

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **222119**
(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **403861**

(22) Data zgłoszenia: **13.05.2013**

(51) Int.Cl.
A61B 5/103 (2006.01)
G01H 11/08 (2006.01)

(54)

Foliowy czujnik taktylny

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

24.11.2014 BUP 24/14

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

30.06.2016 WUP 06/16

(73) Uprawniony z patentu:

**UNIWERSYTET ŚLĄSKI W KATOWICACH,
Katowice, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

PAWEŁ JANIŁ, Będzin, PL
GRZEGORZ SOBOTA, Bytom, PL
MAŁGORZATA JANIŁ, Będzin, PL

PL 222119 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest foliowy czujnik taktylny, przeznaczony do oznaczania kontaktu kończyny, zwłaszcza stopy z podłożem lub innymi przedmiotami. Czujnik dołączany jest w szczególności do elektromiografów lub urządzeń do oznaczania czasu kontaktu kończyny z podłożem i znajduje zastosowanie głównie w badaniach ruchów lokomocyjnych, sportowych lub w medycynie.

Oznaczanie czasu kontaktu kończyny, zwłaszcza stopy z podłożem jest pożądane i często wykonywane podczas badań o charakterze klinicznym czy sportowym. Kontrolowanie czasu kontaktu i oderwania stopy od podłoża jest szczególnie istotne w przypadku diagnozowania patologii układu lokomocyjnego oraz koordynacji mechanizmów lokomocyjnych i posturalnych. Problemy zdrowotne związane z lokomocją dotyczą sporego odsetka społeczeństwa, dlatego też konieczne jest zwiększenie dostępności i obniżanie kosztów realizacji badań klinicznych. Drugim zasadniczym obszarem, w którym istotne jest oznaczanie czasu kontaktu stopy z podłożem są ruchy sportowe. W tym wypadku uzyskiwane z pomiarów informacje umożliwiają analizę i ewentualną poprawę jakości wykonywanych ruchów.

Znane są rozwiązania do oznaczania czasu kontaktu stopy z podłożem, które wykorzystują między innymi:

- czujniki FSR (ang. force sensitive resistor) – znane m.in. z opisów patentowych US 2007/0021689 i US 5925001, oraz publikacji: Virginie G. Fermery, Pierre G. Moretto, Jean-Michel G. Hespel, Andre Thevenon, Ghislaine Lensel "A real-time planar pressure feedback device for foot unloading" *Arch Phys Med Rehabil* 85 (2004) 1724–1728;
- refleksyjne lub emisyjne (LED) markery optyczne – znane z monografii pod red. Joel A. DeLisa, *RRDS Gait Analysis In The Science Of Rehabilitation*, Dept, of Veterans Affairs, Veterans Health Administration, Rehabilitation Research and Development Service, Scientific and Technical Publications Section, 1998;
- rozwiązania zaimplementowane w systemach elektromiograficznych firm Delsys, Noraxon, BTS Bioengineering ujawnione na stronach internetowych www.noraxon.com, www.delsys.com, www.btsbioengineering.com;
- platformy dynamograficzne ujawnione między innymi w opisie patentowym US5029483;
- bieżnie sensoryczne wraz z systemami optoelektronicznymi – znane z opisów patentowych US 2007/0275830, US 6010465 oraz US 4813436;
- multisensoryczne systemy tektoniczne – znane z publikacji: Stacy J.Morris Bamberg, Ari Y.Benbasat, Donna Moxley Scarborough, David E.Krebs, Joseph A.Paradiso "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol.12, No.4, 2008;
- maty stykowe i oporowe – znane z publikacji: Błaszczyk J. „*Biomechanika kliniczna*”, PZWL Warszawa 2011;
- ścieżkę optoelektroniczną do badania kontaktu stopy z podłożem podczas chodu – ujawnioną w opisie patentowym US 5760389.

