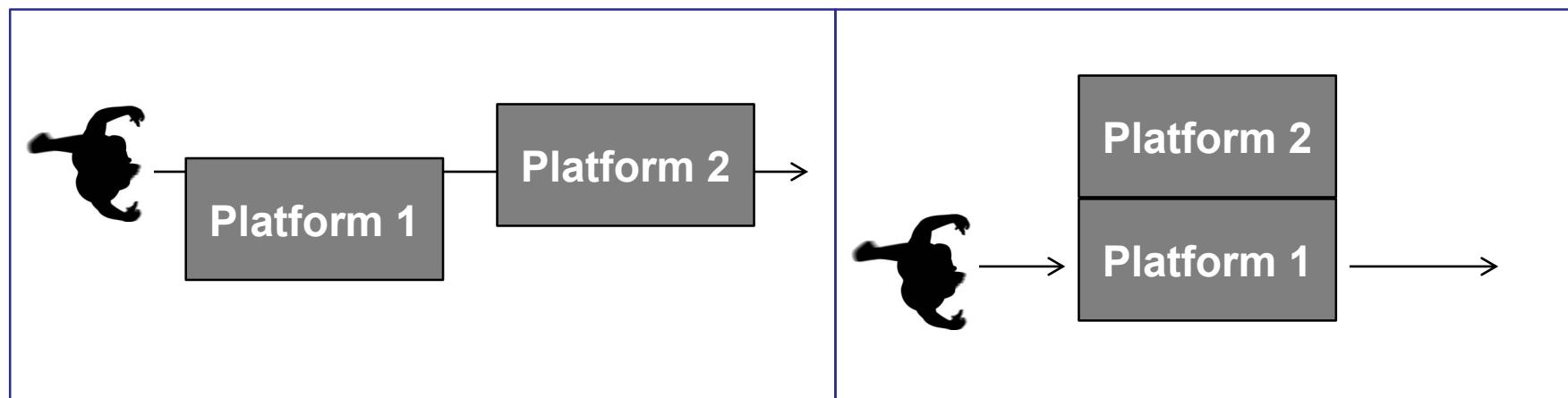


Rysunek 3. Rozmieszczenie platform dynamometrycznych na środku chodnika.

2. ELEMENTY SYSTEMU

2.1 Platforma

➤ Konfiguracja

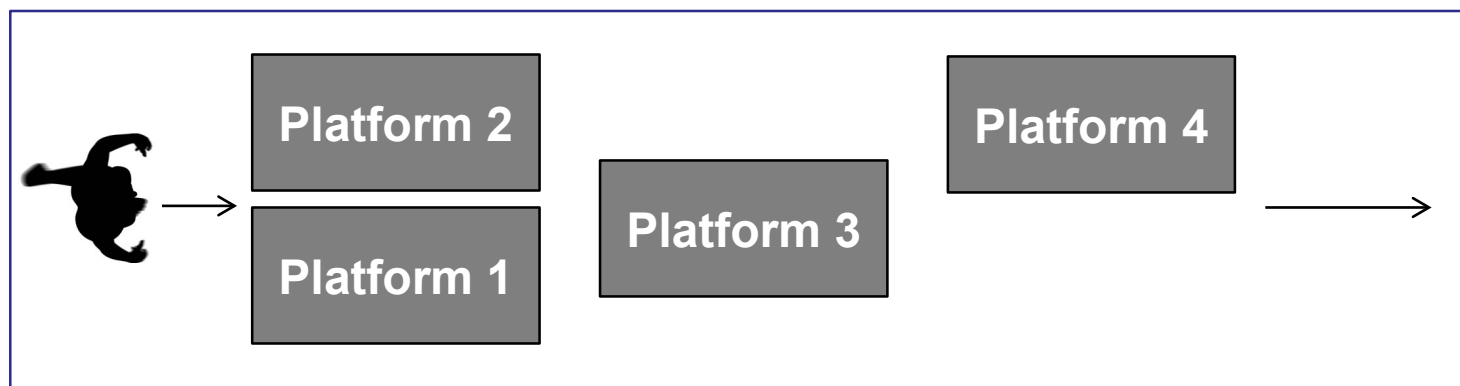


Rysunek 4. Konfiguracja dwóch platform dynamometrycznych. (Po lewej) Podstawowa konfiguracja do analizy chodu. (Po prawej) Podstawowa konfiguracja dla różnych funkcji.

2. ELEMENTY SYSTEMU

2.1 Platforma

➤ Konfiguracja

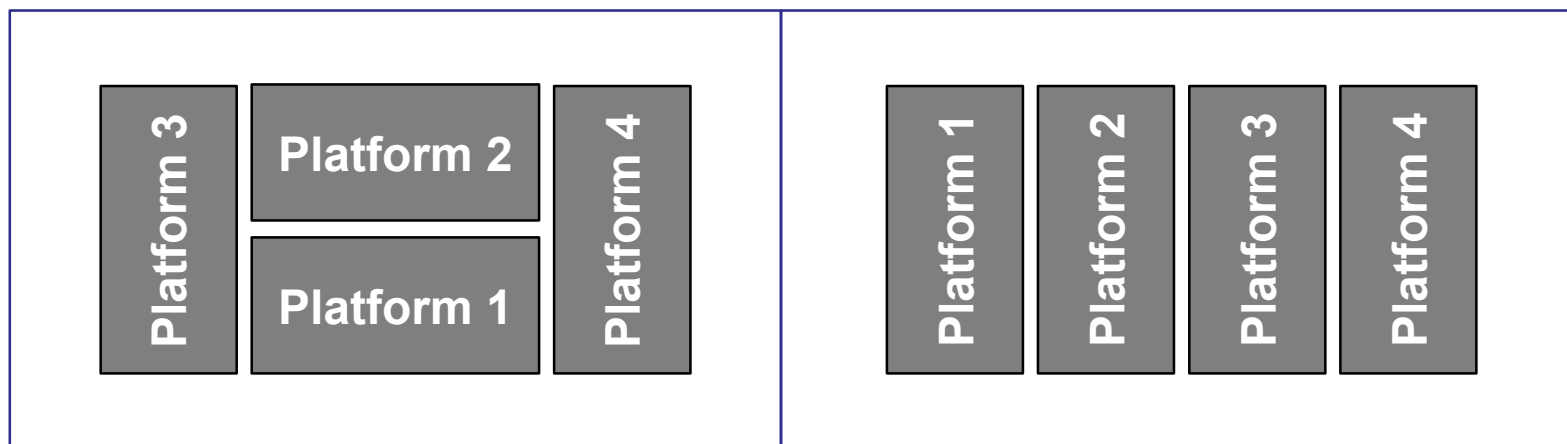


Rysunek 5. Optymalna konfiguracja z czterema dynamometrycznymi platformami do analizy chodu i innymi funkcjami.

2. ELEMENTY SYSTEMU

2.1 Platforma

➤ Konfiguracja



Rysunek 6. Konfiguracja z czterema platformami dynamometrycznymi do analizy chodu u dzieci z zaburzeniami neurologicznymi.

2. ELEMENTY SYSTEMU

2.2 Oprogramowanie

Rejestracja sił
reakcji podłoża i
późniejsza
edycja danych

Kontrola
prędkości chodu

Zarządzanie
więcej niż jedną
techniką
instrumentalną
w tym samym
czasie

3. PROTOKÓŁ OCENY

KALIBRACJA

**DANE
ANTROPOMETRYCZNE**

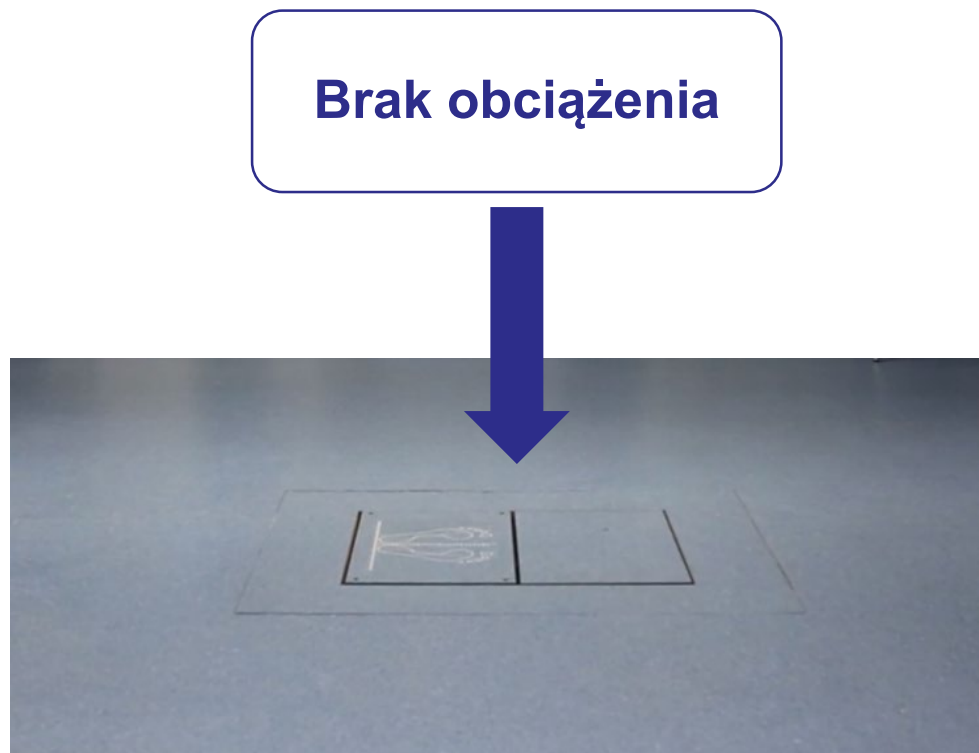
POBIERANIE DANYCH

PRZEGLĄD BADAŃ

UZYSKANIE WYNIKÓW

3.1. KALIBRACJA SPRZĘTU

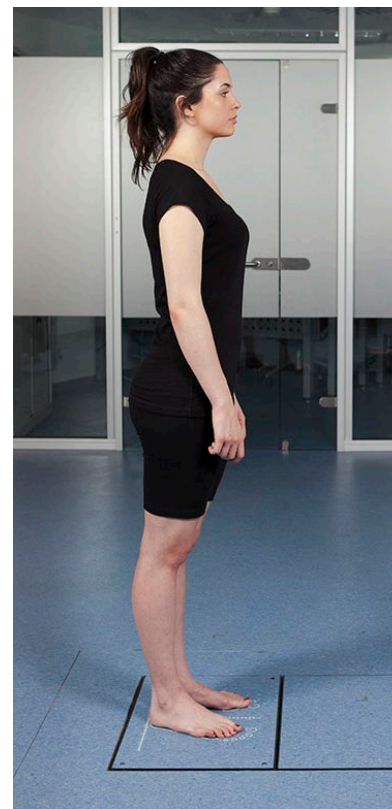
- Procedura, która wskazuje system, gdy nie ma obciążenia. Sygnał do zera.
- Procedura resetowania
- Unikać możliwego dryfu sygnału



Rysunek 7. Platforma siłowa bez obciążenia do procedury kalibracji..

