

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-48683  
(P2020-48683A)

(43) 公開日 令和2年4月2日(2020.4.2)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
A 6 1 B 5 / 1 1 (2006.01) A 6 1 B 5 / 1 1 2 0 0 4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2018-178880 (P2018-178880)  
(22) 出願日 平成30年9月25日 (2018.9.25)

特許法第30条第2項適用申請有り 電気通信回線を通じて発表 ウェブサイトの掲載日 平成30年9月21日 ウェブサイトのアドレス [https://kansai.ipsj.or.jp/2018sibutaiikai\\_kaisai/](https://kansai.ipsj.or.jp/2018sibutaiikai_kaisai/)

(71) 出願人 519135633  
公立大学法人大阪  
大阪府大阪市阿倍野区旭町一丁目2番7-601号  
(74) 代理人 100124039  
弁理士 立花 顕治  
(74) 代理人 100179213  
弁理士 山下 未知子  
(72) 発明者 中島 重義  
大阪府大阪市住吉区杉本3-3-138  
公立大学法人大阪市立大学内  
(72) 発明者 池淵 充彦  
大阪府大阪市住吉区杉本3-3-138  
公立大学法人大阪市立大学内

最終頁に続く

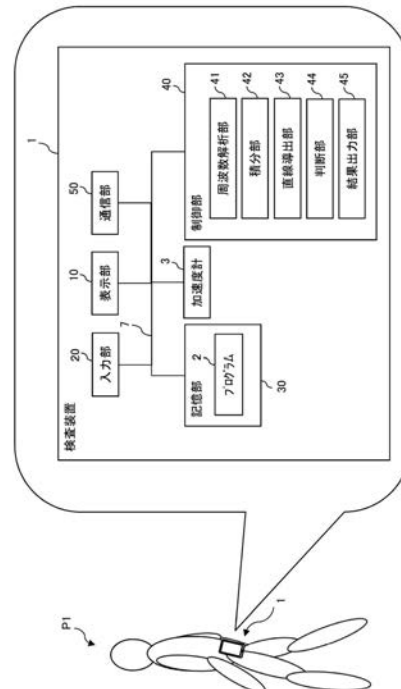
(54) 【発明の名称】 片麻痺の検査装置

(57) 【要約】

【課題】人の片麻痺を簡易に検査することが可能な検査装置を提供する。

【解決手段】人の片麻痺を検査する装置が提供される。検査装置は、人の歩行時の時系列の加速度データに基づいて、人の歩行時の位置データの周波数分布を算出する周波数解析部と、 $h = 1, 2, \dots, H$  ( $H$ は、2以上の整数) に対し、 $h$  番目のピーク周波数  $f_h$  から  $H$  番目のピーク周波数  $f_H$  までの区間、又は区間とその近傍の区間を積分区間として周波数分布を積分し、積分値  $g(h)$  を算出する積分部と、 $h$  の対数と、 $g(h)$  の対数との線形関係を表す直線を導出する直線導出部と、直線の傾き及び切片、並びに、人のストライド周波数  $f_1$  の3つの要素の中から選択される少なくとも2つの要素の値により特定される点が、少なくとも2つの要素をそれぞれ軸とする空間内において分布する位置に応じて、人が片麻痺か否かを判断する判断部とを備える。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

人の片麻痺を検査する検査装置であって、

前記人の歩行時の時系列の加速度データに基づいて、前記人の歩行時の位置データの周波数分布を算出する周波数解析部と、

$h = 1, 2, \dots, H$  ( $H$ は、2以上の整数)に対し、 $h$ 番目のピーク周波数  $f_h$  から  $H$ 番目のピーク周波数  $f_H$  までの区間、又は前記区間とその近傍の区間を積分区間として前記周波数分布を積分し、積分値  $g(h)$  を算出する積分部と、

