

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY**

(19) **PL**

(11) **222753**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **406657**

(22) Data zgłoszenia: **23.12.2013**

(51) Int.Cl.

A61B 5/103 (2006.01)

G04F 10/00 (2006.01)

A61B 5/0488 (2006.01)

(54)

Układ cyfrowy do oznaczania kontaktu stóp z podłożem

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

06.07.2015 BUP 14/15

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

30.09.2016 WUP 09/16

(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
ALEKSANDER CZARNOWSKI, Katowice, PL**

PL 222753 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest układ cyfrowy do oznaczania kontaktu stóp z podłożem, przeznaczony dla elektromiografów, który znajduje zastosowanie głównie w badaniach ruchów lokomocyjnych, sportowych lub w medycynie.

Oznaczanie kontaktu stóp z podłożem jest pożądane i często wykonywane podczas badań o charakterze klinicznym oraz sportowym. Kontrolowanie momentu 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 kontaktu stóp z podłożem są ruchy sportowe. W tym wypadku uzyskiwane z pomiarów informacje umożliwiają analizę i ewentualną poprawę techniki wykonywanych ruchów.

Znane są układy do oznaczania kontaktu stóp z podłożem, które wykorzystują między innymi:

- czujniki FSR (ang. force sensitive resistor) - znane z opisów patentowych US 2007/0021689A1 oraz US 5925001;

- 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 2007/0275830A1, US 6010465 oraz US 4813436;

- multisensoryczne systemy tekstroniczne – 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"* PZWŁ Warszawa 2011;

- ścieżkę optoelektroniczną do badania kontaktu stopy z podłożem podczas chodu – ujawnione w opisie patentowym US5760389.

Znane są również z polskich zgłoszeń patentowych P.402889 oraz P.402888 układy do oznaczania kontaktu stóp z podłożem, które dołączane są do wejść pomiarowych, na przykład elektromiografów. Układy te wykorzystują analogowe tory przetwarzania sygnału elektrycznego, który transmitowany jest podczas kontaktu stopy z podłożem, z generatora za pośrednictwem czujnika do wejść różnicowych elektromiografu.

Szczególnie przydatne do badania ruchów lokomocyjnych lub sportowych są systemy wykorzystujące elektromiografię powierzchniową SEMG (ang. surface electromyography). Jest to nieinwazyjna metoda badania aktywności mięśniowej, wykorzystująca elektrody znane wcześniej z zastosowań elektrokardiograficznych. Współczesne elektromiografy są urządzeniami o bezprzewodowej transmisji danych, zatem pacjent może być badany podczas wykonywania naturalnego ruchu, który trudno uzyskać w trakcie badań na bieżniach czy platformach dynamograficznych. Dodatkowo elektromiografy często mogą współpracować z systemami optoelektronicznymi do akwizycji obrazu, dlatego też badania elektromiograficzne znajdują coraz szersze zastosowanie. Znane z literatury rozwiązania do oznaczania faz chodu dla elektromiografów nie spełniają jednak wielu kryteriów wymaganych w praktycznych aplikacjach. Stosowane powszechnie czujniki FSR charakteryzują się niekorzystną relacją ceny do trwałości. Dodatkowo, producenci nie stosują jednolitego standardu transmisji sygnału dla tych czujników, przez co poszczególne rozwiązania są dedykowane dla konkretnych elektromiografów, na przykład specjalizowane moduły akwizycji i transmisji danych, niezależne wejścia, system konektorowy i system zasilania czujników. Tryb pracy sensorów jest predefiniowany fabrycznie, co ogranicza możliwości funkcjonalne rozwiązań dostępnych na rynku. Dodatkowo, komercyjne systemy do oznaczania faz chodu często są opcjonalnym, drogim wyposażeniem elektromiografów, zaś w przypadku, gdy są z nimi zintegrowane, znacząco podnoszą koszty całego systemu pomiarowego. Rozwiązania

komercyjne wymagają również sprzętowego lub programowego skalowania krzywych, rejestrowanych podczas badań do poziomu sygnału elektromiograficznego, co jest powodem większej złożoności współczesnych elektromiograficznych systemów telemetrycznych.