3.2. REJESTRACJA DANYCH ANTROPOMETRYCZNYCH

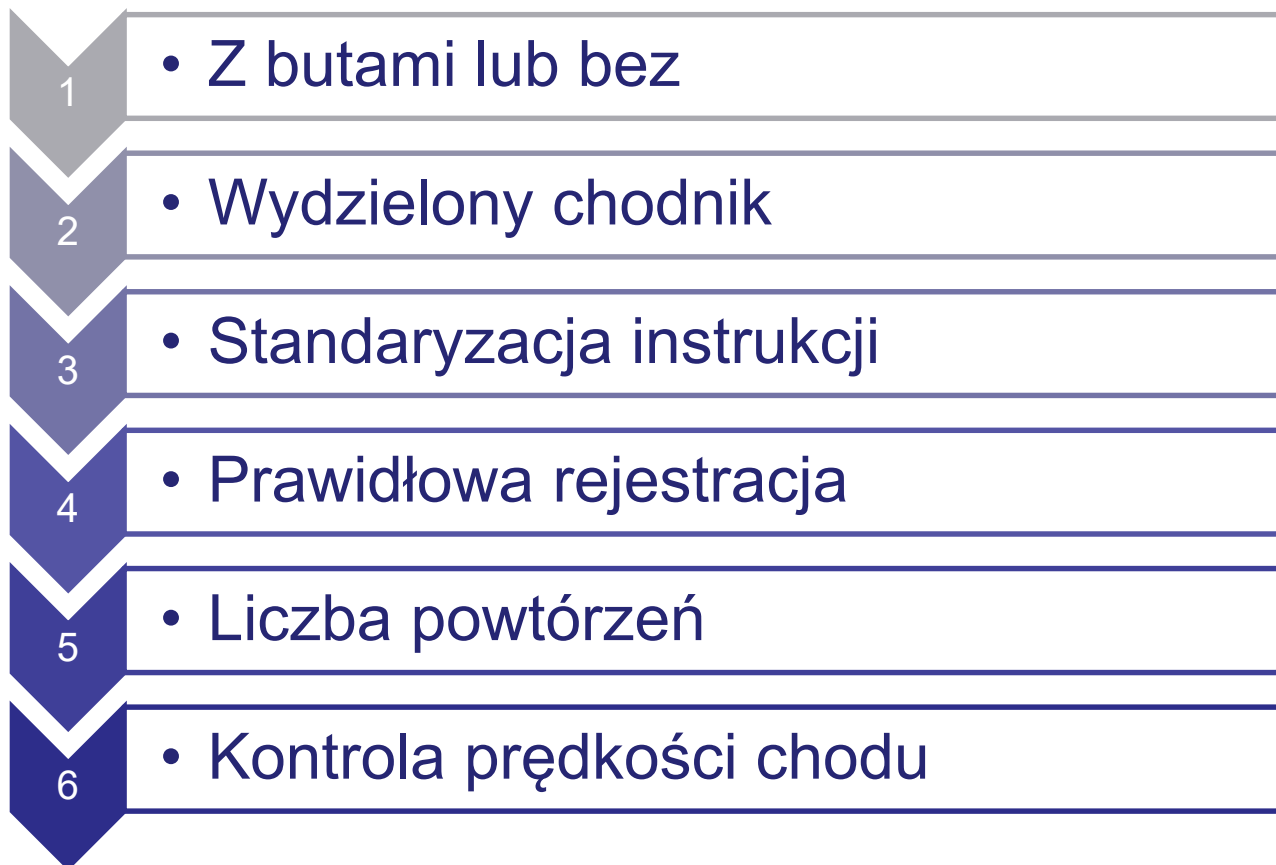
- Dane antropometryczne mają kluczowe znaczenie dla opisu uczestników badania lub dokonywania porównań między grupami.
- Waga osoby ocenianej jest istotna dla wykorzystania zarejestrowanych sił reakcji podłoża w analizie porównawczej pomiędzy grupami.



*Normalizacja
sił*

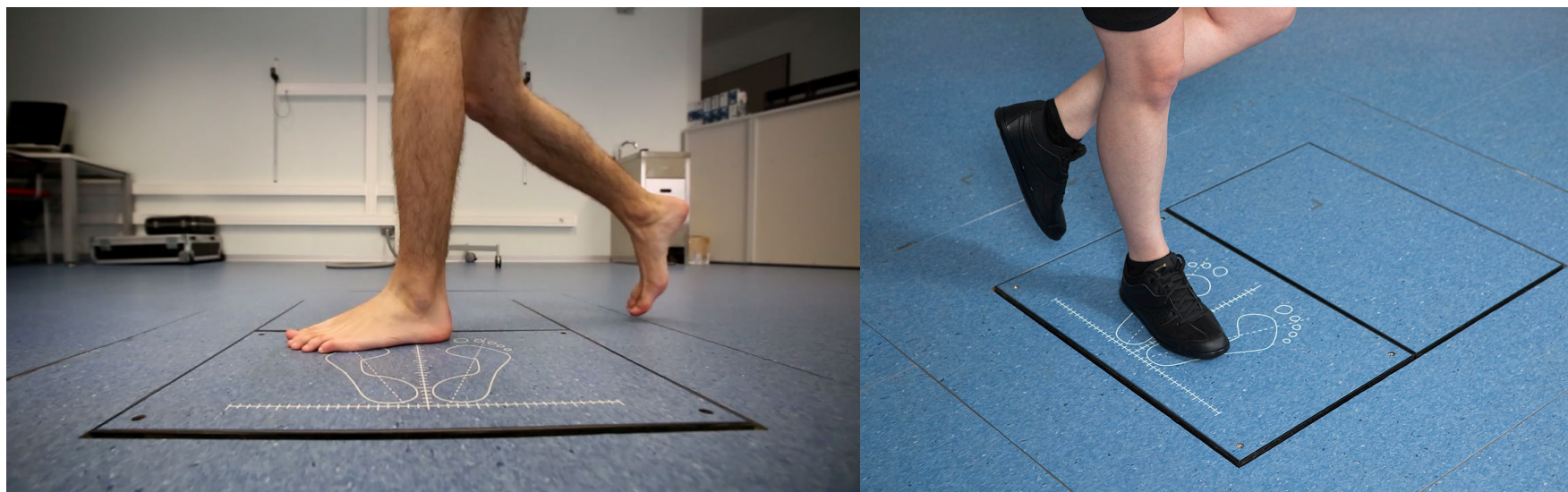
Rysunek 8. Rejestracja masy ciała na platformie dynamometrycznej przed analizą chodu.

3.3. PROCEDURA POZYSKIWANIA DANYCH



3.3. PROCEDURA POZYSKIWANIA DANYCH

- Z butami lub bez



Rysunek 9. Sposoby oceny chodu z wykorzystaniem platformy dynamometrycznej.

3.3. PROCEDURA POZYSKIWANIA DANYCH

➤ Wydzielony chodnik



Rysunek 10. Wydzielony chodnik do oceny chodu z platformą dynamometryczną. (Po prawej) Przestrzeń umożliwiającą przyspieszenie przed wejściem na platformę. (Po lewej) Przestrzeń pozwalającą na wyhamowanie po wejściu na platformę.

3.3. PROCEDURA POZYSKIWANIA DANYCH

➤ Standaryzacja instrukcji

Idź w linii prostej od jednego znaku do drugiego, gdy zostanie podany sygnał "start".

Spacer patrząc przed siebie

Chodzić z wygodną, zwykłą lub samodzielnie wybraną prędkością

Chodzić bez żadnych podpór, aby uniknąć przeniesienia siły na inny punkt

3.3. PROCEDURA POZYSKIWANIA DANYCH

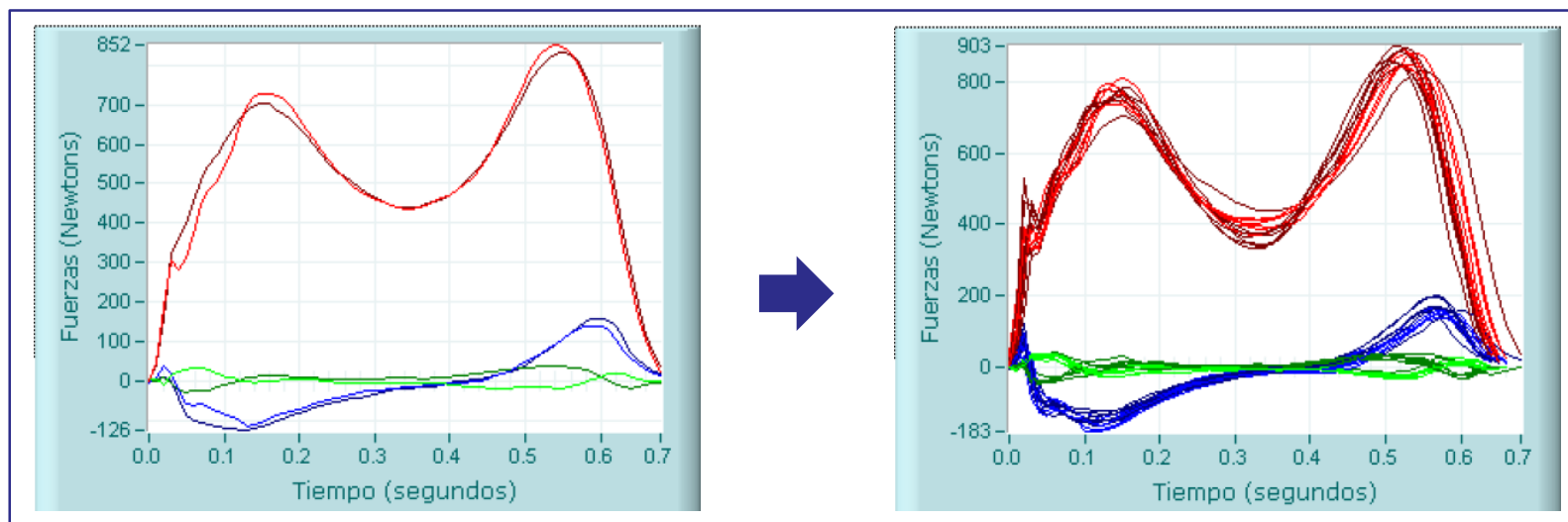
➤ Prawidłowa rejestracja



Ryc. 11. Ocena chodu przy użyciu platformy dynamometrycznej. (Po lewej) Prawidłowe powtórzenie. (Środek) Nieprawidłowa rejestracja z powodu zakłóceń z poprzedniego kroku. (Po prawej) Nieprawidłowa rejestracja z powodu zakłóceń z kolejnego kroku.

