

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY**

(19) **PL** (11) **238370**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **420196**

(51) Int.Cl.
A61H 3/00 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **13.01.2017**

(54) **Sposób zmniejszania ryzyka powstania urazów podczas upadku człowieka
lub ich skutków**

(43) Zgłoszenie ogłoszono:
16.07.2018 BUP 15/18

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:
16.08.2021 WUP 20/21

(73) Uprawniony z patentu:

**INSTYTUT MEDYCYNY WSI
IM. WITOLDA CHODŹKI, Lublin, PL
POLITECHNIKA LUBELSKA, Lublin, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

**TOMASZ SARAN, Lublin, PL
WOJCIECH SURTEL, Lublin, PL**

(74) Pełnomocnik:

rzecz. pat. Maciej Nowicki

PL 238370 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest sposób zmniejszania ryzyka powstania urazów podczas upadku człowieka lub ich skutków, a zwłaszcza mimowolnego upadku z pozycji stojącej, na wyprostowanych kończynach dolnych.

Upadek na bok przy wyprostowanych kończynach dolnych powoduje silny uraz okolicy biodra przenoszący się przez krętarz wielki na szyjkę i głowę kości udowej. Ten rodzaj upadku bardzo często prowadzi do złamania szyjki kości udowej zwłaszcza u osób starszych chorujących na osteoporozę. Złamania szyjki kości udowej wiążą się z koniecznością podjęcia leczenia operacyjnego i długotrwałej rehabilitacji. Także urazy głowy spowodowane niekontrolowanym upadkiem z wysokości wyprostowanego ciała, stanowią zagrożenie dla życia, zdrowia i sprawności osób w wieku podeszłym. W ramach profilaktyki rehabilitacyjnej, osoby starsze zagrożone nagłym upadkiem poddawane są nauce świadomego, upadania przez zginanie kolan i bioder. Warunkiem wykonania upadku w ten bezpieczny sposób jest zachowanie świadomości w chwili utraty kontroli nad postawą ciała. W praktyce warunek ten często jest niespełniony, ponieważ omdlenia, epizody naczyniowo-mózgowe, ataki padaczki i inne są wynikiem utraty świadomości.

Akcelerometry liniowe i żyroskopy stają się stałym elementem wyposażenia współczesnych systemów kontrolno-pomiarowych. Ich zadaniem jest głównie określanie położenia w przestrzeni urządzeń mobilnych lub funkcje umożliwiające wykorzystywanie tych urządzeń do celów rozrywkowych.

Jak to przedstawiają autorzy R. Malarić, H. Hegeduš, P. Mostarac w artykule *Use of Triaxial Accelerometers for Posture and Movement Analysis of Patients*, *Advances in Biomedical Sensing, Measurements, Instrumentation and Systems 2010* oraz A.K. Bourke, J.V. O'Brien, G.M. Lyons w artykule, *Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm*, Limerick, 2006 wynika, że niektóre ośrodki naukowe jak również firmy prywatne prowadzą badania z wykorzystania tych czujników do budowy urządzeń umożliwiających sprawdzenie ilości przebytej drogi. Podejmowane były również próby określenia położenia ciała ludzkiego, lub też stanu aktywności modelu za pomocą pojedynczych czujników lub też pary czujników liniowych oraz czujnika mierzącego przyspieszenie kątowe, mocowanych na modelu ludzkim w punkcie tułowia oraz drugi na udzie lub głowie.

Piszą o tym następujący autorzy Nishkam Ravi, Nikhil Dandekar, Preetham Mysore, Michael L. Littman w publikacji: *Piscataway, Activity Recognition from Accelerometer Data*, Department of Computer Science Rutgers University, 2005 oraz M.O'Sullivan, C. Blake, C. Cunningham, G. Boyle, C. Finucane w publikacji: *Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers*, Oxford University 2009.

Zastosowanie pojedynczego czujnika akcelerometrycznego informuje badaczy o stanie aktywności modelu, na podstawie zmian tych wartości określano rodzaje aktywności, oraz próbowano budować system mogący rozpoznać sytuacje krytyczne na przykład upadek osoby monitorowanej. Tą tematykę poruszają autorzy Jorunn Laegdheim Helbostad i inni w publikacji: *Detection of gait and postures using a miniaturised triaxial accelerometer-based system: Accuracy in community-dwelling older adults*, Oxford University 2009, Boštjan Kaluža, Mitja Luštrek, Fall w publikacji *Detection and Activity Recognition Methods for The Confidence Project: A Survey*, Department of Intelligent Systems Jožef Stefan Institute, Ljubljana 2010 oraz Alina Momot, Michał Momot, Roman Seredyński, Arkadiusz Stankiewicz: *wykrywanie nagłych zmian położenia ciała ludzkiego w systemach nadzoru i opieki telemedycznej*, *Studia Informatica*, vol. 34, 2013 r.

Z opisu zgłoszeniowego nr PL 403433 A1, Surtel Wojciech, Maciejewski Marcin pt.: „Sposób określania postawy pacjenta” znana jest metoda wykorzystująca analizę przyspieszenia odczytanych z pojedynczych czujników lub prędkość zmiany wektora utworzonego przez układ dwóch czujników ułożonych na tułowiu pacjenta.