Wymienione niedogodności rozwiązań znanych z dotychczasowego stanu techniki stały się powodem poszukiwania nowych rozwiązań stosowanych do oznaczania kontaktu stóp z podłożem, przeznaczonych dla elektromiografów.

Część z tych niedogodności została wyeliminowanych w rozwiązaniach prezentowanych w opisach patentowych P.402888 oraz P.402889, które zdecydowanie obniżają koszty badań, jednakże istnieje możliwość realizacji układu o większej uniwersalności, prostszej konstrukcji od powyższych oraz mniejszej zależności parametrów sygnałowych od długości okablowania czujnika, co wpływa korzystnie na poprawę parametrów sygnałowych i precyzję wyznaczania kontaktu stóp z podłożem.

Takie cechy posiada rozwiązanie według wynalazku, którym jest układ cyfrowy do oznaczania kontaktu stóp z podłożem, charakteryzujący się tym, że zawiera czujnik lub grupę czujników dla jednej kończyny i/lub czujnik lub grupę czujników dla drugiej kończyny, o zmiennej przewodności, zależnej od fazy kontaktu stopy z podłożem, dołączone odpowiednio pomiędzy wejścia mikrokontrolera pojedynczego albo mikrokontrolerów osobnych dla każdej kończyny oraz masę lub źródło stanu wysokiego odpowiedniego mikrokontrolera. Rozwiązanie według wynalazku zawiera również układy regulacji amplitudy sygnału elektrycznego włączone pomiędzy wyjścia opcjonalnych sumatorów wagowych, a w wariantie bez sumatorów wagowych pomiędzy wyjścia odpowiedniego mikrokontrolera oraz wejścia różnicowe wspólnego elektromiografu, który zintegrowany jest lub połączony, korzystnie bezprzewodowo z rejestratorem.

Korzystnie, pomiędzy wyjściami odpowiedniego mikrokontrolera oraz wejściami układów regulacji amplitudy sygnału elektrycznego, włączone są sumatory wagowe, zwłaszcza w postaci sieci rezystorów ważonych, drabinek rezystorowych R-2R lub przetworników cyfrowo-analogowych.

Korzystnie, układy regulacji amplitudy sygnału mają postać analogowych lub cyfrowych układów potencjometrycznych lub dzielników napięcia.

Korzystnie, czujnik lub grupę czujników stanowią wymienne, piezorezystywne czujniki siły naciśku lub czujniki stykowe.

Układ według wynalazku, wykorzystuje zmianę przewodności czujników podczas kontaktu stopy z podłożem, co umożliwia transmisję sygnału logicznego do wejść mikrokontrolera, którego wyjścia są dołączone do wejść opcjonalnego sumatora wagowego, natomiast wyjście sumatora dołączone jest do wejścia układu regulacji amplitudy sygnału elektrycznego. Z kolei wyjścia układów regulacji amplitudy dołączone są do jednego z kanałów elektromiografu. Podczas kontaktu stopy z podłożem następuje zwiększenie przewodności czujników i wzrost amplitudy rejestrowanego sygnału. Podczas odbicia stopy od podłoża następuje zmniejszenie przewodności czujników, a co za tym idzie zmniejszenie amplitudy rejestrowanego sygnału.

Rozwiązanie według wynalazku posiada szereg zalet w stosunku do rozwiązań znanych z dotychczasowego stanu techniki, a zwłaszcza:

- prostszą konstrukcję układu,
- większą uniwersalność zastosowań układu,
- stosunkowo niski pobór energii przez układ, umożliwiający wydłużenie czasu jego pracy,
- niskie koszty produkcji,
- brak dedykacji układu dla konkretnego typu elektromiografu i łatwe dopasowanie sygnału do elektromiografów różnych producentów,
- krótki czas reakcji układu i czujników,
- możliwość wykorzystania szerokiej gamy czujników o zmiennej przewodności,
- możliwość skorelowania amplitudy rejestrowanego sygnału z amplitudami sygnałów elektromiograficznych,
- znaczące obniżenie kosztów i zwiększenie dostępności badań elektromiograficznych z funkcją oznaczania kontaktu stopy z podłożem.

