

(19)



URZĄD
PATENTOWY
RZECZYPOSPOLITEJ
POLSKIEJ

(10)

PL 447871 A1

(12)

Opis zgłoszeniowy wynalazku (z daty zgłoszenia)

(21) Numer zgłoszenia: 447871

(22) Data zgłoszenia: 2024.02.27

(43) Data publikacji o zgłoszeniu: 2025.09.01 BUP 35/2025

(51) MKP:

A61B 5/103 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

A63B 22/20 (2006.01)

A63B 23/00 (2006.01)

A63B 23/02 (2006.01)

A63B 23/035 (2006.01)

A63B 24/00 (2006.01)

(71) Zgłaszający:

**SIEĆ BADAWCZA ŁUKASIEWICZ –
INSTYTUT MIKROELEKTRONIKI
I FOTONIKI, Warszawa, PL
AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA
IM. STANISŁAWA STASZICA
W KRAKOWIE, Kraków, PL**

(72) Twórca(-y):

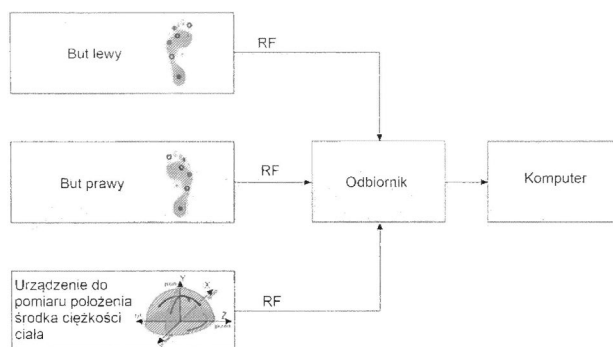
**GRZEGORZ KOŁASZCZYŃSKI, Bibice, PL
EWA KLIMIEC, Kraków, PL
PIOTR GUZDEK, Chocznia, PL
ANDRZEJ CICHOCKI, Kraków, PL
PIOTR WIŚNIEWSKI, Bębło, PL
KRZYSZTOF ZARASKA, Kraków, PL
ELŻBIETA KLIMIEC-MOSKAL, Kraków, PL
JACEK PIEKARSKI, Kraków, PL
JANUSZ RACZYŃSKI, Kraków, PL
MARIUSZ TABORSKI, Kraków, PL**

(54) Tytuł:

Sposób określania stopnia zaburzenia równowagi u osób z dysfunkcją chodu oraz układ do określania poziomu równowagi osób z dysfunkcją chodu

(57) Skrót opisu:

Przedmiotem zgłoszenia jest sposób określania stopnia zaburzenia równowagi u osób z dysfunkcją chodu oraz układ do stosowania tego sposobu. Najpierw dla osoby badanej sporządza się wkładki doobuwnicze, w których odpowiednio rozmieszcza się czujniki, a na plecach osoby badanej umieszcza się urządzenie do pomiaru położenia środka ciężkości ciała w przestrzeni trójwymiarowej XYZ. Następnie w trakcie ruchu osoby badanej równocześnie mierzy się wielkość sygnałów elektrycznych emitowanych przez czujniki oraz położenie jej środka ciężkości ciała. Z otrzymanych wielkości sporządza się wykres, który poddaje się analizie w zestawieniu z wykresem referencyjnym utworzonym dla osoby bez dysfunkcji chodu lub z wykresem dla osoby z dysfunkcją chodu utworzonym w innym przedziale czasowym. Przedstawiony na rysunku układ składa się z dwóch butów wyposażonych we wkładki zawierające po osiem odpowiednio rozmieszczonych czujników oraz w moduł przetwarzania i transmisji sygnałów, a także z urządzenia do pomiaru środka ciężkości ciała w przestrzeni trójwymiarowej XYZ. Przy czym moduły obu butów oraz urządzenie do pomiaru środka ciężkości ciała połączone są bezprzewodowo z odbiornikiem sprzęgniętym z komputerem.



**Sposób określania stopnia zaburzenia równowagi u osób z dysfunkcją chodu
oraz układ do określania poziomu równowagi osób z dysfunkcją chodu**

Przedmiotem wynalazku jest sposób określania stopnia zaburzenia równowagi u osób z dysfunkcją chodu zapewniający ilościowy opis motoryki ciała osoby badanej oraz układ do określania poziomu równowagi osób z dysfunkcją chodu. Rozwiązanie to umożliwia szybką diagnostykę i może być stosowane zarówno w laboratoriach chodu jak i w warunkach naturalnych to znaczy poza laboratorium.

