

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **239105**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **427778**

(51) Int.Cl.
A61B 5/0488 (2006.01)
A61B 5/22 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **15.11.2018**

(54)

Sposób estymacji siły zacisku dłoni

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

18.05.2020 BUP 11/20

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

08.11.2021 WUP 32/21

(73) Uprawniony z patentu:

**AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA
IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE,
Kraków, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

ROBERT BARAŃSKI, Kraków, PL

PL 239105 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest sposób estymacji siły zacisku dłoni. Sposób wykorzystuje elektromiografię (EMG) czyli pomiar sygnału elektrycznego związanego z aktywacją mięśnia. Sposób służy do wyznaczania siły zacisku dłoni na utrzymywanym przedmiocie. W szczególności dotyczy siły zacisku podczas określania ekspozycji człowieka na drgania przenoszone przez kończyny górne podczas pracy narzędziami ręcznymi. Ocena stopnia wpływu drgań na organizm człowieka w znaczący sposób zależy od sił łączących go z drgającym narzędziem. Obowiązujące normy zawierają wymagania mające na celu ich monitorowanie. Pomiar siły zacisku z wykorzystaniem sygnałów elektromiograficznych daje możliwość lepszego szacowania rzeczywistego oddziaływania drgań na organizm człowieka podczas pracy narzędziami ręcznymi.

Znane rozwiązania opierają się na dwóch podejściach. Na umieszczeniu czujnika siły w rękojeści. To rozwiązanie powoduje ingerencję w rękojeść narzędzia – co sprowadza się do jego modyfikacji i z oczywistych względów nie zawsze jest możliwe. Albo na wykorzystaniu adapterów z czujnikami siły. To drugie rozwiązanie ingeruje w transmisję drgań. Poprzez wprowadzenie dodatkowego elementu, jakim jest adapter, pomiędzy narzędzie a rękę pracownika wpływa się na charakter oddziałujących drgań a co za tym idzie wpływa się na pracę narzędziem. Zmieniając charakter pracy można zmienić poziom drgań a więc i oszacowany ich wpływ na pracownika.

Znane z opisu patentowego WO2004098406 ELECTROMYOGRAPHIC FORCE MEASURING SYSTEM AND METHOD rozwiązanie systemu obejmuje jednostkę do pomiaru sygnałów elektromiograficznych EMG oraz jednostkę pomiarową DAQ. Jednostka EMG służy do wykrywania aktywności mięśni u podmiotu i tworzy oparty na nim sygnał biopotencjalny. Jednostka DAQ zawiera pamięć, wyświetlacz oraz umożliwia analizy sygnału elektromiograficznego. Układ ma bezprzewodową transmisję danych pomiędzy jednostkami EMG a DAQ. Układ zawiera mechanizm kalibracji mający dynamometr do pomiaru siły zacisku. Przewiduje się, że kalibracja przebiega z udziałem operatora lub będzie zautomatyzowana. Opisany układ przewiduje kalibrację wyłącznie w dwóch miejscach i zakłada liniową funkcję zależności pomiędzy sygnałem elektromiograficznym a siłą. Jako przykład zastosowania systemu wybrano sytuację, gdy konieczna jest kontrola siły jaką wywiera lekarz/położnik na noworodka podczas porodu.

Sposób według wynalazku dotyczy estymacji siły zacisku dłoni z wykorzystaniem znanego pomiaru elektromiograficznego EMG, w którym w fazie kalibracji równocześnie mierzy się siłę zacisku dłoni, za pomocą znanego miernika siły, zaciskanego w badanej dłoni, oraz przeprowadza się pomiar elektromiograficzny tej samej ręki. Istotą sposobu jest to, że w fazie kalibracji sygnały pomiarowe przesyła się poprzez odpowiednie przetworniki, do układu mikroprocesorowego, w którym dobiera się optymalną, liniową lub nieliniową, funkcję przejścia pomiędzy sygnałami z pomiaru elektromiograficznego ręki, a siłą zacisku dłoni. Następnie, w fazie właściwego pomiaru, na podstawie wyznaczonych parametrów funkcji przejścia, oraz na bieżąco odbieranych i przetwarzanych sygnałów EMG estymuje się siłę zacisku dłoni na dowolnym przedmiocie. Siła ta ma bezpośredni wpływ na reakcję organizmu na drgania pochodzące od trzymanego przedmiotu, na przykład narzędzia. Warunki pomiaru muszą być tożsame z warunkami kalibracji.