$h$  の対数と、 $g(h)$  の対数との線形関係を表す直線を導出する直線導出部と、

前記直線の傾き及び切片、並びに、前記人のストライド周波数  $f_1$  の3つの要素の中から選択される少なくとも2つの要素の値により特定される点が、前記少なくとも2つの要素をそれぞれ軸とする空間内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断する判断部と

を備える、検査装置。

10

## 【請求項 2】

前記判断部は、前記切片と前記ストライド周波数  $f_1$  の値により特定される点が、前記切片と前記ストライド周波数  $f_1$  をそれぞれ2軸とする平面内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断する、

請求項 1 に記載の検査装置。

## 【請求項 3】

前記判断部は、前記傾きと前記切片の値により特定される点が、前記傾きと前記切片をそれぞれ2軸とする平面内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断する、

請求項 1 に記載の検査装置。

20

## 【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれかに記載の検査装置と、

前記検査装置に内蔵又は外付けされ、前記加速度データを計測する加速度計とを備える、検査システム。

## 【請求項 5】

人の片麻痺を検査するためのプログラムであって、

前記人の歩行時の時系列の加速度データに基づいて、前記人の歩行時の位置データの周波数分布を算出するステップと、

$h = 1, 2, \dots, H$  ( $H$ は、2以上の整数)に対し、 $h$ 番目のピーク周波数  $f_h$  から  $H$ 番目のピーク周波数  $f_H$  までの区間、又は前記区間とその近傍の区間を積分区間として前記周波数分布を積分し、積分値  $g(h)$  を算出するステップと、

$h$  の対数と、 $g(h)$  の対数との線形関係を表す直線を導出するステップと、

前記直線の傾き及び切片、並びに、前記人のストライド周波数の3つの要素の中から選択される少なくとも2つの要素の値が、前記少なくとも2つの要素をそれぞれ軸とする空間内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断するステップと

をコンピュータに実行させる、プログラム。

30

40

## 【請求項 6】

人の片麻痺を検査する方法であって、

前記人の歩行時の時系列の加速度データに基づいて、前記人の歩行時の位置データの周波数分布を算出するステップと、

$h = 1, 2, \dots, H$  ( $H$ は、2以上の整数)に対し、 $h$ 番目のピーク周波数  $f_h$  から  $H$ 番目のピーク周波数  $f_H$  までの区間、又は前記区間とその近傍の区間を積分区間として前記周波数分布を積分し、積分値  $g(h)$  を算出するステップと、

$h$  の対数と、 $g(h)$  の対数との線形関係を表す直線を導出するステップと、

前記直線の傾き及び切片、並びに、前記人のストライド周波数の3つの要素の中から選択される少なくとも2つの要素の値が、前記少なくとも2つの要素をそれぞれ軸とする空

50

間内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断するステップとを含む、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人の片麻痺を検査する検査装置、プログラム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

脳梗塞や脳出血を含む脳卒中の検査には、通常、MRIやCTが使用される。しかし、このような設備は、病院等の特定の施設にしかなく、このような設備を使用する検査には、お金と時間がかかる。また、CTには、放射能侵襲があるし、MRIには、磁場侵襲がある。さらに、このような検査は、實際上、毎日受けることはできない。しかし、例えば、脳卒中の中でも近年多く見られる脳梗塞の場合、発症後、4.5時間以内に血栓溶解薬を注射すれば、回復が見込まれることが知られている。よって、脳卒中は、早期発見が重要である。

10

【0003】

脳卒中は、片麻痺の症状を伴うことが多くある。片麻痺の回復過程を評価する指標に、ブルンストロームステージと呼ばれる指標がある。これによれば、片麻痺の程度がI~VIの6段階に分けて評価され、数字が大きい程軽微であり、健常者に近い。特に最も軽微なステージVIの人の場合、片麻痺が発症していたとしても、周りからは分かりづらく、本人にも自覚がないことがしばしばある。従って、片麻痺の早期発見は難しいのが現状である。