Możliwość samodzielnego poruszania się jest podstawową czynnością życiową człowieka, a zaburzenia równowagi należą do schorzeń o dużym znaczeniu społecznym. Istotne jest więc określanie stopnia upośledzenia równowagi przy rehabilitacji w chorobach układu nerwowego jak np. udar mózgu, uszkodzenia kręgosłupa czy też porażenie mózgowie, a także przy zniekształceniach sylwetki ciała np. przy skoliozie. Znane są badania prowadzone przez liczne ośrodki, które opierają się na połączeniu nacisku stóp z położeniem środka ciężkości ciała. W publikacjach:

Rahimzadeh Khiabani R., Mochizuki G., Ismail F., Boulias C., Phadke C., Gage W. (2017). Impact of spasticity on balance control during quiet standing in persons after stroke. *Stroke Res. Treat.* 2017;6153714. 10.1155/2017/6153714 [PMC free article] [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar].

Correlation analysis of balance function with plantar pressure distribution and gait parameters in patients with cerebral infarction in the basal ganglia region Sihao Liu, Huixian Yu, Zhaoxia Wang, and Pei Da. *Front Neurosci.* 2023; 17: 1099843. Published online 2023 Feb 24. doi: 10.3389/fnins.2023.109984.

Human balance and posture control during standing and walking. DA Winter - *Gait & posture.* 1995 – Elsevier.

OOD Ojie. Computerised accelerometric machine learning techniques and statistical developments for human balance analysis (2022). <http://shura.shu.ac.uk/30035/>.

Samuil P. Gusselnikov, Anna V. Tsareva, A research on the center of mass motion signals during walking, Conference Russian Young Resarches in Elektrical and Electronic Engineering, 25-28 January, Petersburg, 2022.

Alvaro Muro-de-la-Herran, Begonya Garcia-Zapirain *Ie Systems, Highlighting Clinical Applications, Sensors 2014, 14, 3362-3394;

opisane są różne systemy zbudowane z mikromechanicznych akcelerometrów i żyroskopów MEMS, które monitorują mobilność człowieka i w których próbuje się łączyć pomiary nacisku stóp na podłoże ze środkiem ciężkości ciała osoby badanej.

Z patentu PL. 225306 i z patentu PL. 229486 znana jest wkładka diagnostyczna do obuwia, umożliwiająca badanie rozkładu sił nacisku, wywieranych przez stopę na podłoże oraz pomiar nacisku stopy na podłoże zwłaszcza w warunkach fizycznej aktywności człowieka.

Celem wynalazku jest opracowanie sposobu określania stopnia zaburzenia równowagi osób z dysfunkcją chodu oraz opracowanie układu do stosowania tego sposobu. Takiego sposobu i układu, które mogą być realizowane w warunkach naturalnych, poza laboratorium i dawałby informację o stopniu upośledzenia równowagi osoby badanej w porównaniu z wartościami referencyjnymi lub informację o poprawie stopnia zaburzenia równowagi osoby rehabilitowanej.

Sposób według wynalazku polega na tym, że najpierw sporządza się wkładki doobuwnicze, które odwzorowują osiem punktów stref anatomicznych dla obu stóp osoby podejrzanego o dysfunkcję chodu. W punktach tych umieszcza się czujniki piezoelektryczne a na plecach osoby badanej, korzystnie w okolicy trzeciego kręgu krzyżowego umieszcza się urządzenie do pomiaru położenia środka ciężkości ciała w przestrzeni trójwymiarowej XYZ zawierające optymalnie trójosiowy akcelerometr żyroskop i magnetometr. Następnie w trakcie ruchu osoby badanej równocześnie mierzy się wielkość sygnałów elektrycznych dla nacisku stóp w poszczególnych anatomicznych strefach oraz położenie środka ciężkości ciała osoby badanej wyrażone wielkością kątów obrotu w płaszczyźnie

XZ i odchylenia od przyspieszenia ziemskiego w płaszczyźnie YX i YZ i rejestruje się te wartości w odbiorniku skąd przekazywane są do komputera. Po czym z otrzymanych wielkości sporządza się wykres, który poddaje się analizie komputerowej w zestawieniu z wykresem referencyjnym utworzonym dla osoby bez dysfunkcji chodu lub z wykresem dla osoby z dysfunkcją chodu utworzonym w innym przedziale czasowym.

Układ do określania poziomu równowagi według wynalazku składa się z dwóch butów, z których każdy wyposażony jest we wkładkę zawierającą po osiem czujników, korzystnie piezoelektrycznych umieszczonych w punktach odwzorowujących anatomiczne strefy stóp osoby badanej oraz w moduł przetwarzania i transmisji sygnałów, i z urządzenia do pomiaru położenia środka ciężkości ciała w przestrzeni trójwymiarowej XYZ. Przy czym moduły obu butów oraz urządzenie do pomiaru położenia środka ciężkości ciała połączone są bezprzewodowo sygnałem RF z odbiornikiem sprzęgniętym za pomocą złącza USB lub bezprzewodowo za pomocą anteny z komputerem analizującym.