Rozwiązanie według wynalazku, sposób jego działania oraz kilka wariantów realizacji konstrukcji zostaną bliżej objaśnione na podstawie przykładów realizacji przedstawionych na rysunku, na którym fig. 1 przedstawia ogólny schemat blokowy układu do oznaczania kontaktu stopy z podłożem, fig. 2 – krzywą sygnału wejściowego i odpowiadającą mu krzywą sygnału na wyjściu mikrokontrolera, fig. 3 – schemat blokowy układu do oznaczania kontaktu stóp z podłożem podczas chodu z modułem zintegrowanym, fig. 4 – schemat blokowy układu do oznaczania kontaktu stóp z podłożem podczas

chodu z modulem rozłącznym, fig. 5 – schemat blokowy układu do oznaczania kontaktu stóp z podłożem podczas chodu z modulem rozłącznym, z jednym sumatorem wagowym, fig. 6 – przykład zarejestrowanych sygnałów oznaczania kontaktu stóp z podłożem w odniesieniu do sygnałów elektromiograficznych.

Ogólną koncepcję rozwiązania według wynalazku przedstawiono na fig. 1, na której zaprezentowano schemat blokowy przykładowego układu do oznaczania kontaktu stopy z podłożem dla jednej kończyny, w którym czujnik lub czujniki 3, stanowiące detektory kontaktu stopy z podłożem, dołączone są pomiędzy wejściami 2 mikrokontrolera 1 oraz masą lub źródłem stanu wysokiego 4. W przypadku, gdy stopa nie ma kontaktu z podłożem czujniki 3 mają małą przewodność, co powoduje, że na wejściach 2 mikrokontrolera 1 stan logiczny nie ulega zmianie. Z kolei, gdy stopa lub jej część, na przykład pięta lub paluch, znajdują się na podłożu, czujnik lub czujniki 3 mają dużą przewodność, dzięki czemu zwierają wejścia 2 mikrokontrolera 1 do masy lub zasilania i w zależności od konfiguracji, zmienia stan logiczny odpowiednich wejść (na niski lub wysoki). Czujnik lub czujniki 3 nie pośredniczą w transmisji rejestrowanego sygnału, natomiast są elementem, który steruje generowaniem sygnału rejestrowanego, dzięki czemu okablowanie czujników nie wpływa na parametry sygnałowe rozwiązania. W przypadku gdy stopa lub jej część ma kontakt z podłożem, na wyjściach 5 oraz $\bar{5}$ mikrokontrolera 1 generowany jest binarny sygnał cykliczny 11 (prostokątny) – fig. 2. Sygnał generowany na wyjściach $\bar{5}$ symbolicznie oznaczonych kółkiem, jest logiczną inwersją sygnału na wyjściach 5. Możliwość konfiguracji trybu logicznego wyjść mikrokontrolera 1 pozwala na uproszczenie konstrukcji omawianego rozwiązania w stosunku do rozwiązań znanych ze stanu techniki, ponieważ nie ma potrzeby stosowania symetryzatora sygnału w postaci oddzielnego układu. Generowany przez mikrokontroler 1 sygnał prostokątny transmitowany jest do opcjonalnych sumatorów 6 oraz $\bar{6}$ wagowych, a w przypadku ich braku wprost do wejścia układów regulacji amplitudy 7 i $\bar{7}$, a następnie na wejście różnicowe elektromiografu 9 transmitującego dane do rejestratora 10, na przykład komputera osobistego, interfejsów pamięci masowych lub przenośnych. Blok rejestratora 10 może być zintegrowany z elektromiografem 9, wówczas odczyt zarejestrowanego sygnału realizowany jest z elektromiografu.

Mikrokontroler 1, sumatory 6 i $\bar{6}$ oraz układy regulacji amplitudy 7 i $\bar{7}$ tworzą moduł 8, który jest autonomicznym urządzeniem dołączanym do wejść elektromiografu 9. Sumator jest opcjonalny i wykorzystywany jest w przypadku, gdy istnieje potrzeba różnicowania sygnału transmitowanego przez każdy z czujników 3. Elektromiografy umożliwiają rejestrację sygnałów zmiennych i na wejściach poszczególnych kanałów posiadają separację składowej stałej sygnału elektrycznego. Z tego powodu w omawianym rozwiązaniu mikrokontroler 1 generuje sygnał prostokątny. Aby precyzyjnie określić chwilę kontaktu stopy z podłożem, korzystne jest by sygnał rejestrowany za pośrednictwem wejść elektromiografu charakteryzował się stromymi zboczami, ponieważ pomiędzy wartością maksymalną a minimalną takiego sygnału występuje minimalne opóźnienie.