Znane z literatury rozwiązania czujników do oznaczania kontaktu stopy z podłożem, w szczególności dla elektromiografów nie spełniają jednak wielu kryteriów wymaganych w praktycznych aplikacjach. Stosowane powszechnie czujniki FSR charakteryzują się niekorzystną relacją ceny do trwałości. Konstrukcja typowego, dostępnego na rynku czujnika siły nacisku FSR oparta jest na połączeniu na przykład za pomocą klejenia kilku warstw folii oraz materiału piezorezystywnego. Taka konstrukcja jest relatywnie droga w produkcji i narażona na uszkodzenia podczas usuwania ze stopy po skończonych badaniach. Dodatkowo wymaga dezynfekcji przed kolejnym użyciem, co również wpływa niekorzystnie na trwałość tego typu rozwiązań. Wysokie ceny dostępnych na rynku czujników oraz niska ich trwałość powodują, że w wielu laboratoriach w praktyce nie wykorzystuje się oznaczania faz chodu podczas badań elektromiograficznych.

Wymienione wady znanych z dotychczasowego stanu techniki rozwiązań stały się powodem opracowania jednorazowego czujnika do oznaczania kontaktu kończyny, zwłaszcza stopy z podłożem lub innym przedmiotem. Założeniem konstrukcyjnym było maksymalne uproszczenie budowy oraz procesu produkcji czujnika, a co za tym idzie obniżenie jego ceny, dzięki czemu możliwa stanie się realizacja koncepcji czujnika jednorazowego użytku. Jednorazowy czujnik według wynalazku, eliminuje konieczność konserwacji oraz dezynfekcji po zrealizowanych badaniach. Ceny zakupu czujników dostępnych na rynku są relatywnie wysokie w stosunku do ich trwałości. Z kolei koszty produkcji zwią-

zane są w dużej mierze ze stopniem złożenia konstrukcji. Zatem obniżenie ceny produktu można uzyskać minimalizując ilość etapów produkcji przy zachowaniu precyzji działania czujnika na poziomie oferowanym przez dostępne na rynku rozwiązania.

Istotę wynalazku stanowi foliowy czujnik taktylny, mocowany na kończynie, zwłaszcza stopie, przeznaczony do oznaczania jej kontaktu z podłożem lub innym przedmiotem, charakteryzujący się tym, że zawiera jednoelementową warstwę bazową wykonaną z nieprzewodzącej folii, podzieloną krawędziami zgięcia na trzy części, z których jedna stanowi element pasywny, na środkowej naniesiona jest zwora, a na kolejnej naniesione są elektrody połączone z zaciskami elektrycznymi, przy czym warstwa bazowa tworzy element sprężysty na krawędzi zgięcia znajdującej się pomiędzy zworą i elementem pasywnym oraz na krawędzi zgięcia znajdującej się pomiędzy elektrodami i zworą umożliwiając ich styk elektryczny pod wpływem kontaktu kończyny z podłożem lub innym przedmiotem.

Korzystnie, elektrody zrealizowane są w układzie międzypalczastym.

Korzystnie, elektrody mają postać ścieżek wykonanych z przewodzącej pasty lub folii metalowej.

Korzystnie, zwora wykonana jest z przewodzącej pasty, folii metalowej lub warstwy piezorezystywnej.

Korzystnie, zaciski elektryczne umieszczone są w obudowie izolującej je od ciała pacjenta.

Korzystnie, warstwa bazowa wykonana jest z folii poliestrowej.

Czujnik według wynalazku wykorzystuje zmianę przewodności pomiędzy elektrodami poprzez ich zwarcie za pomocą zwory podczas kontaktu kończyny z podłożem lub innym przedmiotem. Czujnik może być zasilany zarówno sygnałem stałym jak i zmiennoprądowym i wykorzystywany w systemach, gdzie standardowo do oznaczania kontaktu kończyny z podłożem stosowano dotychczas wielowarstwowe czujniki siły nacisku (FSR).