Elektrostymulacja mięśni szkieletowych jest w ogóle znana. Pierwsze spostrzeżenia reakcji skurczowych mięśni pod wpływem naturalnej elektryczności zanotowano ze starożytności. Obserwacje naukowe dotyczące reakcji ruchowej mięśnia udowego żaby na prąd poczynił Luigi Galvani w roku 1790, Michael Faraday w 1831 wykazał, że prąd stymuluje do skurczu mięśnie poprzez nerwy, które w nie wnikają. Szczególny rozwój i zainteresowanie metodami elektroterapii miało miejsce w XIX, obecnie elektrostymulacja struktur mięśniowych (ES) lub nerwowo-mięśniowych (NMES) w medycynie nadal pozostaje uznaną metodą jednak tylko w niektórych specyficznych dziedzinach i zastosowaniach. Według wielu autorów trening NMES (zwykle cykliczne powtarzanie pakietów prądów z przerwami 1:3–1:4 o częstotliwości nośnej średniej 20–50Hz lub niskiej 1–10Hz) może być skuteczną metodą wzmacniania

mięśni zarówno osób zdrowych (Gondin, Julien, Patrick J. Cozzone, and David Bendahan: Is High-Frequency Neuromuscular Electrical Stimulation a Suitable Tool for Muscle Performance Improvement in Both Healthy Humans and Athletes? *European Journal of Applied Physiology* 2011) jak i mięśni zanikających z powodu nieczynności (Gabler, Conrad M., Adam S. Lepley, Tim L. Uhl, and Carl G. Mattacola: Comparison of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation and Cryotherapy for Increasing Quadriceps Activation in Patients With Knee Pathologies. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2015). Systematyczny przegląd badań opublikowanych do lipca 2012 roku na temat stosowania NMES znajduje się w pracy autorów Maddocks, Matthew, Wei Gao, Irene J. Higginson, and Andrew Wilcock: Neuromuscular Electrical Stimulation for Muscle Weakness in Adults with Advanced Disease." *The Cochrane Database of Systematic Reviews* 2013. Siła skurczu mięśni stymulowanych zależy od ilości jednostek mięśniowych pobudzonych na skutek elektrostymulacji. Ilość jednostek zależy od natężenia przepływającego prądu, przy czym najpierw pobudzane są jednostki motoryczne typu II zaopatrywane przez grube włókna nerwowe które mają niższy próg pobudliwości niż cienkie włókna zaopatrujące jednostki typu I. Kolejność pobudzenia jest odwrotna niż przy pobudzeniu fizjologicznym co przyczynia się do nieprzyjemnych odczuć podczas intensywnej elektrostymulacji. Elektrostymulacja odbywa się zwykle przez elektrody ułożone na skórze w miejscach efektorowych. Efekt stymulacji mięśnia lub grupy mięśniowej zależy od powierzchni elektrody i trafnego doboru miejsca jej przyłożenia (naklejenia). Programy stosowania prądu do stymulacji wzmacniającej mięśnie są dostępne w licznych aparatach dla użytkowników prywatnych do celów fitness oraz w aparaturze rehabilitacyjnej.

W ostatnim okresie szczególnie godne uwagi jest coraz efektywniejsze zastosowanie funkcjonalnej elektrostymulacji (FES). Opis licznych dotychczasowych zastosowań w medycynie metody FES znajduje się w artykule autorów Doucet, Barbara M., Amy Lam, Lisa Griffin: Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function." *Yale J Biol Med* 2012. Metoda FES jest obecnie stosowana skutecznie w uszkodzeniach układu nerwowego – po udarach (Gu, Ping, Juan-Juan Ran, and Lei Yu. Electrical Stimulation for Hemiplegic Shoulder Function: A Systematic Review and Meta-Analysis of 15 Randomized Controlled Trials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2016) jak i uszkodzeniach rdzenia kręgowego i nerwów obwodowych (Ho, Chester H., Ronald J. Triolo, Anastasia L. Elias, Kevin L. Kilgore, Anthony F. DiMarco, Kath Bogie, Albert H. Vette: Functional Electrical Stimulation and Spinal Cord Injury. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 2014). Metoda FES pozwala wzmacniać bądź zastępować ruchy i funkcje mięśni, które zanikły na skutek choroby a są niezbędne np. unoszenia ramienia, prostowania kolana, zginania grzbietowego stopy. W metodzie FES niekiedy wykorzystuje się odczyt potencjałów elektrycznych pochodzących z własnych struktur nerwowych pacjenta (EMG) jako czynnik wyzwalający impuls elektryczny, który ma w tym przypadku działanie wzmacniające osłabione lub przerwane endogenne pobudzenia mięśni. Elektrostymulacja funkcjonalna znajduje zastosowanie w systemach rehabilitacyjnych na rynku komercyjnym np.:

- system Parastep I – do wspomagania chodu przez stymulację mięśni tułowia i kończyn u osób z uszkodzeniem rdzenia kręgowego (Sigmedics in. US, www.sigmedics.com),
- system Advanced Reciprocating Gait Orthosis (ARGO) – do stymulacji mięśni kończyn dolnych podczas chodu Hugh Steeper Limited (London, UK),
- stymulator Bioness L300 Plus – do stymulacji mięśni unoszących stopę podczas chodu osób z porażeniem ruchu stopy – Bioness, Inc. (Valencia, CA).