3.3. PROCEDURA POZYSKIWANIA DANYCH

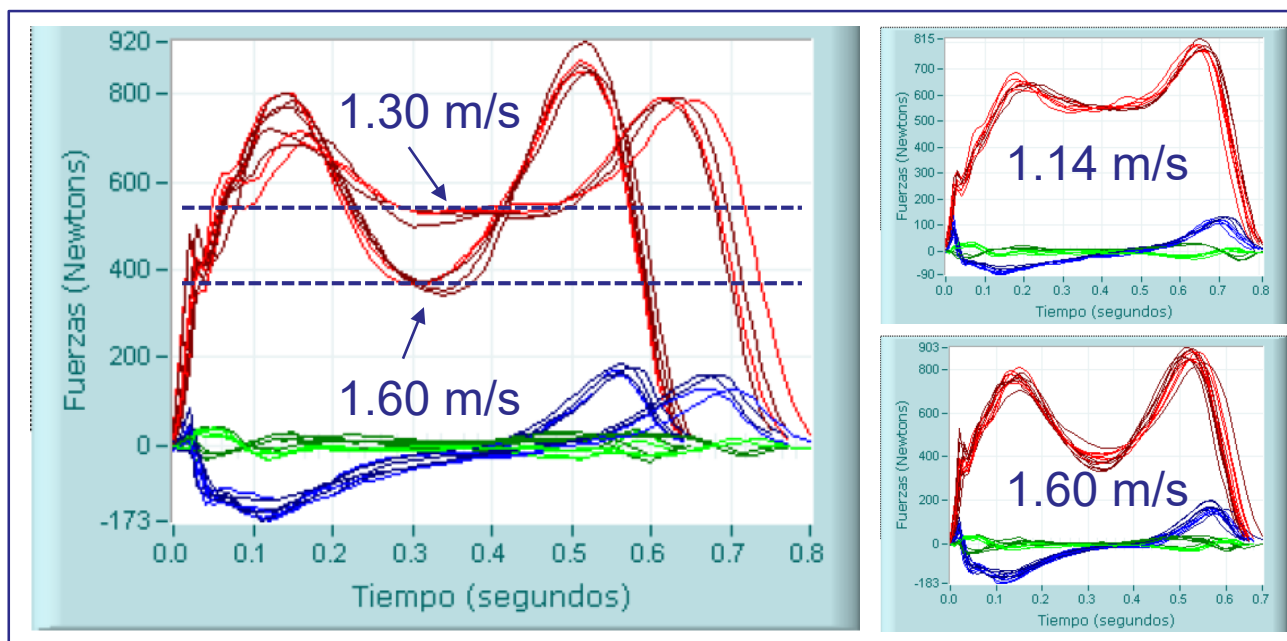
➤ Liczba powtórzeń



Rysunek 12. Krzywe sił reakcji podłoża. Czerwony: siła pionowa. Niebieski: siła przednio-tylna. Zielony: siła przyśrodkowo-boczna. (Po lewej) Ocena, która zawiera pojedynczy zapis sił reakcji dla prawej i lewej stopy. (Po prawej) Ocena, która zawiera kilka zapisów dla prawej i lewej stopy.

3.3. PROCEDURA POZYSKIWIANIA DANYCH

➤ Kontrola prędkości chodu

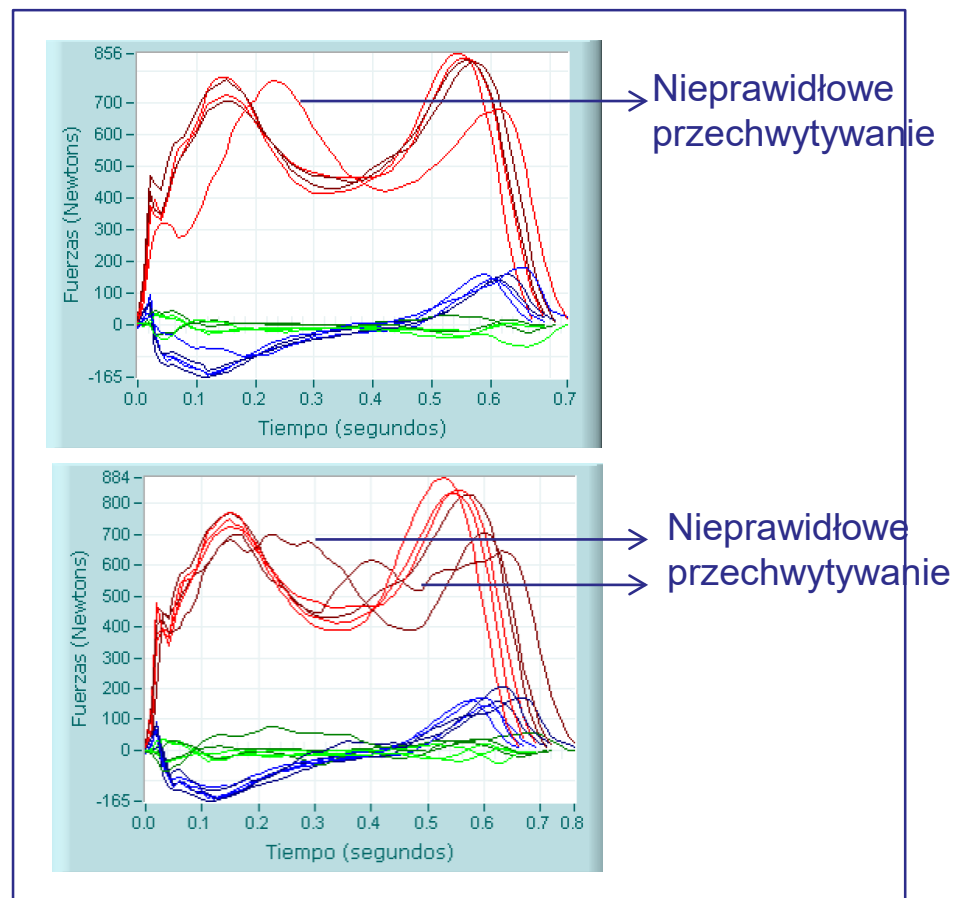


Rysunek 13. Krzywe sił reakcji podłoża przy różnych prędkościach chodu (m/s, metr na sekundę). Na każdym wykresie na osi Y przedstawiono wielkość siły (N, Newton), a na osi X czas (s).

3.4. PRZEGLĄD ZEBRANYCH POWTÓRZEŃ

- Sprawdź różnice w prędkości każdego powtórzenia chodu
- Usuń krzywe morfologii wyraźnie różniące się od większości zarejestrowanych krzywych

Rysunek 14. Przykłady oceny chodu za pomocą platform dynamometrycznych. Na obu wykresach uczestnik doznaje mimowolnego odwrócenia stawu skokowego.



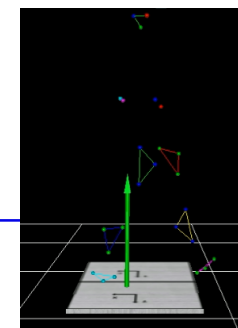
3.5. ODCZYTANIE WYNIKÓW

Siły reakcji podłoża - Ground Reaction Forces (GRF)

- Siła, która działa na ciało w wyniku jego spoczynku na podłożu lub uderzenia o podłoże, co może mieć miejsce podczas pozycji dwunożnej oraz podczas ruchu, np. chodu człowieka.

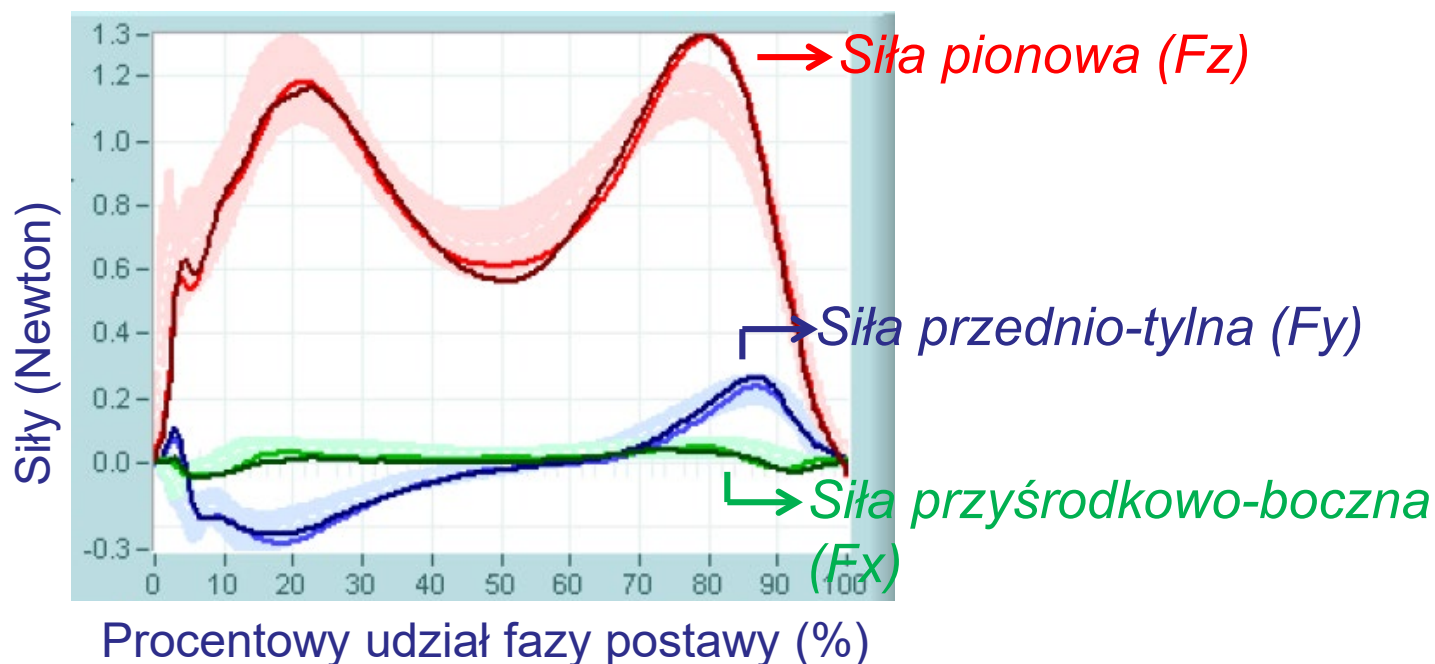
Środek nacisku - Centre of Pressure (COP)

- Położenie na podłożu wektorów sił reakcji podłoża jest znane jako środek nacisku.
- COP odnosi się do średniego punktu nacisku pod stopą lub stopami.