Korzystnym jest to, że w trakcie pomiaru elektromiograficznego na przedramię w obszarze aktywności mięśni nakleja się co najmniej jedną parę elektrod pomiarowych oraz w miejscu pasywnym, słabo umięśnionym, nakleja się jedną elektrodę referencyjną. Różnicę między sygnałami elektrod pomiarowych wzmacnia się i wynikowy sygnał różnicowy przesyła się do przetwornika analogowo-cyfrowego, zaś sygnał z elektrody referencyjnej jest punktem odniesienia dla tego przetwornika. Sygnał wynikowy zapisuje się w urządzeniu mikroprocesorowym.

Korzystnie jest, gdy w fazie kalibracji wykonuje się na uchwycie miernika siły kilka zacisków, każdy przez co najmniej 5 sekund.

Korzystnie jest, gdy jako funkcję przejścia dobiera się automatycznie, bazując na wyznaczonym parametrze, współczynnika determinacji, R^2 .

Dzięki takiemu sposobowi, mając poprawny pomiar siły, można odnieść zarejestrowane sygnały EMG do siły zacisku. Na tej podstawie, dobrana według odpowiedniego algorytmu przez układ mikroprocesorowy, funkcja przejścia może być zarówno liniowa jak i nieliniowa. Charakteryzuje się ona najlepszym dopasowaniem do zmierzonych parametrów dla danej osoby w okresie przeprowadzania kalibracji a zarazem estymacji siły zacisku. W celu rejestracji sygnałów EMG wykorzystuje się elektromiografię powierzchniową oznaczaną jako surface EMG lub sEMG.

Stosując rozwiązanie, według wynalazku, w badaniach ekspozycji człowieka na drgania przenoszone przez kończyny górne podczas pracy narzędziami ręcznymi w żaden sposób nie ingeruje się w transmisję drgań narzędzie-człowiek. Dodatkowo nie ingerując w rękojeść narzędzia nie zakłóca się jego obsługi, przyczyniając się do zachowania standardowych warunków pracy. W przypadku proponowanego rozwiązania nie ma też żadnego elementu na drodze człowiek-narzędzie, gdyż elektrody pomiarowe są mocowane na przedramieniu. Ponieważ mocowanie elektrod odbywa się poprzez przyklejenie, sposób jest całkowicie nieinwazyjny.

Dobrana funkcja przejścia jest personalizowana, uwzględniająca bardzo różnorodne cechy osobnicze człowieka. Dzięki temu unika się błędów wynikających z korzystania z danych statystycznych. Sposób estymacji siły zacisku opiera się na indywidualnym opracowaniu funkcji przejścia dla osoby, dla której estymacja siły zacisku będzie wymagana. Całość bazuje na wykonaniu kilku zacisków o zadanych siłach, celem kalibracji funkcji dla danej osoby. Z doświadczeń wynika, że funkcja ta jest zmienna w czasie, nawet w przypadku jednego osobnika. Dlatego też kalibracja powinna być wykonywana przynajmniej co kilka godzin, a także w przypadku zmian w układzie pomiarowym, w tym też mocowania elektrod na kończynie.

Rozwiązanie dotyczy praktyki medycznej, a również inżynierii biomedycznej, między innymi przy układach sterowania manipulatora symulującego działanie ludzkiej ręki. Sposób może też znaleźć zastosowanie w odniesieniu do stóp, a także do badania zwierząt.

Wynalazek objaśniono na przykładzie rozwiązania pokazanym na rysunku. Fig. 1 jest pogładowym schematem praktycznej realizacji sposobu, a fig. 2 jest schematem blokowym procedury pomiarowej.

Przykładowa realizacja pokazuje wykorzystanie sposobu, według wynalazku, w przypadku oceny siły zacisku dłoni pracownika na rękojeści wiertarki ręcznej podczas wiercenia otworów w obrabianym materiale a będącej reakcją na drgania tego narzędzia.