Istota sposobu zmniejszania ryzyka powstania urazów podczas upadku człowieka lub ich skutków, w którym w co najmniej jednym punkcie na ciele człowieka mierzy się przyspieszenia liniowe lub/i kątowe względem trzech wzajemnie prostopadłych osi x-y-z a mięśnie człowieka poddaje się elektrostymulacji, polega na tym, że przyspieszenia mierzy na plecach, na wysokości łopatek albo na głowie, w okolicy potylicznej a uzyskane wyniki poddaje się analizie za pośrednictwem programu komputerowego i w razie zdiagnozowania przez ten program początku upadku, mięśnie nóg człowieka poddaje się elektrostymulacji, przy czym w pierwszym etapie poddaje się elektrostymulacji mięśnie prostowniki przy wykorzystaniu pierwszego pakietu impulsów, a w drugim etapie poddaje się elektrostymulacji mięśnie zginacze przy wykorzystaniu drugiego pakietu impulsów.

W celu podniesienia dokładności i pewności ustalenia momentu początku upadku przyspieszenia mierzy się zarówno na wysokości łopatek jak i na głowie, a dodatkowo na wysokości pasa, przy czym wszystkie pomiary wykonuje się jednocześnie.

Przyspieszenie mierzy się korzystnie za pośrednictwem czujnika akcelerometrycznego, zwłaszcza w stałych odstępach czasu. Natomiast impulsy elektryczne korzystnie wytwarza się za pośrednictwem generatora, którego pracą steruje się przy użyciu mikroprocesora a impulsy wysyła się do elektrod, przyklejonych do skóry nóg.

W szczególnym przypadku, celu realizacji wynalazku, na człowieku mocuje się czujniki akcelerometryczne w trzech punktach, to jest na wysokości pasa, łopatek i głowy, zaś w pasie mocuje się moduł sterujący zawierający mikroprocesor i generator, natomiast elektrody mocuje się do skóry nóg człowieka.

Pierwszą parę elektrod przykleja się do przedniej powierzchni uda, zaś drugą parę elektrod do tylnej powierzchni goleni, natomiast trzecią parę elektrod przykleja się do tylnej powierzchni uda, zaś czwartą parę elektrod do przedniej powierzchni goleni. Drugi etap elektrostymulacji mięśni rozpoczyna się korzystnie po rozpoczęciu pierwszego etapu elektrostymulacji mięśni.

Nieoczekiwanie okazało się, że poprzez połączenie monitorowania postawy pacjenta z elektrostymulacją jego mięśni możliwe jest zmniejszenie prawdopodobieństwa powstania urazu związanego z mimowolnym upadkiem pacjenta lub zmniejszenie jego skutków, o ile uraz wystąpi. Sposób można realizować za pośrednictwem prostego urządzenia, nie wymagającego wsparcia osób trzecich. Sposób jednocześnie zapewnia w sposób ciągły monitorowanie postawy ciała i aktywności fizycznej pacjenta, a w tym zapewnia natychmiastowe wykrywanie niebezpiecznych dla niego zdarzeń i wymuszenie zgięcia nóg w celu obniżenia środka ciężkości pacjenta,

Urządzenie realizujące sposób umożliwia także niezwłoczne powiadomienie osoby trzeciej o wystąpieniu zdarzenia, przy wykorzystaniu powszechnie znanych i stosowanych urządzeń mobilnych, na przykład smartfonu.

Przedmiot wynalazku jest przedstawiony w przykładzie wykonania na schematycznym rysunku, na którym:

- fig. 1 przedstawia schemat blokowy urządzenia,
- fig. 2 przedstawia schemat blokowy alternatywnego urządzenia,
- fig. 3 przedstawia zarys sylwetki człowieka w widoku z przodu z rozmieszczonymi zespołami urządzenia,
- fig. 4 przedstawia zarys sylwetki człowieka w widoku z boku,
- fig. 5 przedstawia przebieg sygnałów z czujników ruchu w czasie świadomego układania się pacjenta na plecach,
- fig. 6 przedstawia przebieg sygnałów z czujników ruchu w czasie niekontrolowanego upadku pacjenta do tyłu.

Figura 1 przedstawia schemat blokowy urządzenia. Urządzenie składa się z modułu sterującego (1), do którego pierwszej listwy (2) przyłączone są czujniki akcelerometryczne, pierwszy czujnik (3) i drugi czujnik (4), natomiast do drugiej listwy (5a) przyłączona jest pierwsza grupa elektrod (6L, 6R, 7L, 7R), zaś do trzeciej listwy (5b) przyłączona jest druga grupa elektrod (8L, 8R, 9L, 9R).

Moduł sterujący (1) składa się ze mikroprocesora (10), do wejścia (10a), którego przyłączony jest trzeci czujnik (11) akcelerometryczny, a za pośrednictwem pierwszej listwy (2) przyłączony pierwszy czujnik (3) i drugi czujnik (4). Natomiast do pierwszego wyjścia (10b) przyłączony jest generator (12) impulsów elektrycznych a do drugiego wyjścia (10c) nadajnik (13). Zarówno mikroprocesor (10), generator prądów (12) jak i nadajnik (13) są zasilane ze źródła prądu w postaci baterii (14). Generator (12) posiada dwa wyjścia, pierwsze wyjście (A) i drugie wyjście (B). Do pierwszego wyjścia (A) przyłączona jest za pośrednictwem drugiej listwy (5a) pierwsza grupa elektrod (6L, 6R, 7L, 7R). Natomiast do drugiego wyjścia (B) przyłączona jest za pośrednictwem trzeciej listwy (5b) druga grupa elektrod (8L, 8R, 9L, 9R).