Rozwiązanie według wynalazku ma szereg zalet w stosunku do rozwiązań znanych z dotychczasowego stanu techniki:

- prostą konstrukcję,
- niskie koszty produkcji,
- brak potrzeby konserwacji i dezynfekcji czujnika po zrealizowanym badaniu,
- możliwość współpracy z szeroką gamą urządzeń,
- wysoką precyzję oznaczania kontaktu kończyny z podłożem,
- możliwość stosowania w badaniach kontaktu z podłożem zarówno stopy bosej jak i w obuwiu,
- znaczące obniżenie kosztów i zwiększenie dostępności badań elektromiograficznych z wykorzystaniem oznaczania kontaktu kończyny z podłożem.

Rozwiązanie według wynalazku zostanie bliżej objaśnione na podstawie rysunku, na którym fig. 1 prezentuje konstrukcję czujnika w wersji prawostronnej, fig. 2 – konstrukcję czujnika w wersji lewostronnej, fig. 3a, fig. 3b, fig. 3c – kolejne fazy przygotowania czujnika do pomiarów dla wersji prawostronnej, fig. 4a – powiększony widok części roboczej czujnika, fig. 4b – rzut od góry części roboczej czujnika, fig. 5a, fig. 5b, fig. 5c – rzuty złożonego czujnika w widoku: z przodu (od strony zwory), z tyłu (od strony taśmy mocującej czujnik) i z boku, natomiast fig. 6 – porównanie sygnałów oznaczania czasów kontaktu kończyny z podłożem uzyskanych przy użyciu czujnika według wynalazku oraz czujników typu FSR.

Na fig. 1 zaprezentowano budowę czujnika w wersji prawostronnej, przed złożeniem. Czujnik zrealizowany jest na jednoelementowej, nieprzewodzącej warstwie bazowej 1 wykonanej z folii poliestrowej, podzielonej krawędziami zgięcia 4 i 5 na trzy części, z których jedna stanowi element pasywny 6, na środkowej naniesiona jest zwora 3, a na kolejnej naniesione są elektrody 2 połączone z zaciskami elektrycznymi 7 typu „crimpflex” umieszczonymi w obudowie 8, przy czym warstwa bazowa 1 tworzy element sprężysty na krawędzi zgięcia 5 znajdującej się pomiędzy zworą 3 i elementem pasywnym 6 oraz na krawędzi zgięcia 4 znajdującej się pomiędzy elektrodami 2 i zworą 3 umożliwiając ich styk elektryczny pod wpływem kontaktu kończyny z podłożem lub innym przedmiotem. Elektrody 2 zrealizowano w układzie międzypalczastym i wykonano je na bazie przewodzącej pasty srebrnej lub folii miedzianej. Czujnik może być zrealizowany również w wersji lewostronnej, w sposób zaprezentowany na fig. 2.

Kolejne fazy przygotowania części roboczej czujnika do pomiarów zaprezentowano na fig. 3a, fig. 3b i fig. 3c, na których sekwencyjnie widoczny jest czujnik przed złożeniem, a następnie dwie fazy polegające na kolejnym zagięciu warstwy bazowej 1 wzdłuż symbolicznie zaznaczonych przerywanymi liniami krawędzi zgięcia 4 oraz 5. Pasywna (bez elektrod i zwory) część warstwy bazowej oznaczona jako 6 zamyka z prawej strony elementy aktywne w postaci elektrod 2 oraz zwory 3. Zagięcie war-

stwy bazowej wzdłuż krawędzi zgięcia 4 oraz 5 powoduje, że powstaje dwupłaszczyznowy element sprężysty, na którego przeciwnych płaszczyznach naniesione są elektrody 2 oraz zwora 3. Na fig. 4a zaprezentowano powiększony widok części roboczej czujnika z zaznaczonym linią przerywaną prostokątnym obszarem, na który naniesiono dwustronną taśmę klejącą 9 służącą do przymocowania czujnika na kończynie lub obuwiu. Fig. 4a prezentuje rzut od strony płaszczyzny mocowania do kończyny lub obuwia części roboczej czujnika oraz fig. 4b rzut od góry elementu sprężystego powstałego przez zgięcie nieprzewodzącej warstwy bazowej 1 wzdłuż krawędzi 4 oraz 5. Strzałką w widoku od góry zaznaczono symbolicznie płaszczyznę nałożenia (prostopadłą do płaszczyzny rzutowania) dwustronnej taśmy klejącej 9. Wygląd czujnika gotowego do pomiarów zaprezentowano na fig. 5a, fig. 5b oraz fig. 5c.