Rozwiązanie według wynalazku umożliwia równoczesny pomiar nacisku ośmiu stref anatomicznych stóp z położeniem środka ciężkości ciała osoby badanej. Otrzymane wyniki mogą być porównywane z wartościami referencyjnymi zmierzonymi dla osoby pozbawionej dysfunkcji chodu dla określenia stopnia upośledzenia równowagi osoby badanej lub też mogą stanowić bazę porównawczą dla oceny postępów w rehabilitacji osoby badanej.

Wynalazek zostanie bliżej objaśniony na przykładzie analizy przebiegu sygnałów otrzymanych w trakcie poruszania się osoby o prawidłowej budowie ciała oraz analizy sygnałów otrzymanych w trakcie poruszania się osoby z nieprawidłową budową ciała. Na Fig. 1 rysunku pokazano widok wkładek doobuwniczych z odwzorowanymi punktami anatomicznymi stopy prawej i stopy lewej. Na Fig. 2 pokazano analizowane kierunki położenia środka ciężkości ciała rejestrowane przez urządzenie do pomiaru położenia środka ciężkości ciała. Fig. 3 przedstawia schemat blokowy układu do określania równowagi osób badanych. Na Fig.4 przedstawiono wykresy referencyjne otrzymane dla będącej w ruchu

osoby o prawidłowej budowie ciała, pokazujące przebieg siły nacisku na osiem anatomicznych stref lewej i prawej stopy wyznaczonej w Niutonach oraz skorelowane z tą siłą położenie środka ciężkości ciała wyrażone w kątach, w funkcji czasu. Natomiast na Fig 5, rysunku pokazano sporządzone w tej samej konwencji wykresy dla osoby, u której za pomocą badań radiologicznych stwierdzono dużą skoliozę, tj. skrzywienie kręgosłupa, czyli odchylenie kręgosłupa od stanu prawidłowego, naturalnego kształtu litery S.

Układ elektroniczny umożliwiający realizację sposobu według wynalazku jest układem wieloelementowym. Pierwsze dwa elementy to urządzenia do pomiaru nacisku stopy lewej i prawej w postaci butów wyposażonych we wkładki zawierające po 8 czujników umiejscowionych w ośmiu anatomicznych strefach stopy oraz w moduł przetwarzania i transmisji sygnałów umiejscowiony na powierzchni buta. Trzecim elementem urządzenie do pomiaru położenia środka ciężkości ciała osoby badanej. Urządzenie to umiejscowione jest w pasie osoby badanej i zawiera trójosiowy akcelerometr żyroskop i magnetometr oraz wewnętrzny radiomodem z mikrokontrolerem, który jest odpowiedzialny za obliczenie kątów przechyleń i kierunku ruchu na podstawie otrzymanych danych. Te trzy elementy układu połączone są bezprzewodowo sygnałem RF z czwartym elementem układu w postaci odbiornika, w którym zbierane są zarówno sygnały generowane przez czujniki umieszczone we wkładkach butów osoby badanej jak również dane o położeniu środka ciężkości ciała osoby badanej w postaci wielkości kątów przechylenia i kierunku ruchu. Zebrane w odbiorniku dane przekazywane są do piątego elementu układu jakim jest komputer analizujący, w którym dane te są obrazowane, poddane analizie i interpretacji.

Według przykładowego sposobu, najpierw określano profil chodu osoby o prawidłowej budowie ciała (bez wyraźnych dysfunkcji).

Dla tej osoby sporządzono wkładki doobuwnicze, które odwzorowują osiem punktów jej stref anatomicznych dla obu stóp zlokalizowanych pod środkiem piąty 1, pod sklepieniem przyśrodkowym 2, pod środkiem śródstopia 3, pod

dużym palcem 4, pod sklepieniem bocznym 5, pod sklepieniem przyśrodkowym 6, pod śródstopiem bocznym 7 pod małymi palcami 8.

W punktach tych umieszczono czujniki piezoelektryczne i wkładki włożono do butów sportowych. Na butach przymocowano moduły umożliwiające komunikację sygnałową. Natomiast na plecach badanej osoby, w okolicy trzeciego kręgu krzyżowego, czyli w pobliżu środka ciężkości, umieszczono urządzenie do pomiaru położenia środka ciężkości ciała w przestrzeni trójwymiarowej XYZ, zawierające trójosiowy akcelerometr żyroskop i magnetometr oraz wewnętrzny mikrokontroler, który jest odpowiedzialny za obliczenie kątów przechyleń i kierunku ruchu.