Jako mikroprocesor (10) zastosowano niskoomowy, jednoukładowy, 32-bitowy mikrokontroler rodziny ARM. Natomiast jako nadajnik (13) zastosowano moduł radiowy BLE, który umożliwia połączenie ze smartfonem lub innym urządzeniem korzystającym z technologii Bluetooth do przesyłania danych.

Wszystkie połączenia pomiędzy zespołami urządzenia są wykonane za pośrednictwem przewodów elektrycznych, przy czym połączenie pomiędzy pierwszym czujnikiem (3) i drugim czujnikiem (4) a modułem sterującym może być wykonane drogą radiową.

Figura 2 przedstawia schemat alternatywnego urządzenia. Urządzenie składa się z modułu sterującego (15), do którego pierwszej listwy (16) przyłączony jest pierwszy czujnik akcelerometryczny (17), natomiast do drugiej listwy (18a) przyłączona jest pierwsza grupa elektrod (6L, 6R, 7L, 7R), zaś do trzeciej listwy (18b) przyłączona jest druga grupa elektrod (8L, 8R, 9L, 9R).

Moduł sterujący (15) składa się z mikroprocesora (10), do wejścia (10a) którego za pośrednictwem pierwszej listwy (16) przyłączony pierwszy czujnik (17). Natomiast do pierwszego wyjścia (10b) przyłączony jest pierwszy generator (19) impulsów elektrycznych, do drugiego wyjścia (10c) sygnalizator (20) wyposażony w buczonek, zaś do trzeciego wyjścia (10d) drugi generator (21). Zarówno mikroprocesor (10), generatory (19, 21) jak i sygnalizator (20) są zasilane ze źródła prądu w postaci akumulatora (22). Do wyjścia pierwszego generatora (19) przyłączona jest za pośrednictwem drugiej listwy (18a) pierwsza grupa elektrod (6L, 6R, 7L, 7R). Natomiast do drugiego wyjścia drugiego generatora (21) przyłączona jest za pośrednictwem trzeciej listwy (18b) druga grupa elektrod (8L, 8R, 9L, 9R).

Figury 3 i 4 przedstawiają schematyczne rozmieszczenie zespołów urządzenia na ciele człowieka. Dla podniesienia czytelności rysunku wszystkie zespoły pokazano na zewnątrz sylwetki ubranego człowieka, zaś konkretne położenie opisano w dalszej części. Moduł sterujący (1) wraz z zabudowanym w nim trzecim czujnikiem (11) zamocowany jest w linii środkowej ciała na pasie opasującym biodra. Pierwszy czujnik (3) zamocowany jest na plecach, w okolicy międzyłopatkowej, zaś drugi czujnik (4) na głowie pacjenta, w okolicy potylicznej. Czujniki (3, 4, 11) nie muszą przylegać wprost do ciała człowieka. Natomiast elektrody zamocowane są do nóg pacjenta, do skóry, przy czym elektrody (6L, 6R, 7L, 7R, 8L, 8R, 9L, 9R) zawierające w oznaczeniu literę (L) zamocowane są do lewej nogi, zaś (R) do prawej nogi. Pierwsza para elektrod (6L, 6R) przyklejona jest do przednich powierzchni ud, zaś druga para elektrod (7L, 7R) do tylnej powierzchni goleni.

Natomiast elektrody należące do drugiej grupy elektrod (8L, 8R, 9L, 9R) są przyklejone w następujących miejscach: trzecia para elektrod (8L, 8R) do tylnych powierzchni ud, zaś czwarta para elektrod (9L, 9R) do przednich powierzchni goleni.

Figury 5 i 6 przedstawiają przebiegi sygnałów z czujników ruchu w trzech prostopadłych do siebie osiach X-Y-Z w czasie ruchu pacjenta, przy czym figura 5 w czasie świadomego układania się pacjenta na plecach, zaś fig. 6 w czasie niekontrolowanego upadku pacjenta do tyłu.

Linia krzywa oznaczona literą X, Y albo Z wskazuje przebieg zmian względem osi o takim oznaczeniu. Orientacja układu osi względem sylwetki człowieka wskazana jest na figurze 3 i 4. Dużymi literami alfabetu A, B, C oznaczono markery wskazujące analizowane odcinki czasu.

Punkty A, A' i A'' na figurze 5 odpowiadają normalnemu zachowaniu pacjenta w początkowej fazie zmiany pozycji, a odcinki BC, B'C' i B''C'' odpowiadają świadomemu i kontrolowanemu kontaktowi ciała pacjenta z podłożem.

Natomiast na figurze 6 – punkty A, A' i A'' wskazują początek utraty równowagi, a odcinki BC, B'C' i B''C'' – mimowolny upadek pacjenta na podłoże.

Różnice pomiędzy sygnałami na odcinkach BC, B'C' i B''C'' w stanie naturalnego ruchu a w stanie upadku są na tyle duże, że możliwe jest odróżnienie stanu upadku od stanu naturalnego ruchu przy wykorzystaniu programu komputerowego zapisanego w mikroprocesorze (10).