Podczas kontaktu kończyny z podłożem następuje zwarcie elektrod 2 za pomocą zwory 3, natomiast podczas oderwania kończyny od podłoża element sprężysty powoduje odłączenie zwory 3 od elektrod 2. Konstrukcja czujnika według wynalazku została skonfrontowana z dostępnymi na rynku i powszechnie stosowanymi czujnikami typu FSR traktowanymi jako wzorcowe. Wyznaczanie chwili kontaktu i oderwania kończyny od podłoża dla czujnika według wynalazku wykazuje zbieżność z czasami uzyskanymi z czujników wzorcowych. W celu wykazania poprawności działania czujnika na fig. 6 odpowiednio od góry zaprezentowano zestawienie czasów kontaktu kończyny (w tym przypadku stopy) z podłożem uzyskanych z pomiarów z wykorzystaniem czujnika według wynalazku oraz czujników wzorcowych, przy czym na fig. 6a pokazano rejestrację sygnału w postaci binarnej, na fig. 6b – rejestrację sygnału w trybie wagowym dla czujnika według wynalazku, natomiast na fig. 6c oraz fig. 6d – rejestrację sygnału w trybie wagowym z dwóch różnych czujników FSR.

Koncepcja czujnika jednorazowego użytku uwzględnia również jego trwałość, która powinna zapewnić stabilność parametrów pomiarowych podczas całego cyklu badawczego. Testowane czujniki według wynalazku, z elektrodami drukowanymi srebrną pastą cechuje wysoka trwałość, bowiem wykazywały prawidłowe działanie po realizacji $> 10^3$ cykli chodu w tempie 90 kroków na minutę. Typowe elektromiograficzne lub optoelektroniczne badania chodu wymagają zazwyczaj realizacji znacznie mniejszej (na przykład o rząd wielkości) ilości cykli chodu. Realizacja elektrod 2 oraz zwory 3 w postaci folii miedzianej zwiększa wytrzymałość mechaniczną konstrukcji, dzięki czemu czujnik może być umieszczany bezpośrednio na podeszwie obuwia.

Zastrzeżenia patentowe

1. Foliowy czujnik taktylny, mocowany na kończynie, zwłaszcza stopie, przeznaczony do oznaczania jej kontaktu z podłożem lub innym przedmiotem, **znamienny tym**, że zawiera jednoelementową warstwę bazową (1) wykonaną z nieprzewodzącej folii, podzieloną krawędziami zgięcia (4) i (5) na trzy części, z których jedna stanowi element pasywny (6), na środkowej naniesiona jest zwora (3), a na kolejnej naniesione są elektrody (2) połączone z zaciskami elektrycznymi (7), przy czym warstwa bazowa (1) tworzy element sprężysty na krawędzi zgięcia (5) znajdującej się pomiędzy zworą (3) i elementem pasywnym (6) oraz na krawędzi zgięcia (4) znajdującej się pomiędzy elektrodami (2) i zworą (3) umożliwiając ich styk elektryczny pod wpływem kontaktu kończyny z podłożem lub innym przedmiotem.

2. Foliowy czujnik taktylny według zastrz. 1, **znamienny tym**, że elektrody (2) zrealizowane są w układzie międzypalczym.

3. Foliowy czujnik taktylny według zastrz. 1, **znamienny tym**, że elektrody (2) mają postać ścieżek wykonanych z przewodzącej pasty lub folii metalowej.

4. Foliowy czujnik taktylny według zastrz. 1, **znamienny tym**, że zwora (3) wykonana jest z przewodzącej pasty, folii metalowej lub warstwy piezorezystywnej.

5. Foliowy czujnik taktylny według zastrz. 1, **znamienny tym**, że zaciski elektryczne (7) umieszczone są w obudowie (8).

6. Foliowy czujnik taktylny według zastrz. 1, **znamienny tym**, że warstwa bazowa (1) wykonana jest z folii poliestrowej.