Następnie badaną osobę skierowano na 30 metrowy korytarz, po którym przemieszczała się tam i z powrotem w ciągu jednej sesji badań. Wykonywano dwie sesje krokiem charakterystycznym dla danej osoby, dwie sesje krokiem zwolnionym i dwie sesje biegiem, równocześnie mierząc wartość sygnałów elektrycznych dla nacisku stóp w poszczególnych anatomicznych strefach (Na wykresach z Fig.4 pokazano przeliczone na Newtony wartości napięcia przekazywane przez poszczególne czujniki 1-8.) oraz położenie środka ciężkości ciała osoby badanej, wyrażone wielkością kątów obrotu i odchylenia (wykresy obrotów i odchylenia prawo-lewo oznaczono literami A, B, C, D, E, F). Obroty ciała były mierzone jako kąt pomiędzy osią strzałkową człowieka a kierunkiem ruchu w płaszczyźnie ZX. Natomiast odchylenia były mierzone jako kąt pomiędzy przyspieszeniem ziemskim a osią pionową człowieka w płaszczyźnie YZ i w płaszczyźnie YX. Amplituda sygnałów była przekazywana w sposób ciągły (RF) do odbiornika radiowego odpowiedzialnego za synchroniczne odbieranie danych z modułów umieszczonych na butach oraz z urządzenia mierzącego położenie środka ciężkości i przekazywanie ich do komputera analizującego celem rejestracji i wizualizacji za pomocą odpowiedniego oprogramowania opracowanego przez autorów.

Następnie w podobny sposób określano chód drugiej osoby o nieprawidłowej budowie ciała (z widoczną dysfunkcją chodu. (Fig.5))

Przebiegi sygnałów sporządzone dla obu osób zostały porównywane. Na potrzeby analizy przyjęto, że przebiegi sygnałów sporządzone dla osoby pierwszej (pozbawionej dysfunkcji chodu) stanowią przebiegi referencyjne, natomiast przebiegi otrzymane dla osoby drugiej (z widoczną dysfunkcją chodu) pozwolą na określenie stopnia upośledzenia równowagi tej osoby a w późniejszym czasie mogą stanowić bazę porównawczą dla oceny postępów w jej rehabilitacji.

Przemieszczenie środka ciężkości ciała człowieka, przedstawiono jako kąty odchylenia poszczególnych osi i płaszczyzn ciała ludzkiego w stosunku do układu referencyjnego, gdzie oś Y (oś pionowa człowieka) pokrywa się z kierunkiem przyspieszenia ziemskiego prostopadłego do powierzchni ziemi, oś X (oś poprzeczna człowieka) prostopadła do osi Y, wyznaczająca kierunek prawo – lewo oraz oś Z (oś strzałkowa człowieka) prostopadła do osi Y i X, wyznaczająca kierunek przód tył (Fig.2).

Kąty odchylenia ciała w kierunku przód – tył, mierzone są pomiędzy osią pionową człowieka w danej chwili a kierunkiem wektora przyspieszenia ziemskiego w płaszczyźnie YZ. Kąty odchylenia ciała w kierunku lewo-prawo mierzone są pomiędzy osią pionową człowieka w danej chwili a kierunkiem wektora przyspieszenia ziemskiego w płaszczyźnie YX. Obroty ciała są mierzone jako kąt pomiędzy osią strzałkową człowieka a kierunkiem ruchu w płaszczyźnie ZX.

Wykresy sporządzone dla drugiej osoby (z dysfunkcją chodu) poddano analizie komputerowej w odniesieniu do wykresu referencyjnego utworzonego dla osoby bez dysfunkcji chodu.

Analiza wykresu sporządzonego dla osoby bez dysfunkcji chodu wykazała, że pomiędzy punktem (A) a (B) jest faza dwupodporowa - przejście z nogi lewej na prawą. W punkcie (A) zachodzi uderzenie piętą o podłoże prawej nogi, lewa noga maksymalnie naciska palcami. Obrót ciała na prawo z tendencją rosnącą. Kąt obrotu ciała na prawo osiąga wartość maksymalną w momencie maksymalnego nacisku piętą prawej nogi (B). Lewa noga odrywa się od podłoża i przechodzi w fazę przenoszenia. Przechylenie ciała jest na lewo czyli w stronę przeciwną do

jego obrotu. Kiedy nacisk piętą prawej nogi maleje, przechylenie ciała (lewo – prawo) przechodzi przez punkt zero (C) a następnie osiąga wartość maksymalną w pobliżu maksymalnego nacisku śródstopia nogi prawej i jest zgodny ze stroną obrotu ciała (D). Lewa noga znajduje się w fazie przenoszenia. Obrót ciała zmienia stronę na przeciwną (E) pod koniec fazy przenoszenia nogi lewej w momencie maksymalnego nacisku śródstopia nogi prawej. W momencie uderzenia piętą nogi lewej (F) cała sytuacja się powtarza dla przejścia z nogi prawej na lewą.