20

【0004】

特許文献1は、片麻痺の患者及び健常者を含む被験者の腰に加速度計を装着して腰の軌道パターンを計測し、計測された腰の軌道パターンの幾何学的特徴とブルンストロームステージとの関係性を評価している。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】西辰徳、他2名、「腰軌道の運動学的分析に基づく片麻痺歩行評価システム」、計測自動制御学会論文集、第47巻、第1号、8-16頁、2011年1月

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、人の片麻痺を簡易に検査することが可能な検査装置、プログラム及び方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

第1観点に係る検査装置は、人の片麻痺を検査する装置であって、前記人の歩行時の時系列の加速度データに基づいて、前記人の歩行時の位置データの周波数分布を算出する周波数解析部と、 $h = 1, 2, \dots, H$  ( $H$ は、2以上の整数)に対し、 $h$ 番目のピーク周波数  $f_h$  から  $H$  番目のピーク周波数  $f_H$  までの区間、又は前記区間とその近傍の区間を積分区間として前記周波数分布を積分し、積分値  $g(h)$  を算出する積分部と、 $h$  の対数と、 $g(h)$  の対数との線形関係を表す直線を導出する直線導出部と、前記直線の傾き及び切片、並びに、前記人のストライド周波数  $f_1$  の3つの要素の中から選択される少なくとも2つの要素の値により特定される点が、前記少なくとも2つの要素をそれぞれ軸とする空間内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断する判断部とを備える。

40

【0008】

第2観点に係る検査装置は、第1観点に係る検査装置であって、前記判断部は、前記切

50

片と前記ストライド周波数  $f_1$  の値により特定される点が、前記切片と前記ストライド周波数  $f_1$  をそれぞれ 2 軸とする平面内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断する。

【0009】

第3観点に係る検査装置は、第1観点に係る検査装置であって、前記判断部は、前記傾きと前記切片の値により特定される点が、前記傾きと前記切片をそれぞれ 2 軸とする平面内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断する。

【0010】

第4観点に係る検査システムは、第1観点から第3観定のいずれかに係る検査装置と、前記検査装置に内蔵又は外付けされ、前記加速度データを計測する加速度計とを備える。

10

【0011】

第5観点に係るプログラムは、人の片麻痺を検査するためのプログラムであって、以下のステップをコンピュータに実行させる。

(1) 前記人の歩行時の時系列の加速度データに基づいて、前記人の歩行時の位置データの周波数分布を算出するステップ。

(2)  $h = 1, 2, \dots, H$  ( $H$  は、2 以上の整数) に対し、 $h$  番目のピーク周波数  $f_h$  から  $H$  番目のピーク周波数  $f_H$  までの区間、又は前記区間とその近傍の区間を積分区間として前記周波数分布を積分し、積分値  $g(h)$  を算出するステップ。

(3)  $h$  の対数と、 $g(h)$  の対数との線形関係を表す直線を導出するステップ。

(4) 前記直線の傾き及び切片、並びに、前記人のストライド周波数の3つの要素の中から選択される少なくとも2つの要素の値が、前記少なくとも2つの要素をそれぞれ軸とする空間内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断するステップ。

20

【0012】

第6観点に係る方法は、人の片麻痺を検査するための方法であって、以下のステップを含む。

(1) 前記人の歩行時の時系列の加速度データに基づいて、前記人の歩行時の位置データの周波数分布を算出するステップ。

(2)  $h = 1, 2, \dots, H$  ( $H$  は、2 以上の整数) に対し、 $h$  番目のピーク周波数  $f_h$  から  $H$  番目のピーク周波数  $f_H$  までの区間、又は前記区間とその近傍の区間を積分区間として前記周波数分布を積分し、積分値  $g(h)$  を算出するステップ。