Rysunki

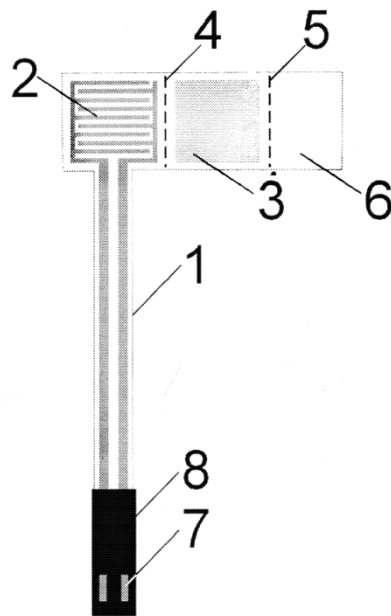


Fig.1

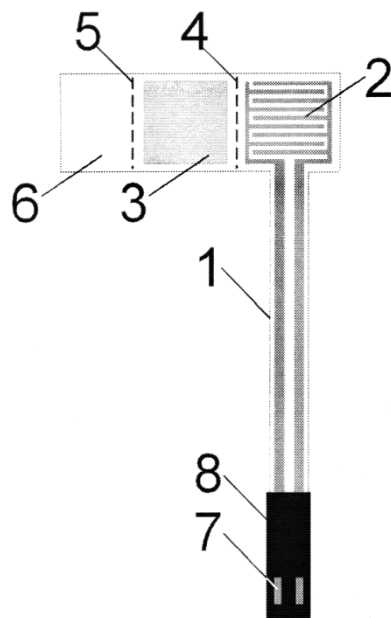


Fig.2

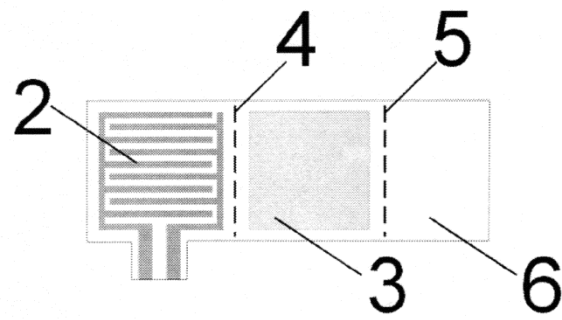


Fig.3a

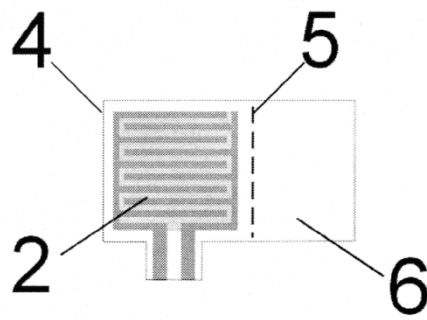


Fig.3b

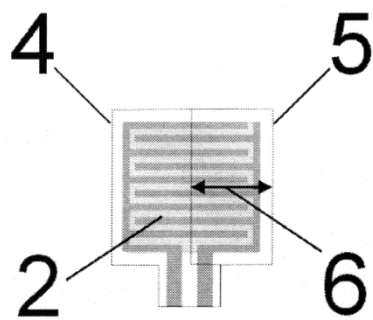


Fig.3c

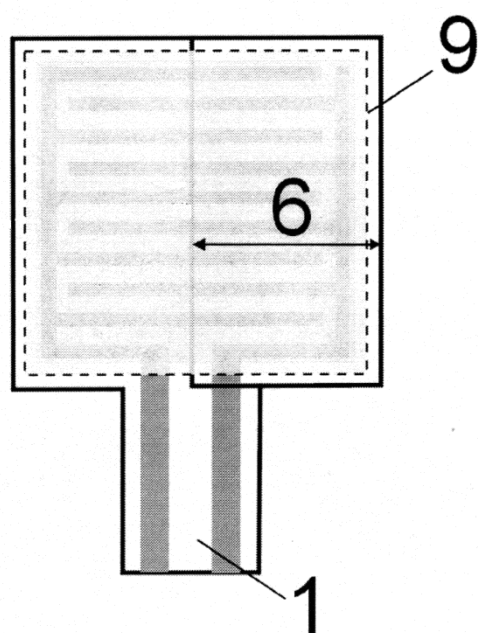