Analiza wykresu sporządzonego dla osoby podejrzanej o dysfunkcję chodu wykazuje, że pomiędzy punktem (A) a (B) jest faza dwupodporowa, dla przejścia z nogi lewej na prawą. W punkcie (A) zachodzi uderzenie piętą o podłoże prawej nogi, lewa noga naciska śródstopiem i częściowo jeszcze piętą. Nacisk śródstopiem jest bardzo mały. Jest to w zasadzie wsparcie nogi śródstopiem. Brak jest nacisku palców. Zachodzi obrót ciała na prawo z tendencją rosnącą. Kąt obrotu ciała przyjmuje wartość maksymalną na prawo w momencie maksymalnego nacisku nogi prawej (B). Przechylenie ciała lewo-prawo jest na lewo, czyli przeciwnie do strony obrotu ciała. Kiedy kąt obrotu na prawo zaczyna maleć, przechylenie ciała przechodzi przez punkt zero (C), zmienia stronę na przeciwną, zgodną z kierunkiem obrotu. Nacisk piętą prawej nogi nadal ma wartość maksymalną a przechylenie ciała wzrasta, ale wartość maksymalną osiąga dopiero po zmianie strony obrotu ciała (D). W punkcie D następuje oderwanie nogi lewej od podłoża i przejście jej w fazę przenoszenia. Nacisk piętą nogi prawej ma wartość maksymalną ale malejąc nie odrywa się od podłoża tylko nadal pozostaje w fazie podporowej przez 4/5 czasu jej trwania.

Analiza porównawcza przebiegów referencyjnych z przebiegami sporządzonymi dla drugiej osoby badanej wykazała że zdecydowanie się różnią. U osoby badanej piętą w około 4/5 czasu trwania fazy podporowej styka się z podłożem. Nacisk piętą jest bardzo duży a śródstopie służy tylko za jej podparcie. Dla nogi prawej widzimy większy udział śródstopia z lekkim przechyleniem stopy do środka (czujnik 7). Dla jednej i drugiej stopy brak jest odbicia od palców. Kąt obrotu

ciała jest zawarty pomiędzy 8 stopni dla nogi prawej i do 12 stopni dla nogi lewej. (podczas gdy dla referencyjnego wykresu jest on zawarty w przedziale 6 do 8 stopni). Wielkość kątów przechyleń prawo-lewo (2,5 stopnia) wskazuje na znacznie mniejszą ruchliwość osoby badanej, wielkość ta jest ponad połowę mniejsza niż dla osoby bez dysfunkcji. Ponadto kąt przechyleń przód tył dla osoby badanej jest zawarty pomiędzy 2 a 3,8 stopnia podczas gdy dla osoby zdrowej rzadko przekracza 2 stopnie. Na podstawie analizy porównawczej stwierdzono, że druga osoba badana ma poważne zaburzenia chodu i równowagi, kwalifikujące ją do zabiegu korekcyjnego i/lub rehabilitacji.

Sposób i układ według wynalazku umożliwia prowadzenie pełnej analizy chodu pacjenta, pozwala na jego częste badania. Dzięki temu, że naciski stóp z ośmiu anatomicznych stref stopy – zostały połączone z położeniem (przemieszczeniem) środka ciężkości ciała można w dokładny sposób przypisać obrót, przechylenie lub pochylenie pacjenta wyrażone w stopniach do konkretnej fazy kroku a nawet do ułożenia stopy. Dotychczasowe pomiary nacisku stóp z położeniem środka ciężkości wykonywane w innych ośrodkach badawczych nie pozwalają na tak dokładne wyznaczenie fazy kroku i wartości nacisku (to jest zmianę nacisku stopy przez poszczególne jej strefy anatomiczne z równoczesnym pomiarem kątów obrotu i przechyleń prawo – lewo oraz przechyleń przód – tył). Ponadto diagnostyka może być prowadzona w warunkach naturalnych, poza laboratorium chodu.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób określania poziomu równowagi u osób z dysfunkcją chodu, **znamienny tym, że** najpierw sporządza się wkładki doobuwnicze, które odwzorowują osiem punktów stref anatomicznych dla obu stóp osoby podejrzanej o dysfunkcję chodu. w punktach tych umieszcza się czujniki piezoelektryczne a w pasie osoby badanej, korzystnie na plecach, w okolicy trzeciego kręgu krzyżowego umieszcza się urządzenie do pomiaru położenia środka ciężkości ciała w przestrzeni trójwymiarowej XYZ zawierające optymalnie trójosiowy akcelerometr żyroskop i magnetometr, następnie w trakcie ruchu osoby badanej równocześnie mierzy się wielkość sygnałów elektrycznych dla nacisku stóp w poszczególnych anatomicznych strefach oraz położenie środka ciężkości ciała osoby badanej wyrażone wielkością kątów obrotu w płaszczyźnie XZ i odchylenia od przyspieszenia ziemskiego w płaszczyźnie YX i YZ i rejestruje się te wartości w odbiorniku skąd przekazywane są do komputera, po czym z otrzymanych wielkości sporządza się wykres, który poddaje się analizie komputerowej w zestawieniu z wykresem referencyjnym utworzonym dla osoby bez dysfunkcji chodu lub z wykresem dla osoby z dysfunkcją chodu utworzonym w innym przedziale czasowym.