30

(3)  $h$  の対数と、 $g(h)$  の対数との線形関係を表す直線を導出するステップ。

(4) 前記直線の傾き及び切片、並びに、前記人のストライド周波数の3つの要素の中から選択される少なくとも2つの要素の値が、前記少なくとも2つの要素をそれぞれ軸とする空間内において分布する位置に応じて、前記人が片麻痺か否かを判断するステップ。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、人の片麻痺を簡易に検査することができる。その結果、例えば、MRI や CT 等の設備に頼らずとも、脳卒中の早期発見を助けることができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

40

【図1】本発明の一実施形態に係る片麻痺の検査装置の構成を示す図。

【図2】本発明の一実施形態に係る片麻痺の検査方法の流れを示すフローチャート。

【図3A】健常者の加速度データを示すグラフ。

【図3B】股関節異常患者の加速度データを示すグラフ。

【図3C】片麻痺の脳卒中患者の加速度データを示すグラフ。

【図4A】健常者の加速度データの周波数分布  $p(f)$  を示すグラフ。

【図4B】股関節異常患者の加速度データの周波数分布  $p(f)$  を示すグラフ。

【図4C】片麻痺の脳卒中患者の加速度データの周波数分布  $p(f)$  を示すグラフ。

【図5A】健常者の位置データの周波数分布の様々な積分区間での積分値  $g(h)$  を示すグラフ。

50

【図 5 B】股関節異常患者の位置データの周波数分布の様々な積分区間での積分値  $g(h)$  を示すグラフ。

【図 5 C】片麻痺の脳卒中患者の位置データの周波数分布の様々な積分区間での積分値  $g(h)$  を示すグラフ。

【図 6 A】健常者についての  $h$  の対数と、積分値  $g(h)$  の対数との関係を示すグラフ。

【図 6 B】股関節異常患者についての  $h$  の対数と、積分値  $g(h)$  の対数との関係を示すグラフ。

【図 6 C】片麻痺の脳卒中患者についての  $h$  の対数と、積分値  $g(h)$  の対数との関係を示すグラフ。

【図 7】健常者、股関節異常患者、並びにブルストロームステージ I V、V 及び V I の脳卒中患者を含む 41 名についての、切片  $c_i$  とストライド周波数  $f_i$  のプロット図。 10

【図 8】健常者、股関節異常患者、並びにブルストロームステージ I V、V 及び V I の脳卒中患者を含む 41 名についての、傾き  $s_i$  と切片  $c_i$  のプロット図。

【図 9】健常者、股関節異常患者、並びにブルストロームステージ I V、V 及び V I の脳卒中患者を含む 41 名についての、傾き  $s_i$  とストライド周波数  $f_i$  のプロット図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、図面を参照しつつ、本発明の一実施形態に係る片麻痺の検査装置、プログラム及び方法について説明する。

【0016】 20

< 1 . 片麻痺の検査装置の構成 >

図 1 に、本実施形態に係る片麻痺の検査装置 1 の構成図を示す。検査装置 1 は、ハードウェアとしては、汎用のコンピュータであり、これに限定されないが、本実施形態では、加速度計 3 が内蔵されたスマートフォンから構成される。スマートフォンは、インターネットを介して所定のプログラム 2 をダウンロードし、インストールすることにより、片麻痺の検査を行う検査装置 1 として使用可能となる。プログラム 2 は、加速度計 3 により計測される人 P 1 の歩行時の時系列の加速度データに基づいて、人 P 1 の片麻痺を簡易に検査するアプリケーションソフトウェアであり、検査装置 1 に後述する処理を実行させる。検査装置 1 によれば、MRI や CT 等の大掛かりな設備に頼らずとも、簡易に片麻痺の検査を行うことができ、脳卒中の早期発見を助けることができる。検査装置 1 による片麻痺の検査は、医師や理学療法士等の専門家とともに行うこともできるが、自分だけで行うこともできるため、日常的な検査が可能になる。 30