3.5. ODCZYTANIE WYNIKÓW

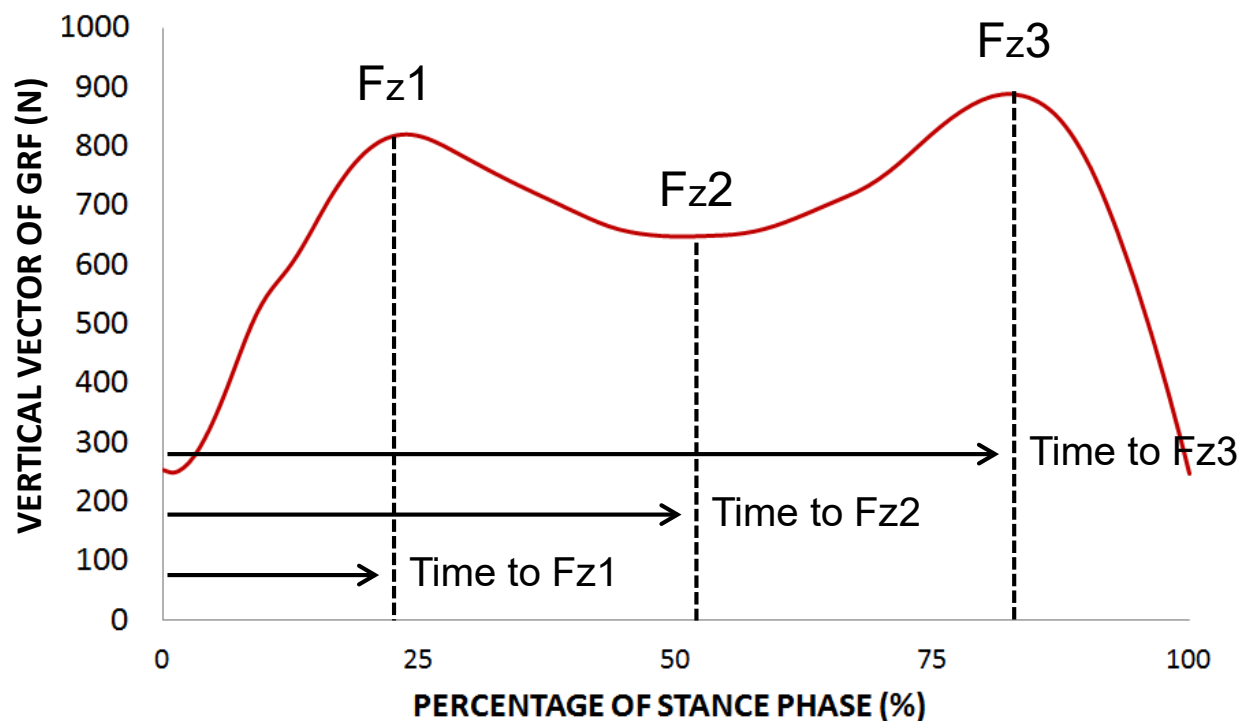
Składniki siły reakcji podłoża



Rysunek 16. Siła reakcji podłoża i jej trzy składowe.

3.5. ODCZYTANIE WYNIKÓW

Siła reakcji podłoża: Składnik pionowy



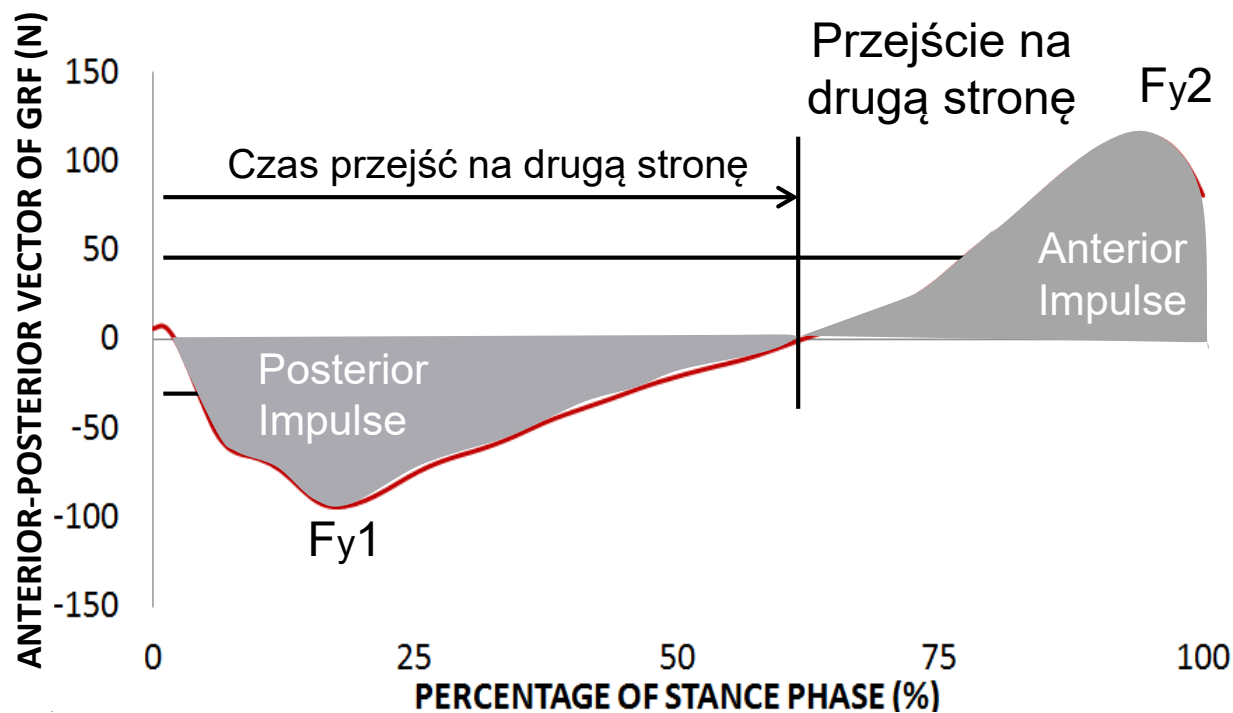
Fz 1: siła szczytowa przy maksymalnym obciążeniu