Fig. 4a

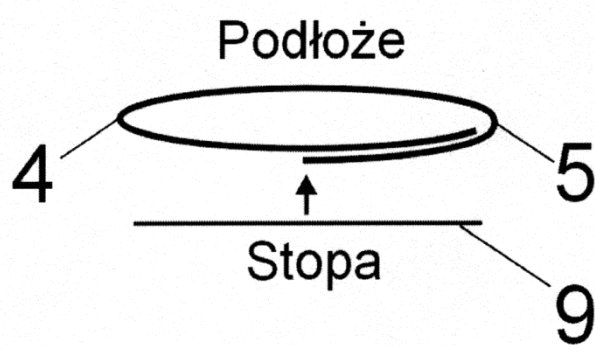


Fig. 4b

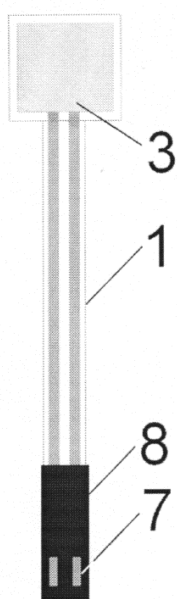


Fig. 5a

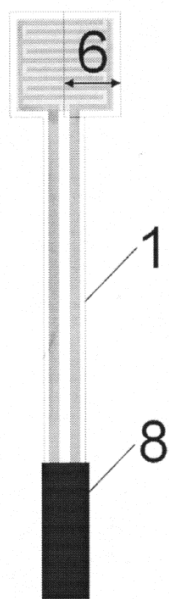


Fig. 5b

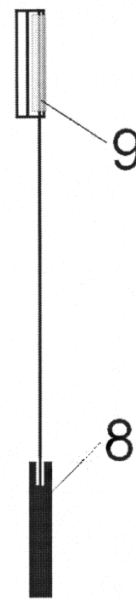


Fig. 5c

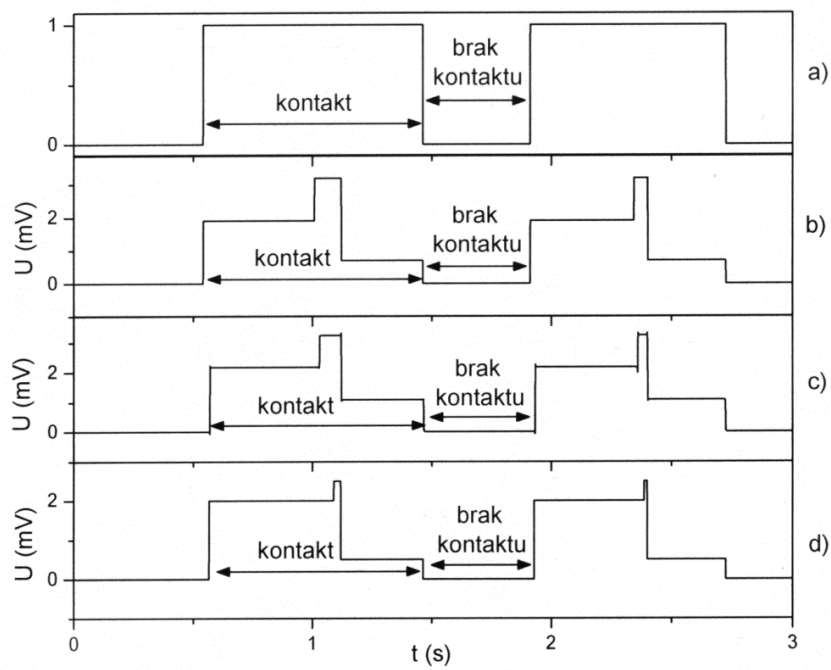


Fig. 6