Tryb pracy czujników 3 zależy od konfiguracji wejść 2 mikrokontrolera 1. W przypadku, gdy nie ma potrzeby monitorowania pracy poszczególnych czujników osobno, stany logiczne na wejściach mikrokontrolera 1 sprawdzane są w trybie logicznej sumy (OR). Z kolei, gdy niezbędna jest analiza pracy każdego z czujników z osobna, wówczas sygnały z wejść sterują generowaniem sygnału prostokątnego na odpowiednich wyjściach mikrokontrolera 1. Na fig. 2 zaprezentowano przykładową krzywą sygnału sterującego **We** na jednym z wejść 2 mikrokontrolera 1 oraz krzywą sygnału **Wy** na odpowiednim wyjściu. Obszar zaznaczony jako 13 oznacza kontakt czujnika z podłożem, natomiast obszar zaznaczony jako 12 oznacza brak kontaktu z podłożem, zatem obszary 12 oraz 13 oznaczają fazy kontaktu stopy z podłożem.

Wejścia poszczególnych kanałów elektromiografów w celu redukcji synfazowych zakłóceń podczas pomiarów, realizowane są przy wykorzystaniu wzmacniaczy różnicowych, zatem korzystne jest, aby do różnicowego wejścia elektromiografu 9 sygnał pomiarowy podawany był w postaci symetrycznej, co zapewnione jest dzięki możliwości konfiguracji wyjść 5 i $\bar{5}$ mikrokontrolera 1. W przypadku, gdy nie ma potrzeby monitorowania działania każdego czujnika z osobna, układ sumatora 6 i $\bar{6}$ może być pominięty w torze transmisji sygnału, natomiast wyjścia 5 i $\bar{5}$ mikrokontrolera 1 podłączone są bezpośrednio do odpowiednich wejść układów regulacji amplitudy 7 i $\bar{7}$.

Układ według wynalazku może być wykonany jako układ jednomodułowy, przeznaczony do oznaczania kontaktu tylko jednej stopy z podłożem. Może też być przeznaczony do oznaczania kontaktu jednocześnie dwóch stóp z podłożem i w tym przypadku może być zrealizowany jako układ składający się z dwóch rozłącznych modułów lub z jednego zintegrowanego modułu z dwoma torami pomiarowymi dla każdej stopy osobno.

W celu dokładniejszego wyjaśnienia konstrukcji oraz zasady działania układu według wynalazku poniżej zaprezentowane zostaną trzy przykładowe warianty jego realizacji.

Przykład 1

Układ do oznaczania kontaktu obu stóp z podłożem w postaci modułu 8 zintegrowanego zaprezentowano na fig. 3. Umożliwia on oznaczanie kontaktu obu stóp z podłożem i składa się z: mikrokontrolera 1, czujnika lub czujników 3a i 3b piezorezystywnych, stanowiących detektory kontaktu stopy z podłożem, dołączonych pomiędzy odpowiednimi wejściami 2a i 2b mikrokontrolera 1 oraz masą lub źródłem stanu wysokiego 4, sumatorów wagowych odpowiednio 6a i 6b oraz 6b i 6b, dołączonych pomiędzy wyjściami 5a i 5a oraz 5b i 5b, mikrokontrolera oraz wejściami odpowiednich układów regulacji amplitudy 7a i 7a oraz 7b i 7b, w postaci potencjometrów, natomiast wyjścia układów regulacji amplitudy 7a i 7a sygnału dołączone są do kanału K1 elektromiografu 9, zaś wyjścia układów regulacji amplitudy 7b i 7b sygnału dołączone są do kanału K2 elektromiografu 9. Sygnał, z którego wyznacza się kontakt stóp z podłożem rejestrowany jest za pomocą rejestratora 10 w postaci pamięci wewnętrznej elektromiografu 9.