W przykładowej realizacji zastosowano tensometryczny miernik siły zacisku oraz wzmacniacz umożliwiający pomiar siły zacisku w zakresie 1 ± 200 N. Ponadto zastosowano urządzenia do rejestracji sygnałów elektromiograficznych w postaci wzmacniacza sygnałów elektromiograficznych spełniającego wymagania SENIAM, a to CMRR > 95 dB, filtracja 20 ± 500 Hz, wzmacnienie 1100, karty akwizycji NI USB 6212 do akwizycji sygnałów z czujnika siły zacisku oraz sygnałów elektromiograficznych oraz oprogramowania napisanego w środowisku LabVIEW pracującego na komputerze klasy PC. Oprogramowanie, oprócz rejestracji sygnałów, umożliwia bieżący podgląd realizowanej siły zacisku, niezbędny w procesie kalibracji. Do pomiaru sygnału sEMG zastosowano podwójne elektrody preżelowe (Ag/AgCl) o odległości 2 cm pomiędzy środkami elektrod. Elektrody mocowano na przedramieniu. Ustalono punkt mocowania elektrod w 1/3 dystalnej przedramienia, pomiędzy ścięgnem mięśnia dłoniowego długiego (*m. palmaris longus*) oraz mięśniem zginaczem łokciowym nadgarstka (*m. flexor carpi ulnaris*).

W trakcie pomiary elektromiograficznego na przedramię w obszarze aktywności mięśni nakleiono jedną parę elektrod pomiarowych, pierwszą J i drugą K oraz w miejscu pasywnym, słabo umięśnionym, jedną elektrodę referencyjną L. Różnica między sygnałami elektrod pomiarowych była wzmacniana i wynikowy sygnał różnicowy przesyłany do przetwornika analogowo-cyfrowego AC, zaś sygnał z elektrody referencyjnej L stanowił punkt odniesienia dla tego przetwornika AC. Sygnał wynikowy był zapisywany w urządzeniu mikroprocesorowym.

Pierwszym etapem była kalibracja układu, przeprowadzana każdorazowo przed wykorzystaniem urządzenia, dla każdej osoby indywidualnie. Dla wybranych wartości siły 25 N, 50 N, 75 N wykonano serię siedmiu zacisków, które utrzymywano przez okres 5 sekund, w sumie 21 pomiarów. Po między zaciskami występował odpoczynek przez okres minimum 10 sekund. Bieżący podgląd wartości siły zacisku z miernika siły zacisku umożliwiał kontrolę siły i ewentualną jej korekcję przez pracownika. Wykorzystując przebiegi czasowe sygnałów elektromiograficznych obliczono wartość estymatora go reprezentującego. Na podstawie badań uznano, że będzie to energia sygnału E obliczana w oknach czasowych o długości 0,1 sekundy. Bazując na obliczonych wartościach E spośród dostępnych krzywych, liniowej, wykładniczej, potęgowej, logarytmicznej, wielomianu drugiego stopnia, oprogramowanie dobrało najkorzystniejszą krzywą i wyznaczyło współczynniki a , b , c funkcji. W tym przypadku był to wielomian drugiego stopnia, dla którego $R^2=0,94$. Po procesie kalibracji, wykonano serie kontrolne mające na celu wyznaczenie niepewności pomiarowej badanego układu oraz algorytmu. Seria kontrolna, to pomiar dowolnej siły zacisku z wykorzystaniem czujnika siły oraz sygnałów elektromiograficznych. Następnie, z wykorzystaniem znanych metod statystycznych, obliczono niepew-

ność standardową, która wyniosła 6,54 N. Po powyższym procesie od układu odłączono część odpowiedzialną za pomiar siły zacisku i przeprowadzono pomiar w czasie gdy pracownik trzymając w ręce narzędzie wykonywał wiercenie otworów w obrabianym materiale. Układ rejestrujący sygnały elektromiograficzne umożliwił obliczanie, na ich podstawie, siły zacisku dłoni na rękojeści pracującego i drgającego narzędzia.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób estymacji siły zacisku dłoni, wykorzystujący znane badanie elektromiograficzne EMG, w którym w fazie kalibracji równocześnie mierzy się siłę zacisku dłoni, za pomocą znanego miernika siły, zaciskanego w badanej dłoni, oraz przeprowadza się pomiar elektromiograficzny tej samej ręki, **znamienny tym**, że w fazie kalibracji sygnały pomiarowe przesyła się, poprzez odpowiednie przetworniki, do układu mikroprocesorowego, w którym dobiera się liniową lub nieliniową funkcję przejścia pomiędzy sygnałami z pomiaru elektromiograficznego ręki, a siłą zacisku dłoni, następnie, w fazie właściwego pomiaru, na podstawie wyznaczonych parametrów funkcji przejścia, oraz na bieżąco odbieranych i przetwarzanych sygnałów EMG estymuje się siłę zacisku dłoni na dowolnym przedmiocie, przy czym warunki pomiaru muszą być tożsame z warunkami kalibracji.
2. Sposób, według zastrz 1, **znamienny tym**, że w trakcie pomiaru elektromiograficznego na przedramię w obszarze aktywności mięśni nakleja się co najmniej jedną parę elektrod pomiarowych, pierwszą (J) i drugą (K) oraz w miejscu pasywnym, słabo umięśnionym nakleja się jedną elektrodę referencyjną (L), przy czym różnicę między sygnałami elektrod pomiarowych wzmacnia się i wynikowy sygnał różnicowy przesyła się do przetwornika analogowo-cyfrowego (AC), zaś sygnał z elektrody referencyjnej (L) jest punktem odniesienia dla tego przetwornika (AC), natomiast sygnał wynikowy zapisuje się w urządzeniu mikroprocesorowym.
3. Sposób, według zastrz. 1, **znamienny tym**, że w fazie kalibracji wykonuje się na uchwycie miernika siły kilka zacisków, każdy przez co najmniej 5 sekund.
4. Sposób, według zastrz. 1, **znamienny tym**, że jako najkorzystniejszą funkcję przejścia automatycznie dobiera się funkcję o najwyższym współczynniku determinacji R^2 .