Sposób zmniejszania ryzyka powstania urazów podczas upadku człowieka przebiega następująco. Ruch człowieka jest stale monitorowany przez czujniki akcelerometryczne (3, 4, 11) i analizowany przez mikroprocesor (10), a w razie wykrycia anomalii odpowiadającej upadkowi, mikroprocesor (10) przesyła sygnał do generatora (12), który w pierwszym etapie wytwarza i podaje pierwszy pakiet impulsów elektrycznych poprzez pierwsze wyjście (A) do pierwszej grupy elektrod (6L, 6R, 7L, 7R). Impulsy te wyzwalają krótkotrwały skurcz i następcze rozluźnienie mięśni prostowników. Natomiast w drugim etapie, następującym po określonym czasie, po rozpoczęciu pierwszego etapu, poprzez drugie wyjście (B) do drugiej grupy elektrod (8L, 8R, 9L, 9R) przesyłany jest drugi pakiet impulsów elektrycznych wyzwalających skurcz zginaczy stawu kolanowego i zginaczy grzbietowych stopy.

W przypadku urządzenia alternatywnego pierwszy czujnik (17) przeznaczony jest do mocowania na plecach, w okolicy międzyłopatkowej, albo na głowie pacjenta, w okolicy potylicznej.

W wyniku pobudzenia mięśni za pośrednictwem impulsów elektrycznych następuje mimowolne zgięcie kończyn dolnych w stawach biodrowych, kolanowych i skokowych, a tym samym pacjent wykonuje ruch podobny do przysiadu, to jest następuje obniżenie środka ciężkości pacjenta, i zmniejszenie wysokości, na której znajduje się głowa. W konsekwencji głowa i tułów upadają z mniejszej wysokości, niż gdyby upadek następował z pozycji stojącej, przy wyprostowanych nogach.

Do elektrostymulacji stosuje się impulsy typu TENS BURST, a czas trwania pojedynczego impulsu wynosi standardowo 0,005 s. Natomiast czas trwania serii impulsów wywołujących efekt motoryczny zadawanych przez pierwszą grupę elektrod (6L, 6R, 7L, 7R) mieści się w przedziale od 0,05 do 0,25 sekundy, przy amplitudzie 1–200 mA. Z kolei czas trwania impulsów przekazywanych przez drugą

grupę elektrod (8L, 8R, 9L, 9R) mieści się w przedziale od 0,1 aż do 2 sekund, przy amplitudzie od 10 do 300 mA.

Parametry poszczególnych impulsów są dobierane indywidualnie dla każdego pacjenta na podstawie wcześniejszych badań i są zależne od stanu jego skóry, wrażliwości na impulsy elektryczne i innych cech osobniczych.

Granica zmian przyspieszenia (g) w funkcji czasu (t), przekroczenie której jest równoważne z początkiem upadku, jest określana indywidualnie dla każdego pacjenta odrębnie na podstawie pomiarów przyspieszenia (g) i czasu (t) w trakcie normalnego i świadomego funkcjonowania pacjenta. W przypadku przekroczenia ustalonej granicy zmian przyspieszenia (g) w funkcji czasu (t) świadczącej o rozpoczęciu się mimowolnego upadku, mikroprocesor (10) wysyła sygnał do generatora (12), który wytwarza pierwszy pakiet impulsów elektrycznych i przesyła je do pierwszej grupy elektrod (6L, 6R, 7L, 7R), po czym wytwarza drugi pakiet impulsów elektrycznych, który przesyła do drugiej grupy elektrod (8L, 8R, 9L, 9R).

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób zmniejszania ryzyka powstania urazów podczas upadku człowieka lub ich skutków, w którym w co najmniej jednym punkcie na ciele człowieka mierzy się przyspieszenia liniowe lub/i kątowe względem trzech wzajemnie prostopadłych osi x-y-z a mięśnie człowieka poddaje się elektrostymulacji, **znamienny tym**, że przyspieszenia mierzy na plecach, na wysokości łopatek albo na głowie, w okolicy potylicznej, a uzyskane wyniki poddaje się analizie za pośrednictwem programu komputerowego i w razie zdiagnozowania przez ten program początku upadku, mięśnie nóg człowieka poddaje się elektrostymulacji, przy czym w pierwszym etapie poddaje się elektrostymulacji mięśnie prostowniki przy wykorzystaniu pierwszego pakietu impulsów, a w drugim etapie poddaje się elektrostymulacji mięśnie zginacze przy wykorzystaniu drugiego pakietu impulsów.
2. Sposób według zastrz. 1 **znamienny tym**, że przyspieszenia mierzy się zarówno na wysokości łopatek jak i na głowie, a dodatkowo na wysokości pasa, przy czym wszystkie pomiary wykonuje się jednocześnie.
3. Sposób według zastrz. 1 **znamienny tym**, że przyspieszenie mierzy się za pośrednictwem czujnika akcelerometrycznego (3, 4, 11, 17).
4. Sposób według zastrz. 1 **znamienny tym**, że impulsy elektryczne wytwarza się za pośrednictwem generatora (12, 19, 21), którego pracę steruje się przy użyciu mikroprocesora (10) a impulsy wysyła się do elektrod (6L, 6R, 7L, 7R, 8L, 8R, 9L, 9R), przyklejonych do skóry nóg.
5. Sposób według zastrz. 1 **znamienny tym**, że przyspieszenie mierzy się w stałych odstępach czasu.
6. Sposób według zastrz. 1 **znamienny tym**, że na człowieku mocuje się w trzech punktach, to jest na wysokości pasa, łopatek i głowy czujniki akcelerometryczne (3, 4, 11), zaś w pasie mocuje się moduł sterujący (1) zawierający mikroprocesor (10) i generator (12), natomiast elektrody (6L, 6R, 7L, 7R, 8L, 8R, 9L, 9R) mocuje się do skóry nóg człowieka.
7. Sposób według zastrz. 5 **znamienny tym**, że pierwszą parę elektrod (6L, 6R) przykleja się do przedniej powierzchni uda, zaś drugą parę elektrod (7L, 7R) do tylnej powierzchni goleni, natomiast trzecią parę elektrod (8L, 8R) przykleja się do tylnej powierzchni uda, zaś czwartą parę elektrod (9L, 9R) do przedniej powierzchni goleni.
8. Sposób według zastrz. 1 **znamienny tym**, że drugi etap elektrostymulacji mięśni rozpoczyna się po rozpoczęciu pierwszego etapu elektrostymulacji mięśni.