W omawianym przykładzie stany logiczne na wejściach mikrokontrolera 1 sprawdzane są w trybie logicznej sumy – OR. W aplikacjach praktycznych w zależności od potrzeb do wejść mikrokontrolera można dołączyć więcej niż dwa czujniki, co umożliwi precyzyjniejsze oznaczenie kontaktu stopy z podłożem, zwłaszcza w przypadku dysfunkcji kończyn dolnych badanej osoby.

Przy wykorzystaniu konfiguracji układu z fig. 3 zrealizowano pomiary, które wyjaśniają jego działanie. Wyniki zaprezentowano na fig. 6, na której krzywa 17 reprezentuje fazy kontaktu lewej stopy z podłożem, natomiast krzywa 18 – fazy kontaktu z podłożem stopy prawej. Krzywe tych sygnałów uzyskano z obwiedni rejestrowanego przez elektromiograf sygnału prostokątnego 11. Dodatkowo na fig. 6 sygnały 17 oraz 18 zaprezentowano w odniesieniu do współbieżnie rejestrowanego sygnału elektromiograficznego z podudzia kończyny prawej oraz lewej, gdzie przeskalowana o wartość 5 mV krzywa 19 reprezentuje aktywność mięśnia gastrocnemius medialis, natomiast krzywa 20 aktywność mięśnia tibialis anterior.

W praktyce podczas badań lokomocji człowieka z wykorzystaniem elektromiografii rejestruje się współbieżnie zarówno sygnały kontaktu stóp z podłożem jak i aktywność mięśniową kończyn dolnych, dzięki czemu można dokonać precyzyjnego podziału chodu na cykle oraz ocenić sprawność lokomocyjną pacjenta.

Przykład 2

Kolejny wariant realizacji układu do oznaczania kontaktu obu stóp z podłożem omówiony zostanie na przykładzie modułu rozdzielnego. Moduł taki funkcjonalnie odpowiada układowi zaprezentowanemu na fig. 1, a konstrukcyjnie zaprezentowano go na fig. 4. W celu oznaczania kontaktu obu stóp z podłożem na przykład podczas chodu, niezbędne są dwa moduły – 8a dla stopy prawej i 8b dla stopy lewej. Moduły 8a jak i 8b mają identyczną budowę i każdy z nich składa się z: mikrokontrolera 1, odpowiednio 1a i 1b, czujnika lub czujników 3 stykowych odpowiednio 3a i 3b, stanowiących detektory kontaktu stopy z podłożem, dołączonych pomiędzy wejściami 2 odpowiednio 2a i 2b mikrokontrolera 1 odpowiednio 1a i 1b oraz masą lub źródłem stanu wysokiego 4a i 4b, opcjonalnych sumatorów wagowych odpowiednio 6a i 6a, oraz 6b i 6b, dołączonych pomiędzy wyjściami 5a i 5a oraz 5b i 5b odpowiednich mikrokontrolerów 1a i 1b oraz wejściami odpowiednich układów regulacji amplitudy 7a i 7a oraz 7b i 7b w postaci potencjometrów, natomiast wyjście układów regulacji amplitudy 7a i 7a dołączone jest do kanału K1 elektromiografu 9, zaś wyjście układów regulacji amplitudy 7b i 7b dołączone jest do kanału K2 elektromiografu 9. Sygnał, z którego wyznacza się kontakt stóp z podłożem rejestrowany jest za pomocą rejestratora 10 w postaci komputera osobistego połączonego bezprzewodowo z elektromiografem 9. Sygnały generowane przez mikrokontrolery 1a i 1b modułów 8a i 8b nie muszą być zsynchronizowane, ponieważ sygnały, z których wyznacza się kontakt z podłożem prawej i lewej stopy, rejestrowane są za pośrednictwem osobnych kanałów K1 i K2 elektromiografu 9.