2. Układ do określania poziomu równowagi osób z dysfunkcją chodu, posiadający czujniki nacisku połączone z urządzeniem rejestrującym sygnały, **znamiennie tym, że** składa się z dwóch butów z których każdy wyposażony jest we wkładkę zawierającą po osiem czujników, korzystnie piezoelektrycznych umieszczonych w punktach odwzorowujących anatomiczne strefy stóp osoby badanej oraz w modul przetwarzania i transmisji sygnałów, i z urządzenia do pomiaru położenia środka ciężkości ciała w przestrzeni trójwymiarowej XYZ, przy czym moduły obu butów oraz urządzenie do pomiaru położenia środka ciężkości ciała

połączone są bezprzewodowo sygnałem RF z odbiornikiem sprzęgniętym za pomocą złącza USB lub bezprzewodowo za pomocą anteny z komputerem analizującym.

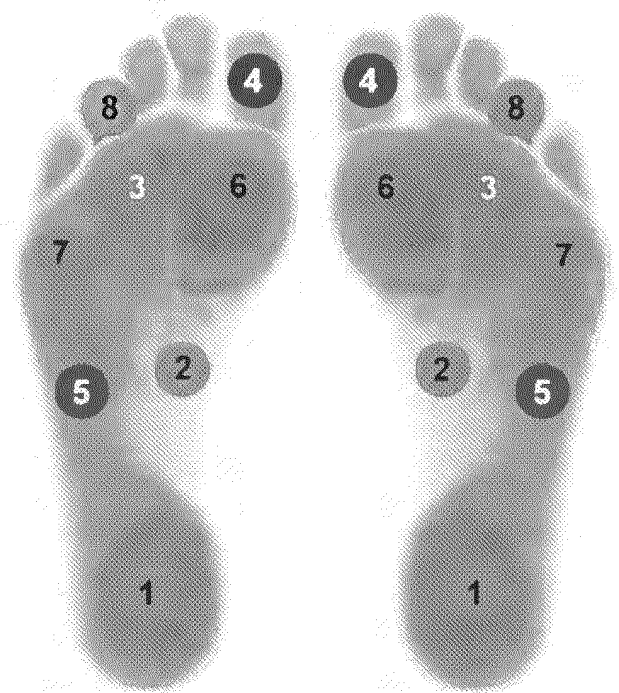


Fig. 1

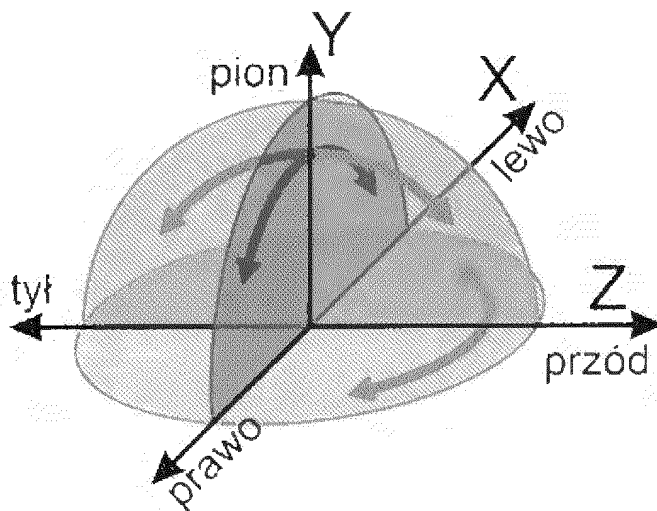


Fig.2

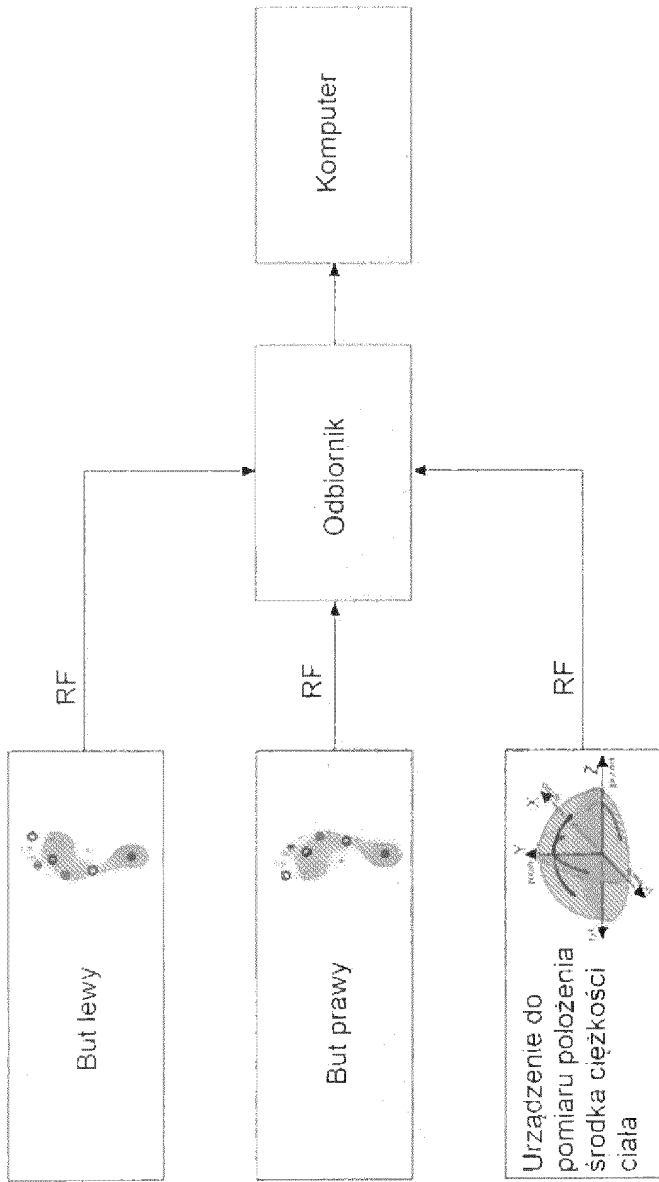


Fig.3



Fig.4

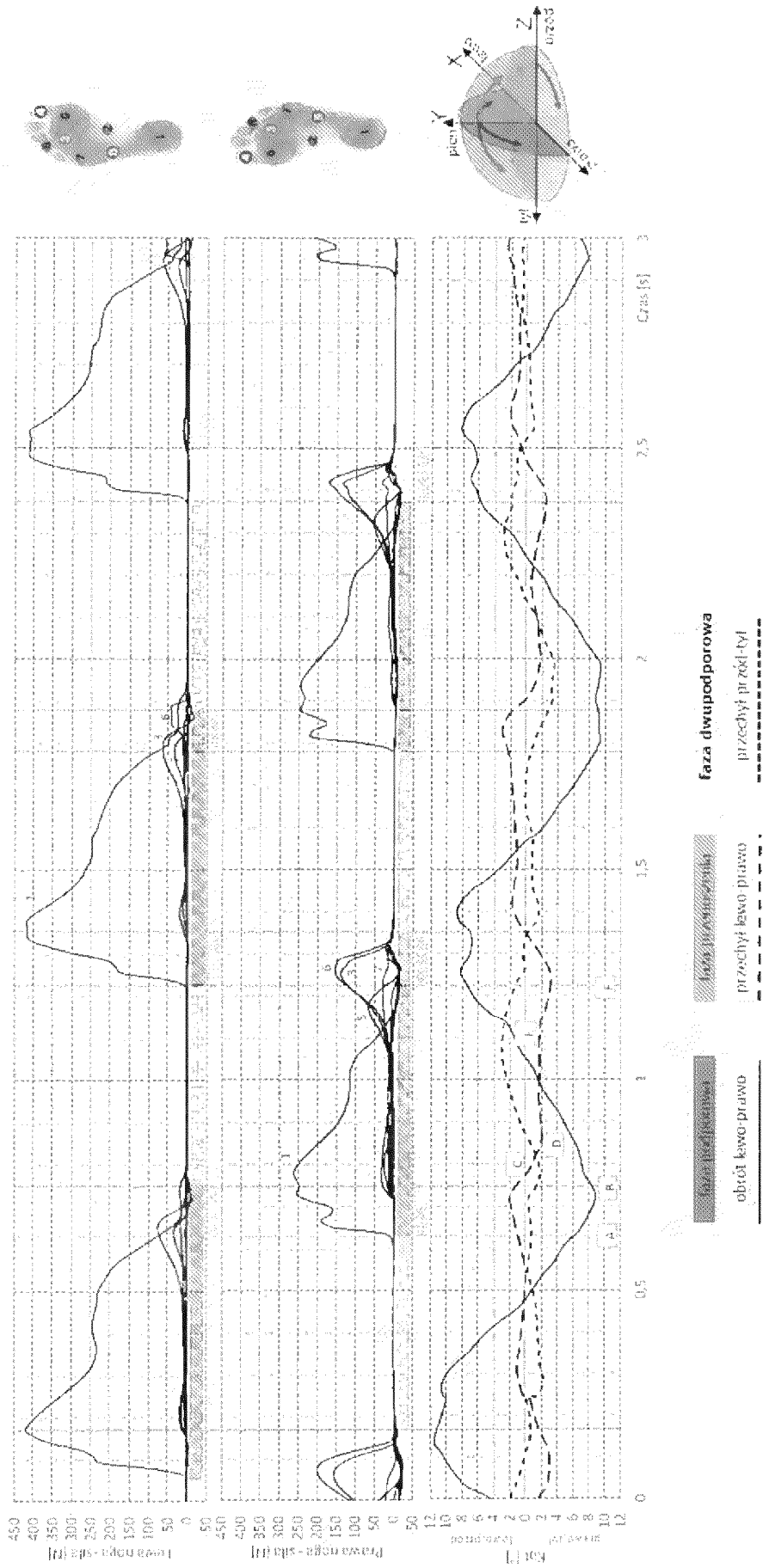


Fig.5



Departament Elektroniki i Mechaniki
SPRAWOZDANIE O STANIE TECHNIKI ZGŁOSZENIA NR P.447871

Klasyfikacja zgłoszenia: **IPC: A61B5/103, A61B5/11, A63B22/20, A63B23/00, A63B23/02, A63B23/035, A63B24/00**