Fz 2: szczytowa siła siła szczytowa w połowie postawy

Fz 3: szczytowa siła w odepchnięciu

3.5. ODCZYTANIE WYNIKÓW

Siła reakcji podłoża: Składowa przednio-tylna

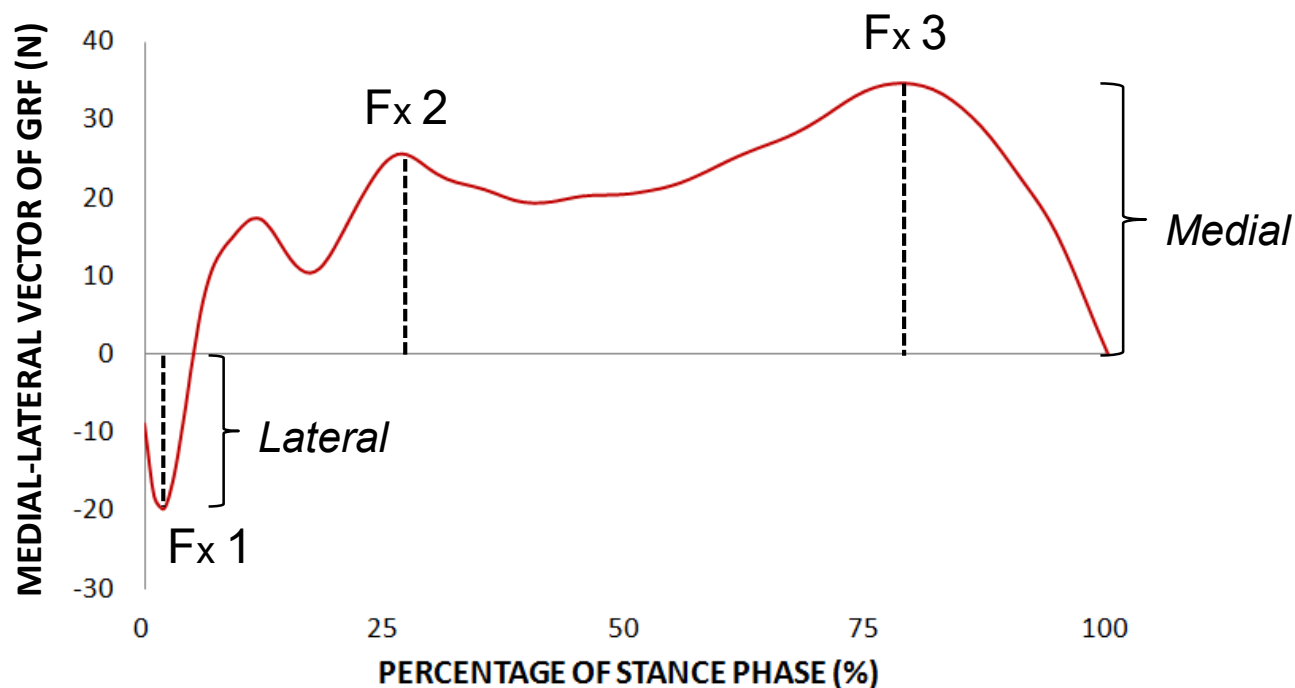


Fy 1:
Maksymalna
siła tylna.
Odpowiada
złamaniu

Fy 2:
maksymalna
siła przednia

3.5. ODCZYTANIE WYNIKÓW

Siła reakcji podłoża: Składnik przyśrodkowo-boczny



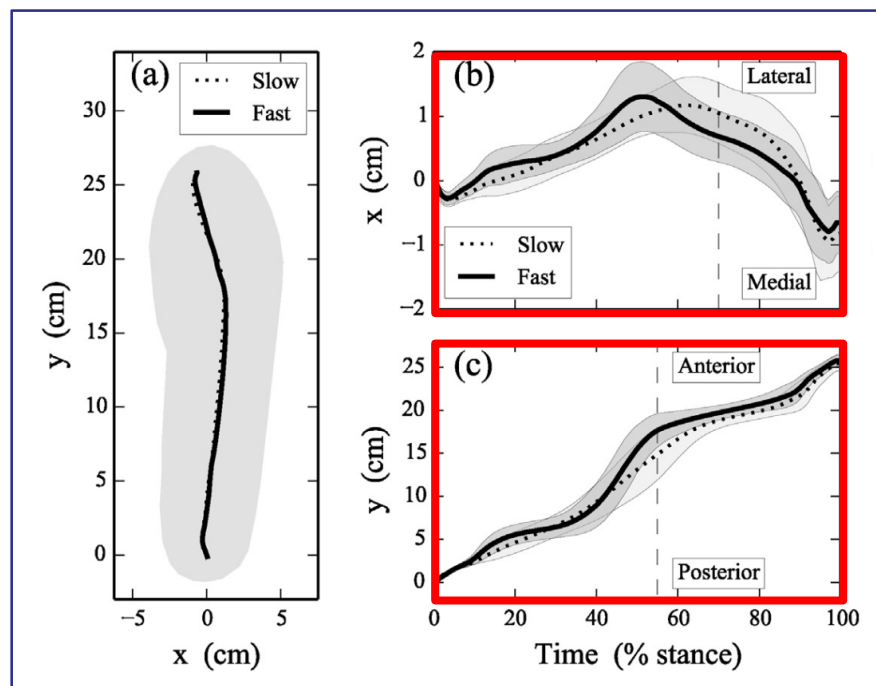
Fx 1:
Maksymalna
siła
poprzeczna

Fx 2:
Maksymalna
obciążająca
siła
przyśrodkowa

Fx 3:
Maksymalna
siła napędowa
przyśrodkowa

3.5. ODCZYTANIE WYNIKÓW

Ośrodek nacisku - *The Centre of pressure (COP)*



Przyśrodkowo-boczna w stosunku do przednio-tylnej

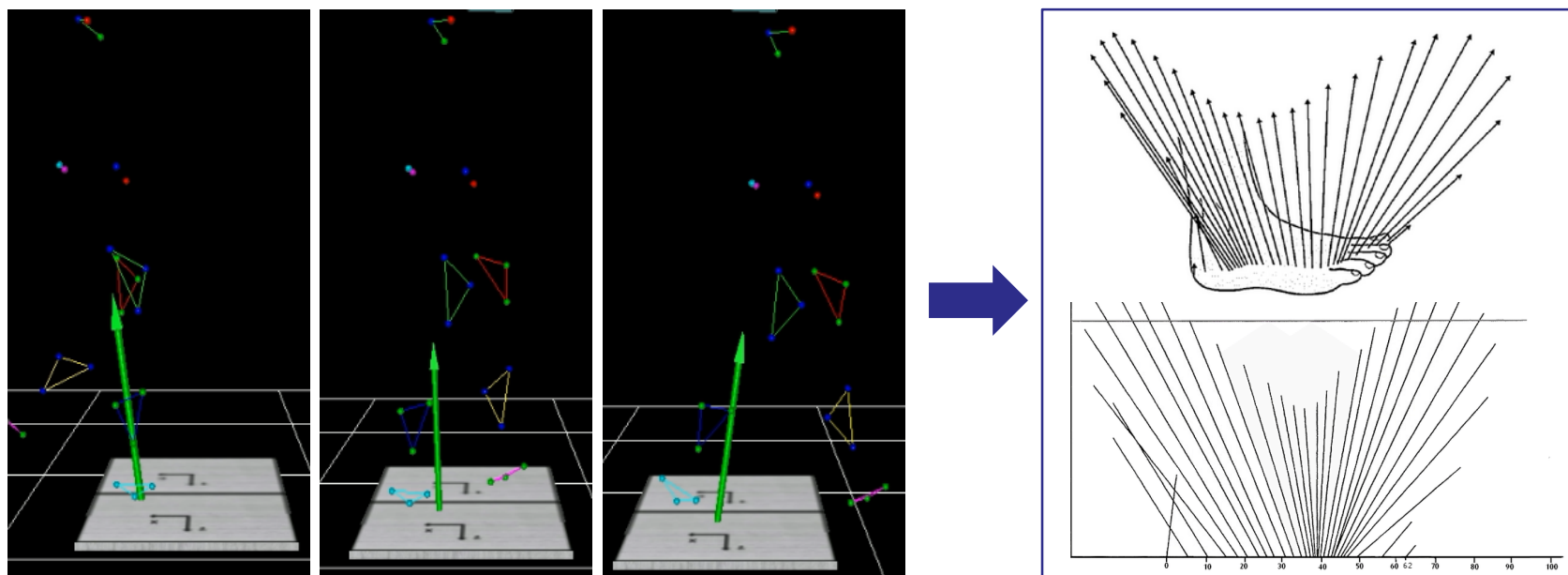
Prędkość COP w funkcji czasu (faza stania)

Rysunek 17. Ruch środka nacisku podczas chodu przy prędkości wolnej (linia przerywana) i szybkiej (linia ciągła). Na podstawie Todd C. Pataky et al. 2014.

- a) Trajektoria w osiach X i Y
- b) Ruch przyśrodkowo-boczny
- c) Ruch przednio-tylny

3.5. ODCZYTANIE WYNIKÓW

Schemat Pedotti



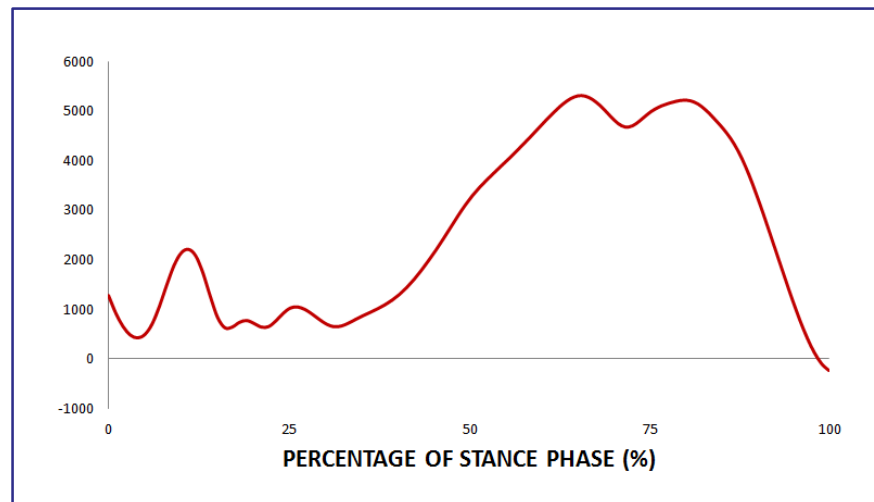
Rysunek 18. Diagram Pedottiego. Każda strzałka przedstawia wektor reakcji podłoża w każdym punkcie fazy stania, podstawa każdego wektora to środek nacisku w danym momencie. Obraz z Clinical Movement Analysis, Vrije Universiteit. Dostępny:

www.studeersnel.nl.

3.5. ODCZYTANIE WYNIKÓW

Moment pędu na płycie siłowej

- Nie jest bezpośrednio mierzalna
- Może być obliczona na podstawie położenia środka platformy w kierunku środkowo-bocznym i przednio-tylnym.



Rysunek 19. Momentum na platformie podczas fazy postawy w ocenie chodu osoby zdrowej.

4 ZALETY I WADY

Zalety

- Nie jest wymagane żadne oprzyrządowanie
- Łatwość użycia i interpretacji wyników
- Precyzyjny sprzęt pomiarowy
- Rozwój przenośnych platform

Wady

- Powinien być zbudowany na chodniku.
- Liczba różnych powierzchni styku, które można zmierzyć, jest ograniczona
- Potrzeba więcej niż jednej platformy
- Wysoki koszt ekonomiczny

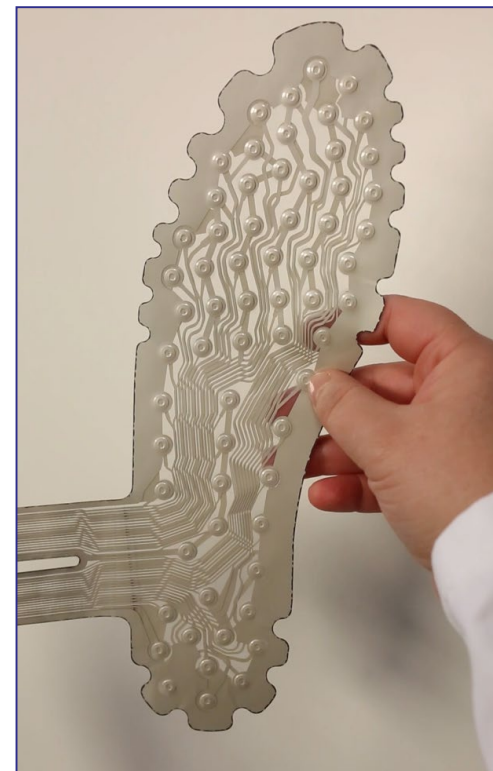
D.1 Jakie istnieją protokoły oceny instrumentów biomechanicznych chodu?

Część 4. Wkładki uciskowe z przyrządami a ocena chodu.
Podejście kliniczne

1. DEFINITION

Wkładki z oprzyrządowaniem do nacisk na stopę

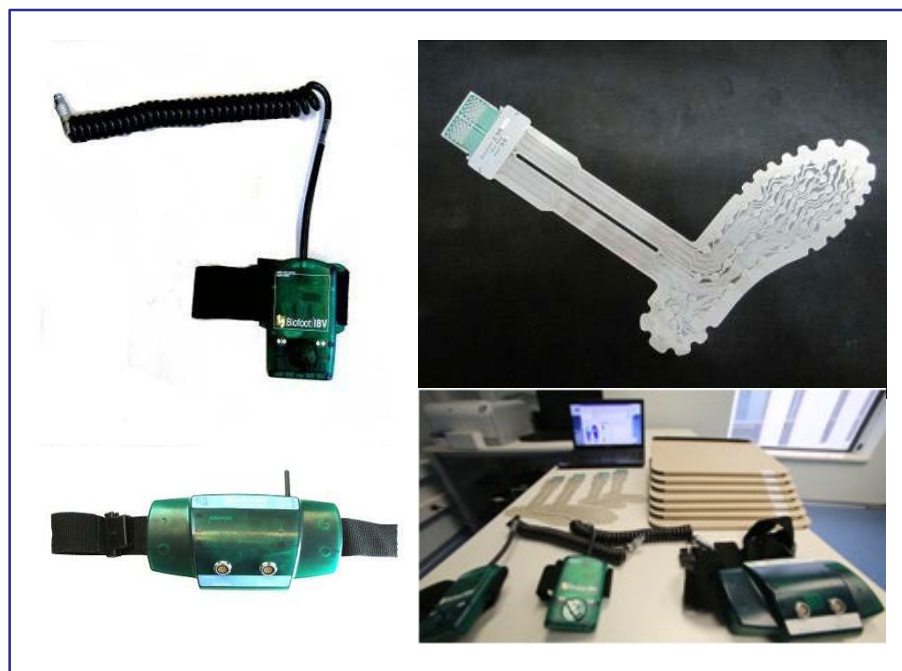
- Technika analizy kinetycznej
- Wkładki z czujnikami nacisku
- System ciśnieniowy w butach
- Urządzenia przenośne
- Ocena chodu w warunkach funkcjonalnych
- **Znaczenie pomiaru ciśnienia**



Rysunek 1. Wkładki z oprzyrządowaniem z czujnikami ciśnienia.