Przykład 3

Inny wariant realizacji układu do oznaczania kontaktu obu stóp z podłożem omówiony zostanie również na przykładzie modułu rozdzielnego, który zawiera tylko jeden sumator wagowy. Układ taki schematycznie zaprezentowano na fig. 5 i składa się on z: mikrokontrolera 1, czujnika lub czujników 3 stykowych, stanowiących detektory kontaktu stopy z podłożem, dołączonych pomiędzy wejściami 2 mikrokontrolera 1 oraz masą lub źródłem stanu wysokiego 4, sumatora wagowego 6, dołączonego pomiędzy wyjściami 5 mikrokontrolera 1 oraz wejściem odpowiedniego układu regulacji amplitudy 7

w postaci potencjometru, natomiast wyjście układu regulacji amplitudy 7 dołączone jest do jednego z przyłączy wejścia różnicowego elektromiografu 9. Drugie z wyjść $\bar{5}$ mikrokontrolera 1 dołączone jest wprost do wejścia odpowiedniego układu regulacji amplitudy $\bar{7}$ w postaci potencjometru, natomiast wyjście układu regulacji amplitudy $\bar{7}$ dołączone jest do drugiego z przyłączy wejścia różnicowego tego samego kanału elektromiografu 9. Sygnał, z którego wyznacza się kontakt stóp z podłożem rejestrowany jest za pomocą rejestratora 10 w postaci komputera osobistego połączonego bezprzewodowo z elektromiografem 9. Wyznaczenie kontaktu stopy z podłożem odbywa się w trybie wagowym, przy czym część procesu sumowania wagowego realizowana jest na wejściach różnicowych elektromiografu, gdyż sygnały generowane na wyjściach 5 oraz $\bar{5}$ są zanegowane. Ostatecznie wynik sumowania sygnałów na sumatorze 6 jest dodawany (od jednego sygnału odejmowany jest sygnał w przeciwfazie) do sygnału z wyjścia $\bar{5}$.

Zastrzeżenia patentowe

1. Układ cyfrowy do oznaczania kontaktu stóp z podłożeni, **znamienny tym**, że zawiera czujnik lub grupę czujników (3a) dla jednej kończyny i/lub czujnik lub grupę czujników (3b) dla drugiej kończyny, o zmiennej przewodności, zależnej od fazy (12) lub (13) kontaktu stopy z podłożem, dołączone odpowiednio pomiędzy wejścia (2a) i/lub (2b) mikrokontrolera (1) albo osobnych mikrokontrolerów (1a) i (1b) oraz masę lub źródło stanu wysokiego (4), (4a), (4b) odpowiedniego mikrokontrolera, układy regulacji (7a) i ($\bar{7}$ a) i/lub (7b) i ($\bar{7}$ b) amplitudy sygnału elektrycznego włączone pomiędzy wyjścia opcjonalnych sumatorów wagowych (6a) i ($\bar{6}$ a) i/lub (6b) i ($\bar{6}$ b), a w wariantcie bez sumatorów wagowych pomiędzy wyjścia (5a) i ($\bar{5}$ a) i/lub (5b) i ($\bar{5}$ b) odpowiedniego mikrokontrolera (1) albo (1a) i (1b) oraz wejścia różnicowe wspólnego elektromiografu (9), który zintegrowany jest lub połączony, korzystnie bezprzewodowo z rejestratorem (10).

2. Układ według zastrz. 1, **znamienny tym**, że pomiędzy wyjściami (5a) i ($\bar{5}$ a) i/lub (5b) i ($\bar{5}$ b) odpowiedniego mikrokontrolera (1) albo (1a) i (1b) oraz wejściami układów regulacji (7a) i ($\bar{7}$ a) i/lub (7b) i ($\bar{7}$ b) włączone są sumatory wagowe, odpowiednio (6a) i ($\bar{6}$ a) i/lub (6b) i ($\bar{6}$ b).

3. Układ według zastrz. 1, **znamienny tym**, że układy regulacji (7a) i ($\bar{7}$ a) i/lub (7b) i ($\bar{7}$ b) mają postać analogowych lub cyfrowych układów potencjometrycznych lub dzielników napięcia.

4. Układ według zastrz. 1, **znamienny tym**, że czujnik lub grupę czujników (3a) i/lub (3b) stanowią wymienne, piezorezystywne czujniki siły nacisku lub czujniki stykowe.