CPC: A61B5/103, A61B5/1036, A61B5/1038, A61B5/11, A61B5/112, A61B5/1121, A61B5/1124, A63B2022/0092, A63B22/20, A63B23/00, A63B23/02, A63B23/035, A63B23/03516, A63B24/00, A63B24/0003, A63B24/0006, A63B2024/0012, A63B2024/0015

Poszukiwania prowadzone w klasach: **A61B, A63B**

Bazy komputerowe w których prowadzono poszukiwania: Epodoc, WPI, bazy UPRP

Kategoria dokumentu	Dokumenty – z podaną identyfikacją	Odniesienie do zastrz.
A	KR20230051750 A (Park Man Gyu [KR]) Skrót, Fig. 3-6	2023-04-18 1-2
A	KR20210036486 A (Lee Chan Gi [KR]) Skrót, Fig. 1-3	2021-04-05 1-2
A	WO2019162170 A1 (Rideq AB [SE]) Skrót, Fig. 1-4	2019-08-29 1-2
A	WO2017192409 A2 (Selner Allen [US]) Skrót, Fig. 1-9	2017-11-09 1-2

A – dokument określający ogólny stan techniki, który nie jest uważany za posiadający szczególne znaczenie
 E – dokument stanowiący wcześniejsze zgłoszenie lub patent, ale opublikowany w lub po dacie zgłoszenia
 L – dokument, który może poddawać w wątpliwość zastrzegane pierwszeństwo(-wa), lub przytoczony w celu ustalenia daty publikacji innego cytowanego dokumentu lub z innego szczególnego powodu