【0017】

図 1 に示すとおり、検査装置 1 は、表示部 10、入力部 20、記憶部 30、制御部 40 及び通信部 50 を有する。これらの部 10 ~ 50 は、互いにバス線 7 を介して接続されている。表示部 10 は、液晶ディスプレイ等で構成され、適当な画面をユーザーに対し表示する。入力部 20 は、タッチパネルや操作ボタン等で構成され、検査装置 1 に対するユーザーからの操作を受け付ける。通信部 50 は、検査装置 1 をインターネットや、BLUETOOTH (登録商標) のような近距離無線通信ネットワーク等に通信接続する通信インターフェースである。記憶部 30 は、フラッシュメモリ等の不揮発性の記憶装置で構成され、記憶部 30 内には、プログラム 2 が格納されている。 40

【0018】

制御部 40 は、CPU、ROM 及び RAM 等から構成されており、記憶部 30 内に格納されているプログラム 2 を読み出して実行することにより、仮想的に、周波数解析部 41、積分部 42、直線導出部 43、判断部 44 及び結果出力部 45 として動作する。各部 41 ~ 45 の動作については、後述する。

【0019】

< 2 . 片麻痺の検査方法の流れ >

以下、図 2 を参照しつつ、本実施形態に係る片麻痺の検査方法の流れについて説明する。まず、片麻痺の検査を行うに当たり、ユーザーは、入力部 20 を操作して、検査装置 1 50

上でプログラム 2 を起動させる。これにより、図 2 に示す処理が開始する。なお、ここでいうユーザーとは、被験者となる人 P 1 自身の他、医師や理学療法士等の専門家のような、人 P 1 の片麻痺の検査結果を必要とする者の総称である。

#### 【 0 0 2 0 】

次に、被験者となる人 P 1 の身体の所定の位置、本実施形態では、図 1 に示すように、腰の後ろの仙骨に近い位置に、検査装置 1 を図視されないベルト等を介して装着する。ただし、検査装置 1 の装着位置はこれに限定されず、首の後ろ等、その他の部位に装着することも可能である。そして、この状態で、人 P 1 がテスト歩行を行うと、検査装置 1 に含まれる加速度計 3 により、人 P 1 の歩行時の時系列の加速度データが収集される（ステップ S 1）。テスト歩行では、人 P 1 に 8 歩以上歩かせることが好ましい。また、歩き始めと歩き終わりの加速度データは、定常的な歩行の状態を表すデータとはならないため、後述する解析には必ずしも適さない。従って、加速度計 3 により収集された加速度データのうち、歩き始めと歩き終わりのデータを削除し、残りの一定速度のデータを後述する解析の対象とすることが好ましい。8 歩分の加速度データであれば、通常は 4 秒程度の時間で収集することができ、6 歩分の一定速度のデータが含まれる。

10

#### 【 0 0 2 1 】

加速度計 3 により計測された加速度データは、記憶部 3 0 内に保存される。なお、加速度計 3 は、3 軸加速度センサであり、ここでは、左右、前後及び上下方向の 3 方向の加速度データが収集される。左右、前後及び上下方向は、歩行中の人 P 1 を基準に定義される。図 3 A ~ 図 3 C は、それぞれ、健常者、股関節に異常を有する患者、及び脳卒中による片麻痺の患者の実際の加速度データのグラフを示している。

20

#### 【 0 0 2 2 】

続いて、周波数解析部 4 1 が、記憶部 3 0 内の加速度データに基づいて、人 P 1 の歩行時の位置データ（加速度計 3 が装着された部位の変位データ）の周波数分布を算出する（ステップ S 2）。より具体的には、周波数解析部 4 1 は、3 方向の加速度データをそれぞれフーリエ変換し、各方向について、周波数スペクトルのコサイン成分（実部）及びサイン成分（虚部）を導出する。続いて、周波数解析部 4 1 は、これら 3 方向 × 2 つの成分の合計 6 つの成分を 6 次元ベクトルとしたときのベクトル長（スカラー値、大きさ） $p$  を算出する。 $p$  は、周波数  $f$  の関数であり、以下、 $p(f)$  と表現する。図 4 A ~ 図 4 C は、それぞれ、図 3 A ~ 図 3 C の加速度データに基づく  $p(f)$  のグラフである。