5. Układ według zastrz. 2, **znamienny tym**, że jako sumatory wagowe, odpowiednio (6a) i ($\bar{6}$ a) i/lub (6b) i ($\bar{6}$ b) stosuje się sieć rezystorów ważonych, drabinki rezystorowe R-2R lub przetworniki cyfrowo-analogowe.

Rysunki

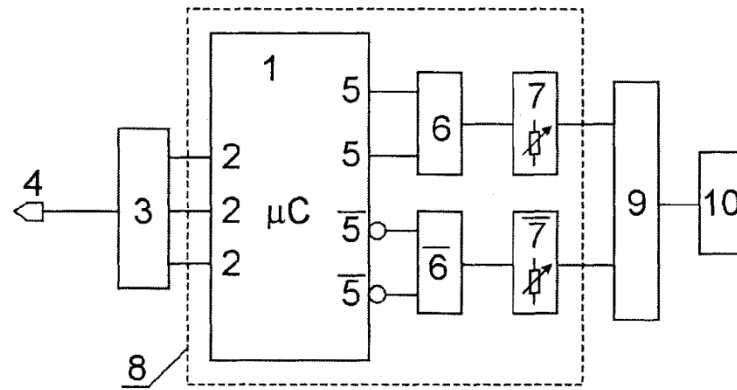