2. ELEMENTY SYSTEMU

- Wkładki z czujnikami nacisku
- Wzmacniacz sygnału
- Moduł nadajnika bezprzewodowego
- Oprogramowanie (i komputer)

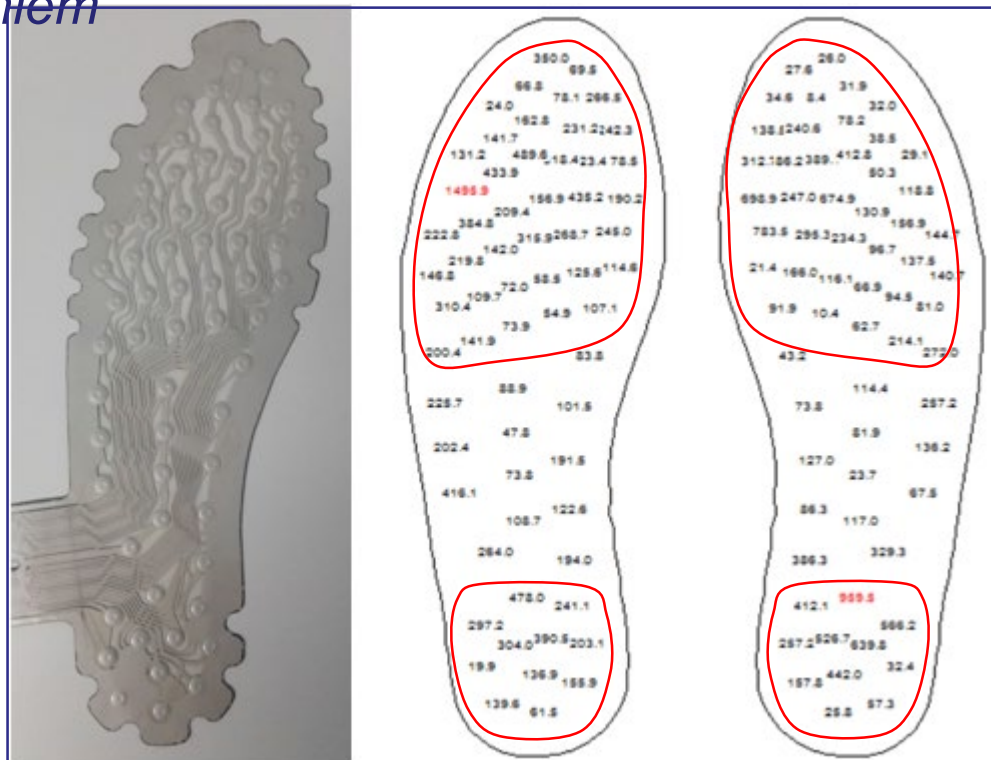


Rysunek 2. Elementy systemu pomiaru ciśnienia plantarnego opartego na oprzyrządowanych wkładkach. System Biofoot/Biomechanics Institutes of Valencia.

2. ELEMENTY SYSTEMU

Wkładki z oprzyrządowaniem

- Rodzaje czujników
- Różne rozmiary
- Unikanie zagięć
- Rozmieszczenie czujników
- Jednostka ciśnienia: kPa
- Staranna konserwacja



Rysunek 3. Rozmieszczenie czujników ciśnienia w oprzyrządowanej wkładce.

2. ELEMENTY SYSTEMU

Wkładki z oprzyrządowaniem: rodzaje czujników

Pojemnościowy

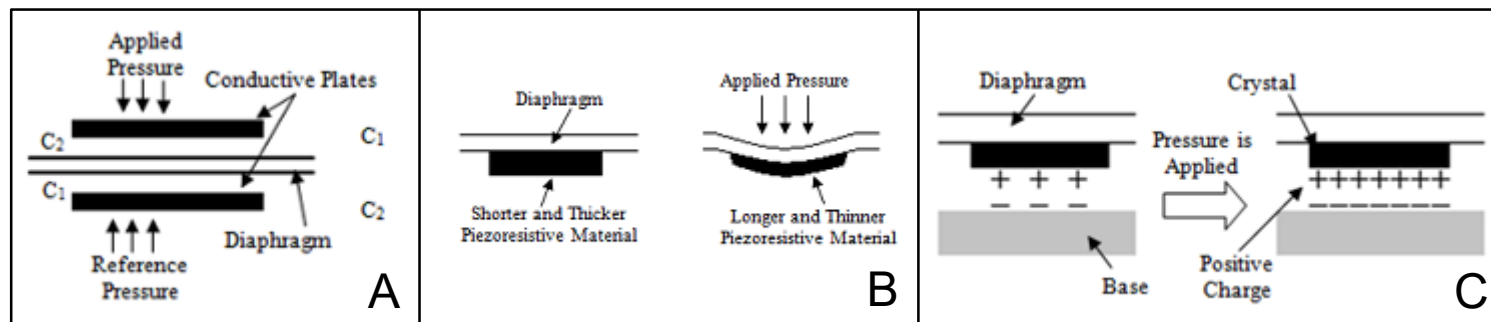
Pomiar zmian pojemności elektrycznej

Rezystywny

Pomiar zmiany oporu elektrycznego

Piezoelektryczny

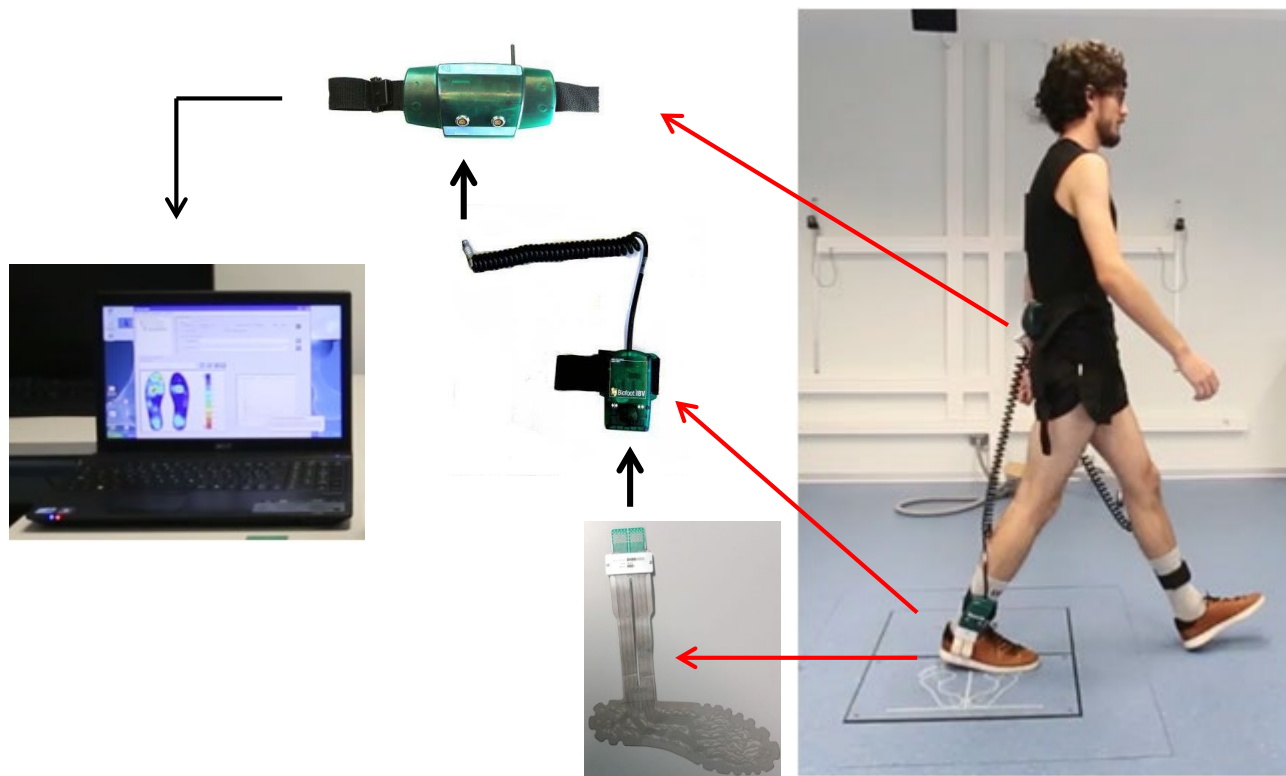
Pomiar napięcia pochodzącego od przyłożonego do materiału nacisku



Rysunek 4. Zasada działania czujników ciśnienia. (A) Pojemnościowy. (B) Rezystancyjny. (C) Piezoelektryczne. Zdjęcia za Nader Ahmadzadeh et al. 2016.

2. ELEMENTY SYSTEMU

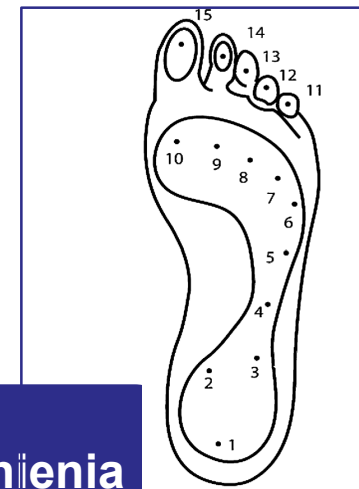
Wkładki i elementy z oprzyrządowaniem



Rysunek 5.
System pomiaru ciśnienia w okolicy podeszwy.

2. ELEMENTY SYSTEMU

Specyfikacje techniczne i zalecenia dotyczące chodu



Liczba czujników na wkładkę

- 24 - 1000 czujników na wkładkę
- Strefy krytyczne

Częstotliwość próbkowania (Hz)

- Liczba próbek, które system jest w stanie zmierzyć w ciągu sekundy
- Dla chodu: 50-100 Hz

Zakres ciśnienia (kPa)

- Zakres mierzonego ciśnienia
- Normalny chód: 200-500 Hz
- Neuropatologia cukrzycowa 1000-3000 Hz

Rysunek 6. Obszary anatomiczne stopy, które utrzymują głównie ciężar ciała. Obraz z Lin Shu et al. 2010.

3. PROTOKÓŁ OCENY

Wybór wkładek i oprzyrządowanie

- Odpowiednia wkładka "nie za ciasna ani nie za luźna".
- Przedmiot siedzenia
- Zamknięty but



Rysunek 7. Pozycjonowanie wkładek.
System Biofoot/Biomechanics Institutes of Valencia.

3. PROTOKÓŁ OCENY

Kalibracja wkładek z oprzyrządowaniem



- Konieczne, aby uniknąć sygnału dryftu
- Kalibracja czujników ciśnienia w całym systemie jest bardzo różna
 - Stanie z ciężarem ciała osoby badanej
 - Siedząc
- System z czujnikami piezoelektrycznymi: Okres adaptacji temperatury i wilgotności wewnątrz obuwia

Rysunek 8. Pozycja do procedury kalibracji.

3. PROTOKÓŁ OCENY

Kontrola prędkości chodu

Wygodny, szybki chód

Wolno

Szybko

Zmiany prędkości między próbami tego samego warunku: nie więcej niż 10 %.