Rysunki

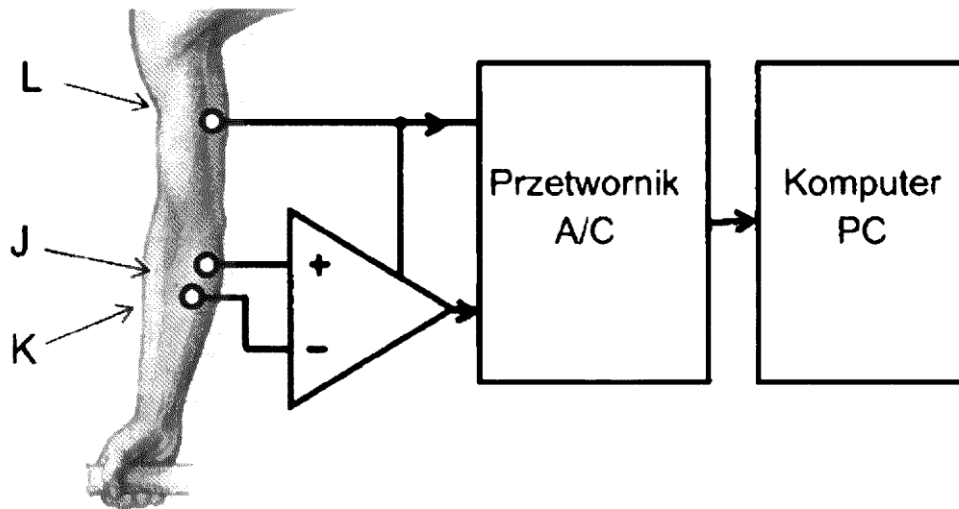


Fig. 1.

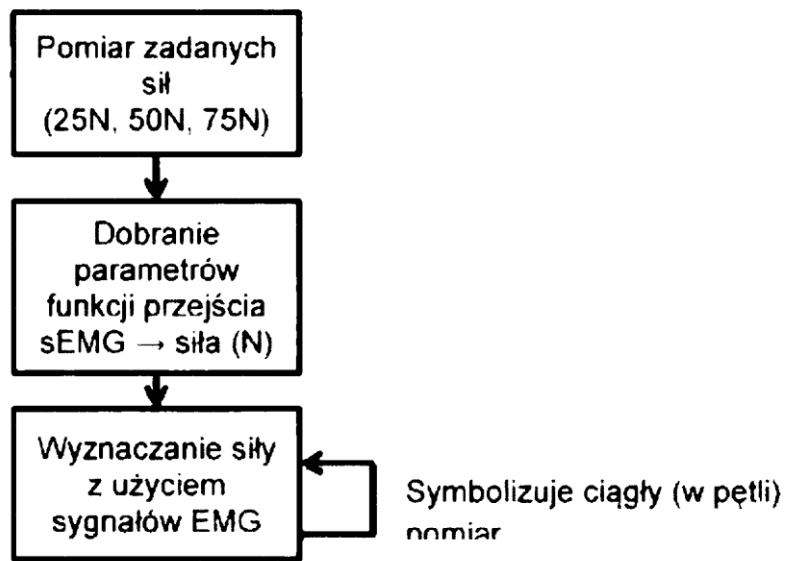


Fig. 2.