Rysunki

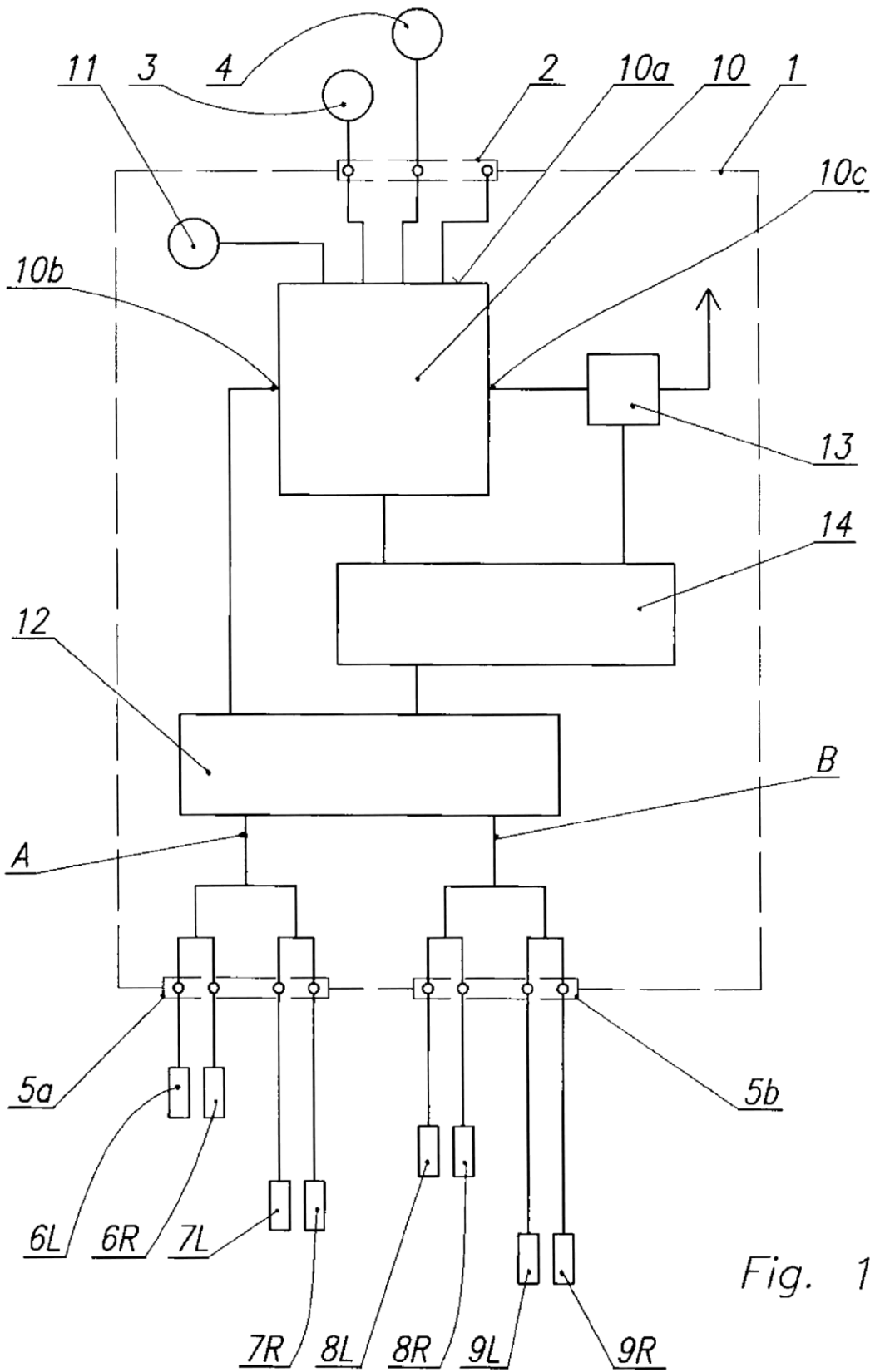


Fig. 1

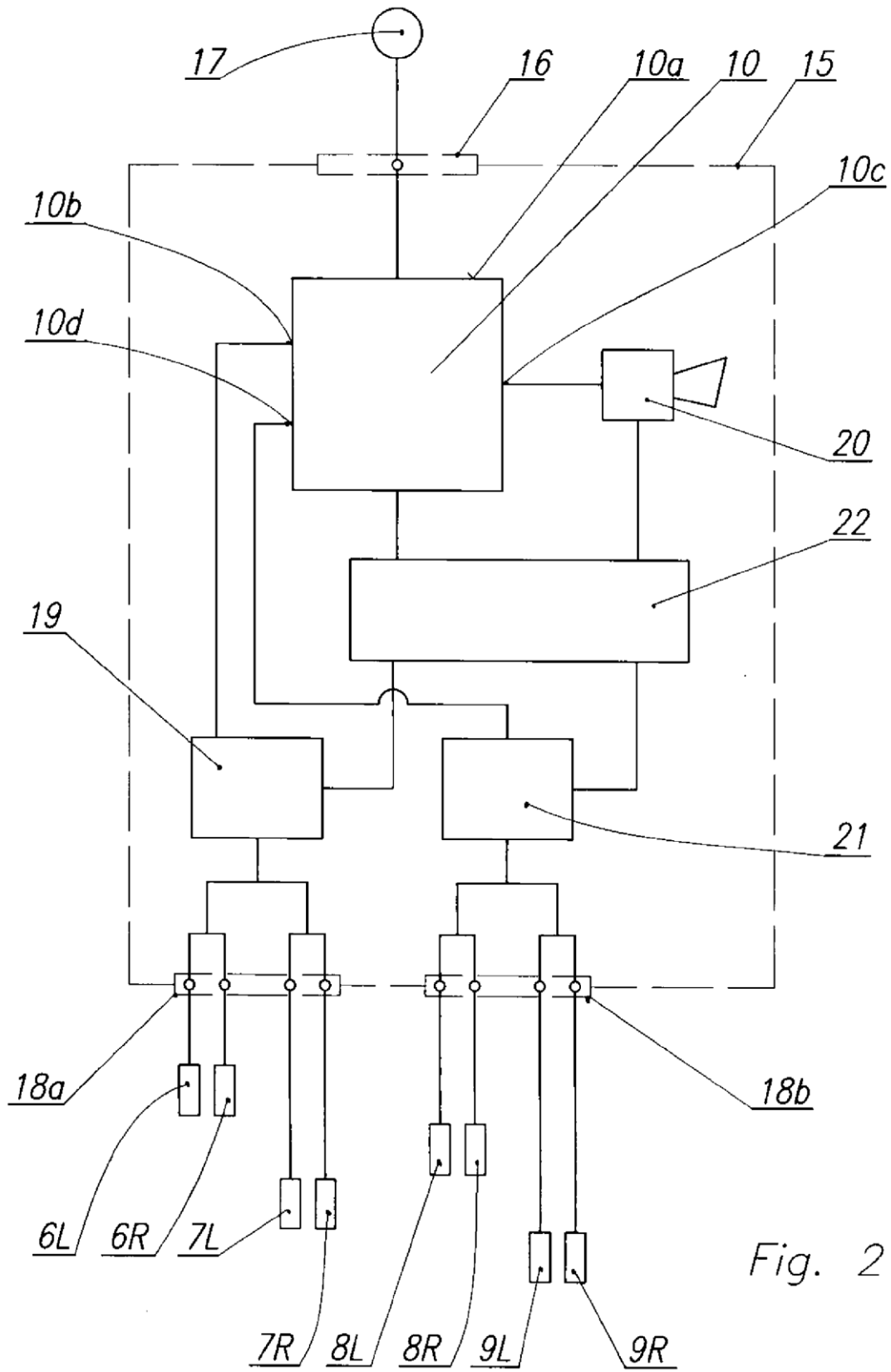