 O – dokument odnoszący się do ujawnienia ustnego przez zastosowanie, wystawienie lub ujawnienie w inny sposób
 P – dokument opublikowany przed datą zgłoszenia, ale później niż zastrzegana data pierwszeństwa
 T – dokument późniejszy, opublikowany po dacie zgłoszenia lub w dacie pierwszeństwa i niebędący w konflikcie ze zgłoszeniem, ale cytowany w celu zrozumienia zasad lub teorii leżących u podstaw wynalazku
 X – dokument o szczególnym znaczeniu; zastrzegany wynalazek nie może być uważany za nowy lub nie może być uważany za posiadający poziom wynalazczy, jeżeli ten dokument bramy jest pod uwagę samodzielnie
 Y – dokument o szczególnym znaczeniu; zastrzegany wynalazek nie może być uważany za posiadający poziom wynalazczy, jeżeli ten dokument zostanie połączony z jednym lub kilkoma tego typu dokumentami, a takie połączenie będzie oczywiste dla znawcy
 & – dokument należący do tej samej rodziny patentowej

Sprawozdanie wykonał: dr Paweł Koczorowski, ekspert

data: 5.11.2024 r.

/-podpisano kwalifikowanym podpisem elektronicznym/
Pismo wydane w formie dokumentu elektronicznego

Uwagi do zgłoszenia

Sprawozdanie zostało wykonane w oparciu o wersję zastrzeżeń patentowych z dnia: 27.2.2024 r.