30

#### 【 0 0 2 3 】

続いて、周波数解析部 4 1 は、加速度データの周波数分布の大きさである  $p(f)$  を、位置データの周波数分布の大きさ  $q(f)$  へと変換する。変換式は、 $q(f) = -p(f) / (2f)^2$  である。すなわち、周波数  $f$  のサイン関数  $\sin(2ft)$  及びコサイン関数  $\cos(2ft)$  は、時間  $t$  で二回微分すると  $-(2f)^2$  倍になるため、 $-1 / (2f)^2$  倍すると、二回積分したことになる。よって、以上の変換式に基づく  $q(f)$  は、加速度計 3 が装着されている腰の位置を表す位置ベクトル（3 次元ベクトル）の時系列データの周波数分布（6 次元ベクトル）のベクトル長（スカラー値、大きさ）を表す。

40

#### 【 0 0 2 4 】

続いて、積分部 4 2 は、 $h = 1, 2, \dots, H$  ( $H$  は、2 以上の整数) に対し、 $h$  番目のピーク周波数  $f_h$  の近傍から  $H$  番目のピーク周波数  $f_H$  の近傍までを積分区間として、周波数分布の大きさ  $q(f)$  を積分し、積分値  $g(h)$  を算出する（ステップ S 3）。 $g(h)$  は、以下の通り、定義される。本実施形態では、積分区間は、ピーク周波数  $f_h$  からピーク周波数  $f_H$  までの区間よりもやや広く、同区間と同区間の近傍の区間とを含む、 $(h - 0.5) \times f_1$  から  $(H + 0.5) \times f_1$  までの区間である。また、本実施形態では、 $H = 6$  である。

## 【数 1】

$$g(h) = \int_{(h-0.5) \times f_1}^{(H+0.5) \times f_1} q(f) df$$

## 【0025】

図4A～図4Cの1Hz当たりにある1番目のピークは、ストライド（右一步と左一步）の周波数（以下、ストライド周波数という） $f_1$ のピークである。人間の歩行には、通常、1Hzの近傍にストライド周波数 $f_1$ があり、そのパワーは、左右の足で二足歩行する人間の横揺れに対応する。そして、その2倍の周波数 $2f_1$ （以下、ステップ周波数という）は、一步ずつの人間の縦揺れと前後揺れに対応する。よく知られているように、一定の弾力係数を有する物体の自由振動は、ある周波数のサイン・コサイン関数になる。人間の歩行は、自由振動のように滑らかであれば、横揺れに対応するストライド周波数 $f_1$ と、縦揺れ及び前後揺れに対応するステップ周波数 $2f_1$ とのサイン・コサイン関数だけで表されるはずである。しかし、実際には、 $3f_1$ 以上の領域にも、パワーが存在する。歩行時には、足を床から離すトゥキックや、踵を床に接触させるヒールタッチ等の衝撃が足に加わり、それらの衝撃が $3f_1$ 以上の領域に現れていると考えられる。そして、これらの衝撃は、健常者の場合、膝や腰でうまく吸収して軽減されると考えられるが、片麻痺の患者の場合、そうはいかない。発明者らは、以上のとおり定義される $g(h)$ が、 $h \times f_1$ 以上の周波数において吸収されなかった衝撃のパワーを表すものと考えた。図5A～図5Cは、それぞれ、図4A～図4Cの $p(f)$ に基づく $g(h)$ のグラフである。

10

20

## 【0026】

続いて、直線導出部43は、 $h = 1, 2, \dots, H$ に対し、 $h$ の対数 $\log(h)$ と、 $g(h)$ の対数 $\log(g(h))$ を算出し、 $\log(h)$ と $\log(g(h))$ との線形関係を表す近似直線を導出する（ステップS4）。近似直線は、最小二乗法等により算出される。図6A～図6Cは、それぞれ、図5A～図5Cの $(h, g(h))$ に基づく $(\log(h), \log(g(h)))$ の点をプロットしたグラフである。