Fig. 2

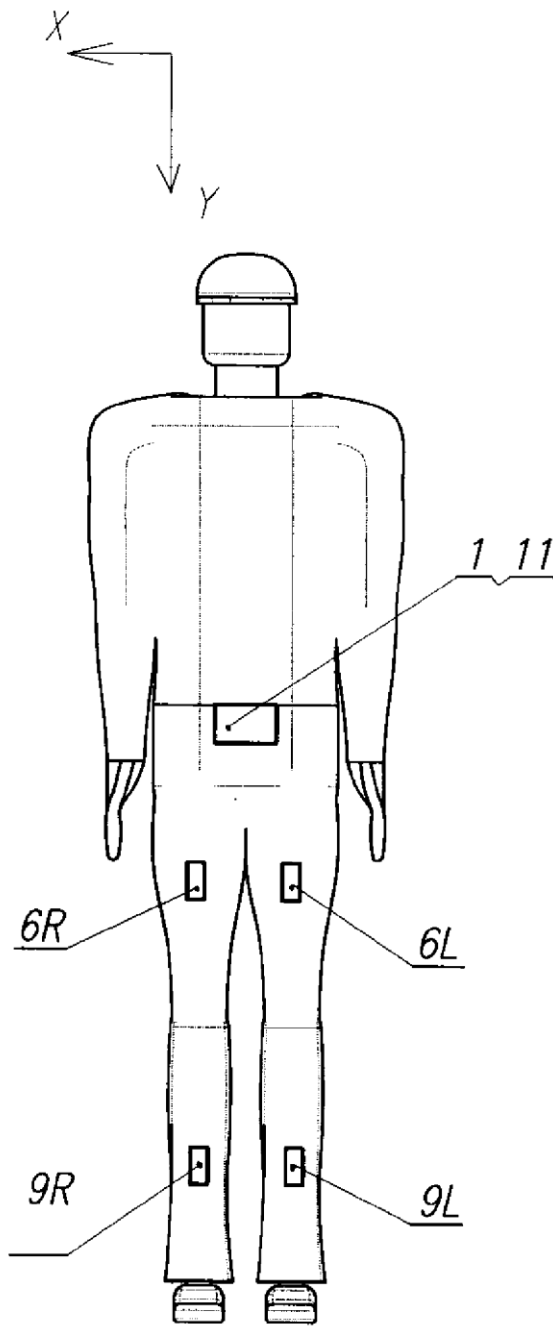


Fig. 3