Fig.1

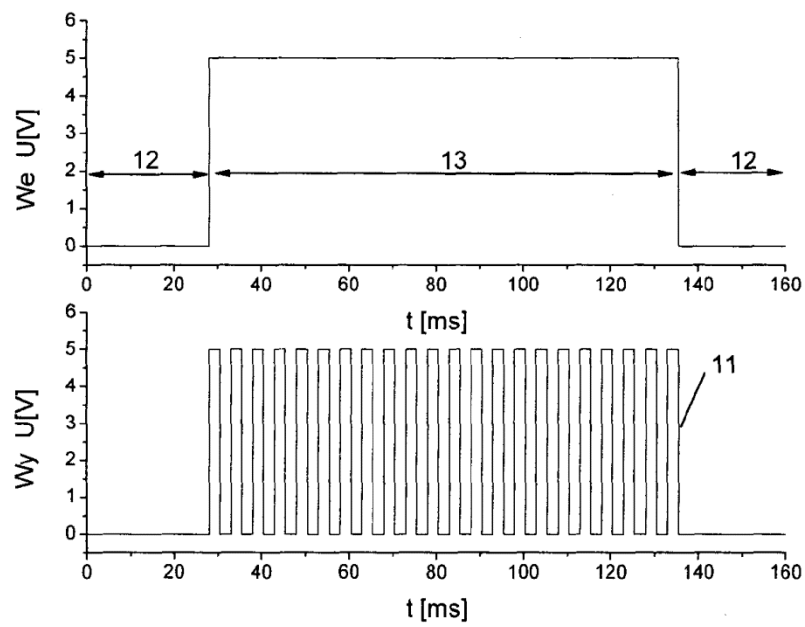


Fig.2

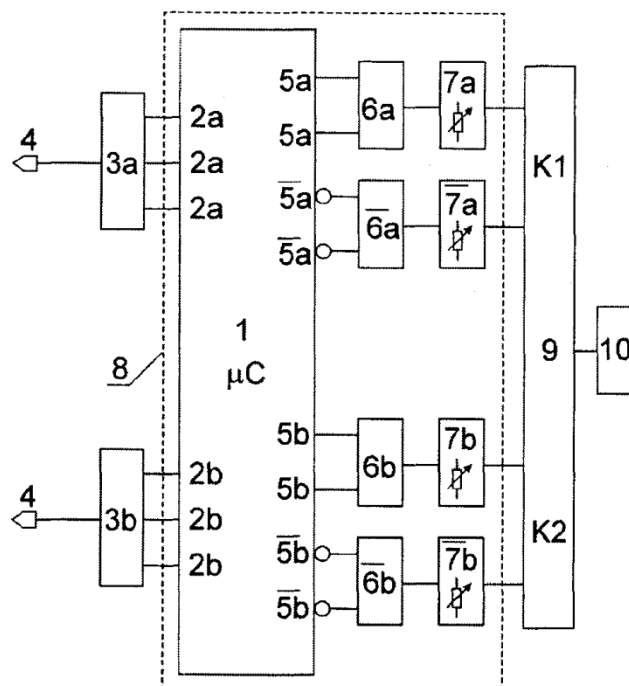


Fig. 3

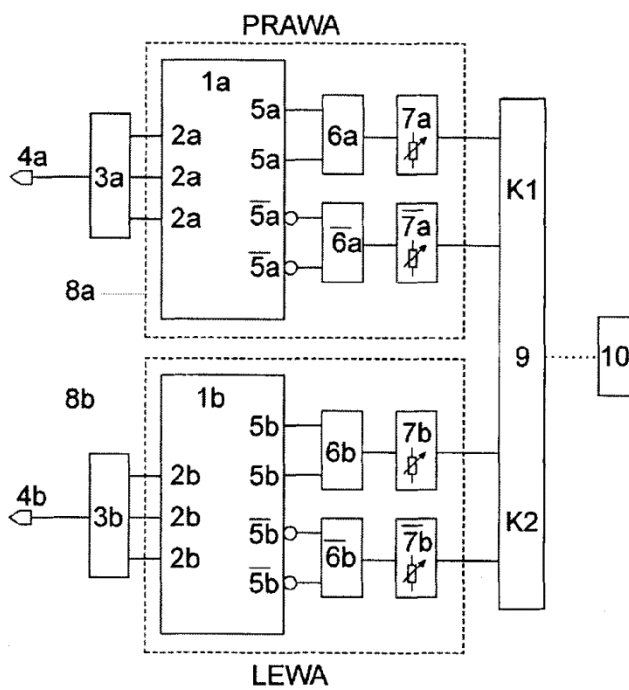


Fig. 4

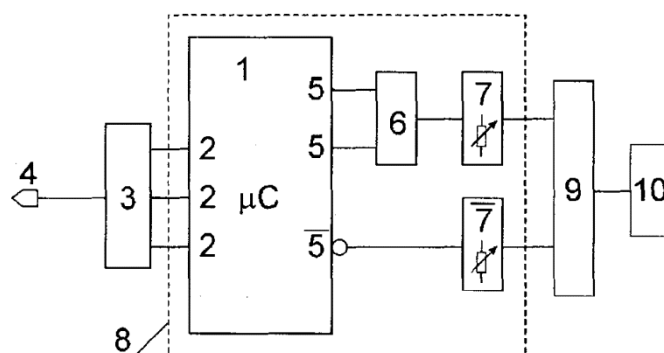


Fig.5

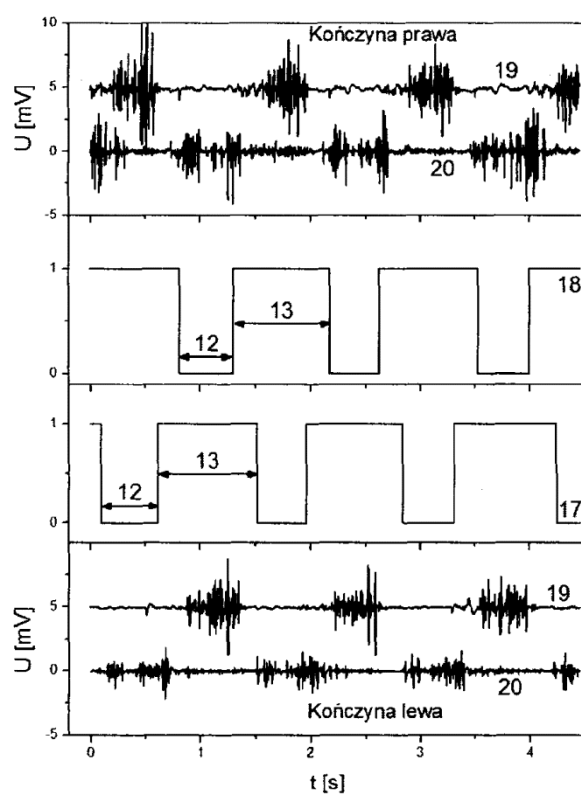


Fig.6