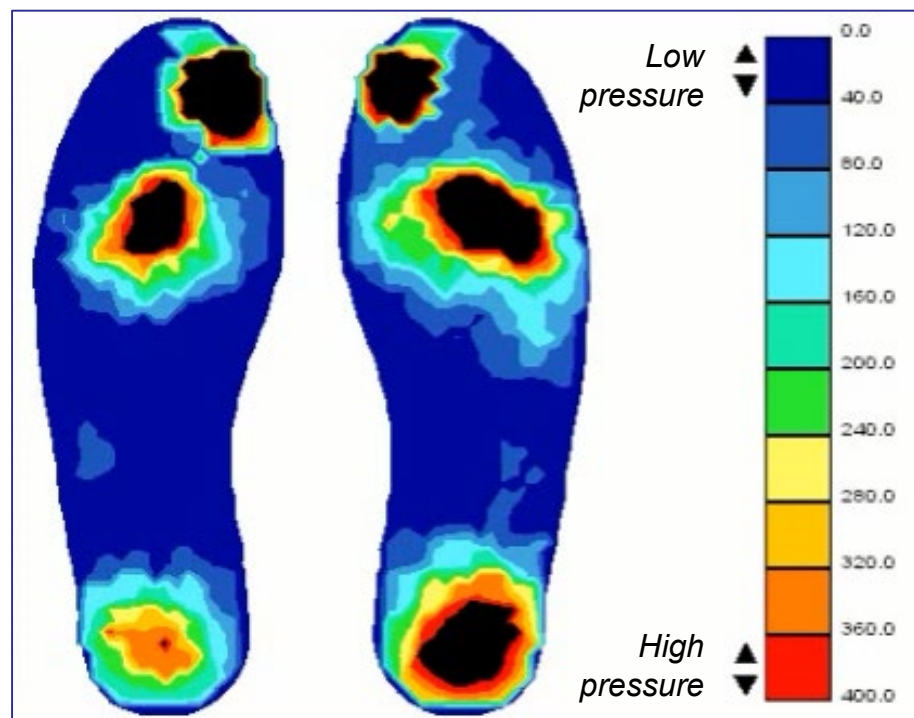
- Wielkość sił generowanych podczas chodzenia zależy od kilku czynników, w tym prędkości.
- W ocenie nacisków na podłoże należy kontrolować prędkość chodu.
- Wzrost prędkości chodu powoduje wzrost ciśnienia pod stopą

3. PROTOKÓŁ OCENY

Wyniki

$$\text{Ciśnienie} = \frac{\text{Siła}}{\text{Obszar}}$$

- Definicja ciśnienia
- Skala kolorów

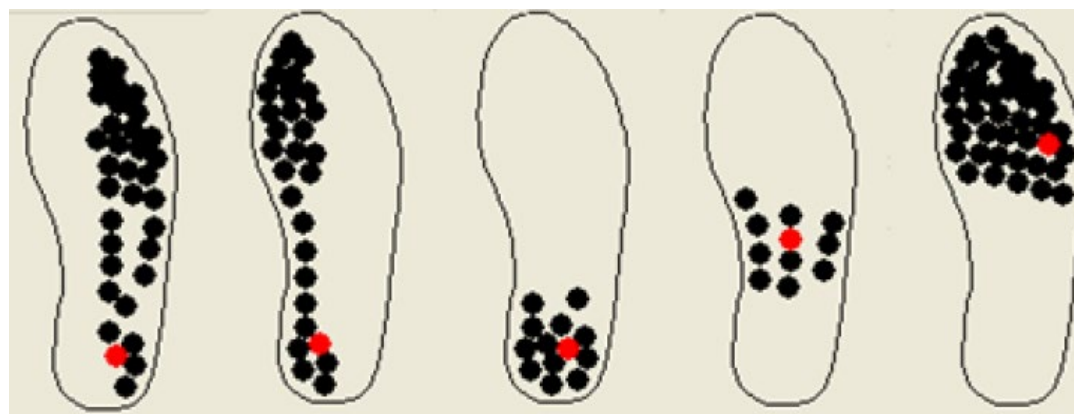


Ryc. 9. Mapa w skali barwnej z oceny nacisku na stopę.

3. PROTOKÓŁ OCENY

Wyniki

- Obszary zainteresowania
- Średnie ciśnienie
- Ciśnienie szczytowe

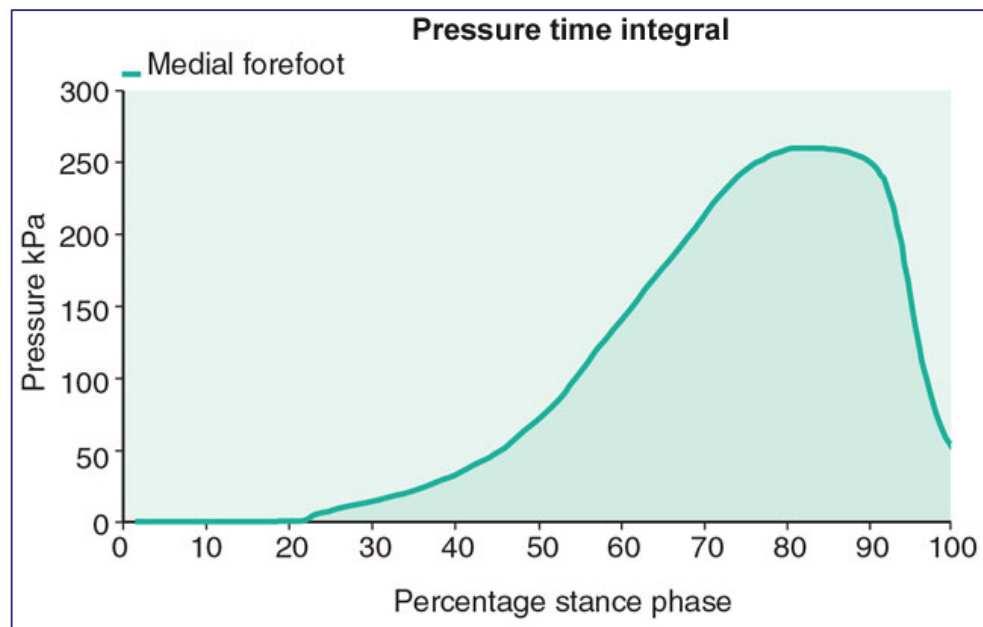


Rysunek 10. Badanie nacisków plantarnych na poszczególne obszary stopy. W kolejności od lewej do prawej: obszar przyśrodkowy, obszar zewnętrzny, pięta, śródstopie i przodostopie. Obraz z podręcznika użytkownika, system Biofoot/Biomechanics Institutes of Valencia.

3. PROTOKÓŁ OCENY

Wyniki

- Ciśnienie całkowite
- Średnia ciśnienia
- Inne parametry przestrzenno-czasowe.



Rysunek 11. Krzywa całkowania ciśnienia w czasie. Obraz z Richards J. (2018) The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics. 2nd ed.

4 ZALETY I WADY

Zalety	Wady
Umożliwiają bezpośredni pomiar ciśnienia działającego na stopę	Krzywizna stopy
Ocena w warunkach funkcjonalnych: w ruchu i w obuwiu	Brak miejsca na przetworniki
	Zastosowanie drutów od wewnętrznej strony buta
Nie wymaga nadmiernego przygotowania merytorycznego	Nie jest zalecane porównywanie wartości pomiaru ciśnienia pomiędzy różnymi systemami

D.1 Jakie istnieją protokoły oceny instrumentów biomechanicznych chodu?

Kluczowe idee

KLUCZOWE IDEE

- Chód człowieka może być oceniany za pomocą różnych instrumentów oceny biomechanicznej, które pozwalają na obiektywizację jego sprawności i deficytów.
- Fotogrametria jest techniką pomiaru zmiennych kinematycznych z obrazów, zarówno z aparatów fotograficznych jak i kamer wideo.
- Aby przeprowadzić analizę chodu za pomocą fotogrametrii, konieczne jest oprzyrządowanie osoby ocenianej w model biomechaniczny składający się z markerów, które wskażą punkty tworzące segmenty ciała wykonujące ruch.
- Najczęściej stosowanym modelem biomechanicznym do pomiaru chodu jest Calibrated Anatomical System Technique (CAST), który pozwala na analizę marszu w trzech płaszczyznach ruchu.

KLUCZOWE IDEE

- Wśród klinicznych zmiennych chodu, które mogą być mierzone za pomocą fotogrametrii są Zakres ruchu zgięcia-wyprostu, rotacji wewnętrznej-zewnętrznej, abdukcji-addukcji w każdym stawie modelu biomechanicznego oraz kąty Peak, które odnoszą się do maksymalnego stopnia ruchu osiągniętego w analizowanym łuku.
- Przyspieszenie liniowe podczas chodu jest możliwe do zmierzenia za pomocą systemu akcelerometrycznego i odnosi się do zmiany prędkości liniowej w kolejnych przedziałach czasowych. Jednostką przyspieszenia, w Międzynarodowym Układzie Jednostek, jest metr na sekundę do kwadratu (m/s^2), chociaż często można je znaleźć wyrażone we współczynniku grawitacji (g). Przyspieszenie dodatnie ma wartość dodatnią, natomiast wartość ujemna oznacza spowolnienie.
- Protokół wykorzystujący akcelerometry w analizie chodu zazwyczaj składa się z przymocowania akcelerometru do tułowia, głowy i segmentu piszczelowego. Jednym z najważniejszych punktów protokołu jest umocowanie akcelerometru na skórze, które musi zapobiegać względnym ruchom akcelerometru, aby wiernie odwzorować przyspieszenie mierzonego segmentu.

KLUCZOWE IDEE

- Platforma siłowa lub płyta siłowa jest urządzeniem służącym do pomiaru sił reakcji podłoża (GRF) oraz ich punktu przyłożenia, znanego jako środek nacisku (COP). Jest to element szeroko stosowany w ocenie chodu i równowagi człowieka, jak również w wielu czynnościach i funkcjach ludzkich.
- Zarejestrowane siły będą zależały, jak już powiedzieliśmy, od prędkości, ale także od wagi osoby ocenianej. Dlatego też, aby dokonać porównań pomiędzy osobami, musimy podzielić uzyskane siły przez wagę osoby i w ten sposób uzyskać porównywalny bezwymiarowy parametr pomiędzy badanymi. Z drugiej strony, kontrola prędkości chodu jest również konieczna pomiędzy próbami chodu w tym samym stanie.
- Wektor siły reakcji podłoża ma trzy składowe, w trzech osiach przestrzeni: a) składowa pionowa siły w osi Z, b) składowa przednio-tylna siły w osi Y, oraz, c) składowa przyśrodkowo-boczna w osi X.

KLUCZOWE IDEE

- Oprzyrządowane wkładki do pomiaru nacisku na stopę są techniką analizy kinetycznej, która wewnątrz wkładki posiada kilka czujników nacisku rozmieszczonych strategicznie, w celu pomiaru statycznego i dynamicznego nacisku na stopę. Te wkładki są umieszczone wewnątrz obuwia osoby ocenianej, więc jest to przenośny sprzęt i pozwalają na ocenę chodu w warunkach funkcjonalnych, to znaczy, z obuwiem i w ruchu. Znaczenie pomiaru nacisku podszwowego polega na tym, że nadmierne naciski mogą powodować uszkodzenia tkanek.
- W analizie nacisków na stopę, bardziej przydatne jest badanie parametrów dla każdego obszaru stopy. Zazwyczaj urządzenia pozwalają na analizę wyników nacisku podszwowego w rozbiciu na piętę, śródstopie, przodostopie oraz wewnętrzny i zewnętrzny obszar stopy.