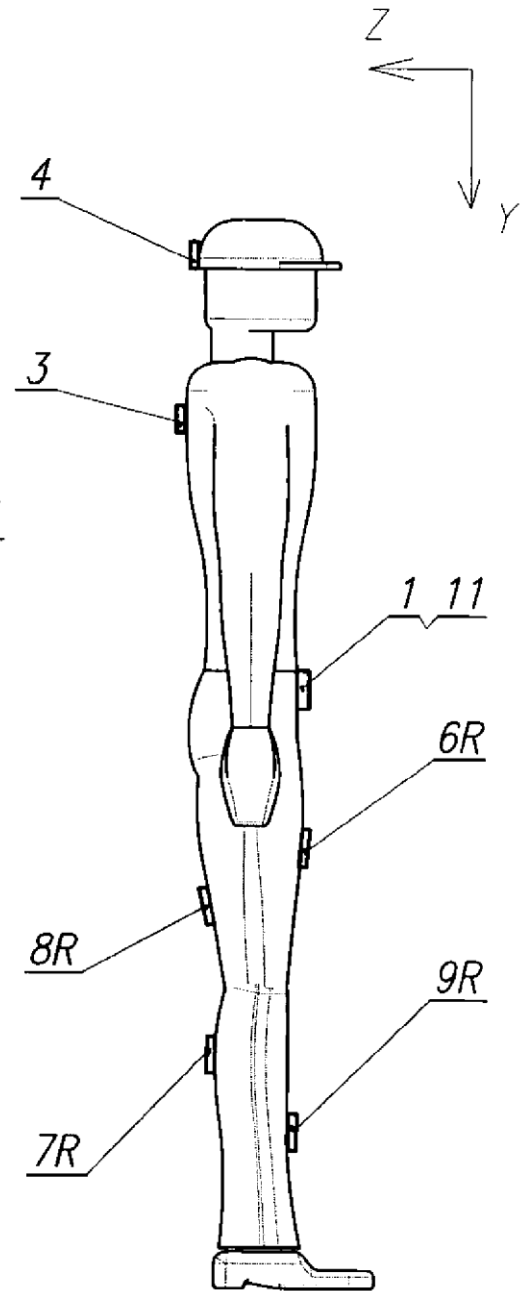


Fig. 4

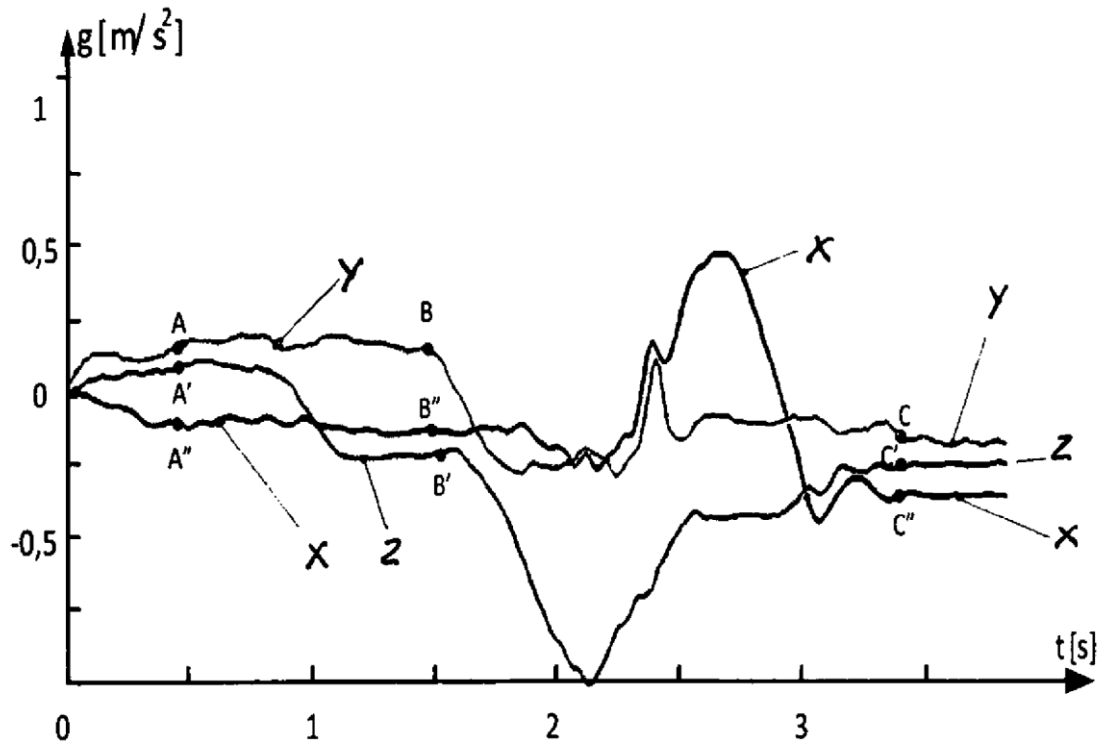


Fig. 5



Fig. 6