D.1 Jakie istnieją protokoły oceny instrumentów biomechanicznych chodu?

Bibliografia

5. BIBLIOGRAFIA

1. Ali Salah A., Gevers T., Editors. Compute Analysis of Human Behavior. 1st ed. London (England): Springer, 2011.
2. Armand, S., Decoulon, G., Bonnefoy-Mazure, A. (2016) Gait analysis in children with cerebral palsy. EFORT Open Rev, 1.
3. Bauer, JJ., Pavol, MJ., Snow, CM., Hayes, WC. (2007) MRI-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry. Journal of Biomechanics, 40, 2904-2910. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.03.006.
4. Cappozzo, A., Croce, U. D., Leardini, A., Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1: theoretical background. Gait & Posture, 21(2), 186–196. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.01.010
5. Chiari, L., Croce, U. D., Leardini, A., Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 2: Instrumental errors. Gait & posture, 21(2), 197-211. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.04.004
6. Croce, U. D., Leardini, A., Chiari, L., Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. Gait & posture, 21(2), 226-237. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.003.
7. Leardini, A., Chiari, L., Croce, U. D., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait & Posture, 21(2), 212-225. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.002
8. Lee, EH., Goh, JC., Bse K. (1992) Value of gait analysis in the assessment of surgery in cerebral palsy. Arch Phys Med Rehabil, 73(7), 642-6.

5. BIBLIOGRAFIA

8. Lu, T.-W., & Chang, C.-F. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28(2), S13–S25. doi:10.1016/j.kjms.2011.08.004
9. Monk A. P. , Van Oldernrijk J. , Riley Nicholas D. , Gill H.S., Murray D. W. (2016). Biomechanics of the lower limb. *Surgery*, 34(9), 427-435. doi:10.1016/ j.mpsur.2016.06.007
10. Pueo, B., Jimenez-Olmedo JM. (2017). Application of motion capture technology for sport performance analysis. El uso de la tecnología de captura de movimiento para el análisis del rendimiento deportivo. *Retos*, 32(2), 241-247.
11. Pantzar-Castilla, E., Cereatti, A., Figari, G., Valeri, N., Paolini, G., Della Croce, U., Magnuson, A., Riad, J. (2018) Knee joint sagittal plane movement in cerebral palsy: a comparative study of 2-dimensional markerless video and 3-dimensional gait analysis. *Acta Orthopaedica*, 89(6), 656-661. DOI 10.1080/17453674.2018.1525195.
12. Richards J., Editor. *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics*. 2nd ed. Preston (UK): Elsevier, 2018.
13. Sandau, M., Koblauch, H., Moeslund, T. B., Aanæs, H., Alkjær, T., & Simonsen, E. B. (2014). Markerless motion capture can provide reliable 3D gait kinematics in the sagittal and frontal plane. *Medical Engineering & Physics*, 36(9), 1168–1175. doi:10.1016/j.medengphy.2014.07.007
14. Schenk, T. (2005). *Introduction to photogrammetry*. The Ohio State University, Columbus, 106.
15. Zuk, M., Pezowicz, C. (2015) Kinematic Analysis of a Six-Degrees-of-Freedom Model Based on ISB Recommendation: A Repeatability Analysis and Comparison with Conventional Gait Model. *Applied Bionics and Biomechanics*, 503713. doi: 10.1155/2015/503713.

5. BIBLIOGRAFIA

1. Brodie M., Beijer T., Canning C. and Lord S. Head and pelvis stride-to-stride oscillations in gait: validation and interpretation of measurements from wearable accelerometers. *Physiol. Meas.* 36 (2015) 857–872.
2. Godfrey A., Del Din S., Barry G., Mathers J.C., and Rochester L. Instrumenting gait with an accelerometer: A system and algorithm examination. *Med Eng Phys.* 2015 Apr; 37(4): 400–407.
3. Jarchi D., Pope J., Lee T.K. M., Tamjidi L., Mirzaei A. and Sanei S. A review on accelerometry based gait analysis and emerging clinical applications. *EEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 11, pp. 177–194, 2018.
4. Lafortune M. Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *J. Biomechanics* Vol. 24, N° 10, pp. 877-886, 1991.
5. Richards J., Editor. *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics*. 2nd ed. Preston (UK): Elsevier, 2018.
6. Salah A., Gevers T., Editors. *Compute Analysis of Human Behavior*. 1st ed. London (England): Springer, 2011.
7. Sant'Anna A., Wickstrin N. Developing a Motion Language: Gait Analysis from accelerometers sensor systems. 3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, London, 1-3 April, 2009, pp. 1-8. 108 (2012) 715-723.

5. BIBLIOGRAFIA

8. Sinclair J., Hobbs S., Protheroe L., Edmundson C., Greenhalgh A. Determination of gait events using an externally mounted shank accelerometer. *Journal of Applied Biomechanics*, 2013, 29, 118-122.
9. Woodford, Chris. Accelerometers. [cited 2020 January]. Web site available: <https://www.explainthatstuff.com/accelerometers.html>.
10. Tao W., Liu T., Zheng R., Feng H. Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors* 2012, 12(2), 2255-2283.
11. Yang M., Zheng H., Wang H. McClean S., Newell D. iGait: An interactive accelerometer based gait analysis system. *Compute methods and programs in biomedicine* 108 (2012) 715-723.

5. BIBLIOGRAFIA

1. Ali Salah A., Gevers T., Editors. Compute Analysis of Human Behavior. 1st ed. London (England): Springer, 2011.
2. Azadian E., Majlesi M., Jafarnezhadgero A.A. The effect of working memory intervention on the gait patterns of the elderly. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 22 (2018) 881e887.
3. Claudiane Arakaki Fukuchi, Reginaldo Kisho Fukuchi and Marcos Duarte. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews* (2019) 8:153.
4. G. Ryckewaert, A. Delval, S. Bleuse, J.-L. Blatt, L. defebvre. Biomechanical mechanisms and centre of pressure trajectory during planned gait termination. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* (2014) 44, 227—233.
5. Hadar Shauliana, Deborah Solomonow-Avnona, Amir Hermanb, Nimrod Rozenc, Amir Haima, Alon Wolfa. The effect of center of pressure alteration on the ground reaction force during gait: A statistical model. *Gait & Posture* 66 (2018) 107–113.
6. Lucia Bizovska, Zdenek Svoboda, Patrik Kutilek, Miroslav Janura, Ales Gaba. Variability of centre of pressure movement during gait in young and middle-aged women. *Gait & Posture* 40 (2014) 399–402.

5. BIBLIOGRAFIA

7. Moon-Seok Kwon, Yu-Ri Kwon, Yang-Sun Park, Ji-Won. Comparison of gait patterns in elderly fallers and non-fallers. *Technology and Health Care* 26 (2018) S427–S436.
8. Richards J., Editor. *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics*. 2nd ed. Preston (UK): Elsevier, 2018.
9. Sánchez J., Prat J., Hoyos J., Viosca E., Soler C., Comín M., Lafuente R., Cortés A., Vera P. *Biomecánica de la marcha normal y patológica*. Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia, 1993.
10. Sławomir Winiarski, Alicja Rutkowska-Kucharska. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* Vol. 11, No. 1, 2009.
11. Todd C. Pataky, Mark A. Robinson, Jos Vanrenterghem, Russell Savage, Karl T. Bates, Robin H. Crompton. Vector field statistics for objective center-of-pressure trajectory analysis during gait, with evidence of scalar sensitivity to small coordinate system rotations. *Gait & Posture* 40 (2014) 255–258.
12. Vipul Lugade and Kenton Kaufman. Center of Pressure Trajectory during Gait: A Comparison of Four Foot Positions. *Gait Posture*. 2014 May ; 40(1): 252–254.
13. Zdenek Svoboda, Lucia Bizovska, Miroslav Janura, Eliska Kubonova, Katerina Janurova, Nicolas Vuillerme. Variability of spatial temporal gait parameters and center of pressure displacements during gait in elderly fallers and nonfallers: A 6-month prospective study. *PLoS One*. 2017 Feb 27;12(2):e0171997.

5. BIBLIOGRAFIA

1. Béseler M.R., Grao C.M., Gil Á. y Martínez Lozano M.D.. Valoración de la marcha mediante plantillas instrumentadas en pacientes con espasticidad de miembros inferiores tras infiltración con toxina botulínica. *Neurología*. 2012;27(9):519—530.
2. Brus S.A, Waaijman R. The value of reporting pressure–time integral data in addition to peak pressure data in studies on the diabetic foot: A systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2013 Feb;28(2):117-21.
3. Dyer Philip S. and Morris Stacy J. Bamberg. Instrumented Insole vs. Force Plate: A Comparison of Center of Plantar Pressure. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2011;2011:6805-9.
4. Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV). Biofoot/IBV Manual de Usuario. Séptima versión. Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia, 2012.
5. Lin Shu, Tao Hua, Yangyong Wang, Qiao Li, David Dagan Feng, and Xiaoming Tao. In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. 2010 May;14(3):767-75.
6. Martínez A., Sánchez Ruiza, M. Barrés Carsíb, C. Pérez Lahuerta, A. Guerrero Alonsoc y C. Soler Gracia. A new diagnostic and therapeutic diagnostic method of the foot disease based on biofoot/ibv instrumented insoles. *Rehabilitación* Vol. 37. Núm. 5. Páginas 240-251 (Enero 2003).

5. BIBLIOGRAFIA

7. Martínez-Nova A., Sánchez-Rodríguez R., Cuevas García J.C. Patrón de presiones plantares en el pie normal: Análisis mediante sistema Biofoot de plantillas instrumentadas. *El Peu* 2006;26(4):190-194.
8. Martínez-Novaa A., Cuevas-Garcíaa J.C., Sánchez-Rodrígueza R., Pascual-Huertab J., Sánchez-Barrado E. Study of plantar pressure patterns by means of instrumented insoles in subjects with hallux valgus. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*. Volume 52, Issue 2, March–April 2008, Pages 94-98.
9. Martínez-Nova A., Sánchez-Rodríguez R., Leal-Muro A., Pedrera-Zamorano J.D. Dynamic Plantar Pressure Analysis and Midterm Outcomes in Percutaneous Correction for Mild Hallux Valgus. *J. Orthop Res.* 2011 Nov;29(11):1700-6.
10. Nurul Amziah, Yunus, Izhal Abdul Halin, Nasri Sulaiman, Noor Faezah Ismail, Ong Kai Sheng. Valuation on MEMS Pressure Sensors and Device Applications. *World Academy of Science, Engineering and Technology International Journal of Electronics and Communication Engineering* Vol:9, No:8, 2015.
11. Richards J., Editor. *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics*. 2nd ed. Preston (UK): Elsevier, 2018.
12. Wertsch J., Webster J., Tompkins W. A portable insole plantar pressure measurement system. *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 29 No. 1, 1992 Pages 13-18.



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.