## 【0027】

自然の海や湖の波の周期や、風や小川のせせらぎには、 $1/f$ 揺らぎが現れる。 $1/f$ 揺らぎとは、パワーが周波数 $f$ に反比例する揺らぎのことであり、 $1/f$ 揺らぎが現れるとき、周波数 $f$ の対数 $\log(f)$ と、その周波数分布 $a(f)$ の対数 $\log(a(f))$ との関係は、傾きが $-1$ の直線となる。このことに着想を得て、本発明者らは、 $h = 1, 2, \dots, H$ に対する $H$ 個の $(\log(h), \log(g(h)))$ の点は、1本の直線に回帰すると予測し、このことを実験により確認した。この実験は、健常者20名と、股関節異常患者1名と、片麻痺の脳卒中患者20名（うち、ブルンストロームステージIV、V、VIの人がそれぞれ7名、6名、7名）の合計41名に対して行った。図6A～図6Cは、このうち、健常者1名と、股関節異常患者1名と、ブルンストロームステージVIの片麻痺の脳卒中患者1名分のデータを表している。なお、ステージVIの患者は、歩行を観察したときに健常者と余り区別がつかず、ステージVの患者は、健常者とは区別がつくが、自立して歩けるレベルであり、ステージIVの患者は、かろうじて歩けるレベルである。ステージIII以下は、自立して歩くのが困難なレベルである。この実験においては、以上の41名の各人に対し、 $(\log(h), \log(g(h)))$ の関係について、直線に近いほど絶対値が1に近くなる相関係数を算出した。その結果、41名のこのような相関係数は、 $-1 \sim -0.96$ の範囲に収まった。なお、このときの近似直線の傾きは $-3$ に近くなったため、人間の歩行は、 $1/f^3$ 揺らぎであると考察される。

30

40

## 【0028】

続いて、判断部44は、ステップS4で導出された近似直線の切片 $c_i$ の値と、ステップS2で導出されているストライド周波数 $f_1$ の値により特定される $(c_i, f_1)$ の点が、 $c_i - f_1$ 平面内において分布する位置に応じて、人P1が片麻痺か否かを判断する（ステップS5）。 $c_i - f_1$ 平面は、切片 $i$ 及びストライド周波数 $f_1$ をそれぞれ2軸とする平面領域である。図7は、上記した実験による41名の $(c_i, f_1)$ の点の分布図である

50

。図中、黒丸 (normal) の点は、健常者のデータを表し、「+」 (Hip OA) の点は、股関節異常患者のデータを表し、三角、×、四角の点は、それぞれブルンストロームステージ I V、V、VI の片麻痺の脳卒中患者を表している。同図に示すように、片麻痺の脳卒中患者に対応する  $(c_i, f_1)$  の点が分布する領域 A 1 は、 $c_i - f_1$  平面内において健常者及び股関節異常患者のそれが分布する領域 A 2 から区別される。図 7 には、これらの領域の境界線 L 1 が破線で示されている。境界線 L 1 は、直線として定義することができる。判断部 4 4 は、予め定められ、記憶部 3 0 内に格納されている境界線 L 1 を特定する情報に基づいて、被験者である人 P 1 に対応する  $(c_i, f_1)$  の点が、領域 A 1 又は A 2 内のいずれに存在するかを判断する。領域 A 1 内に存在する場合には、人 P 1 に片麻痺の症状がでていないと判断し、領域 A 2 内に存在する場合には、人 P 1 に片麻痺の症状が出ていないと判断する。

10

## 【 0 0 2 9 】

続いて、結果出力部 4 5 は、ステップ S 5 の判断結果を示す画面を作成し、表示部 1 0 上に表示させる (ステップ S 6)。これを見たユーザーは、人 P 1 に片麻痺の症状が出ているかを判断し、必要に応じて必要な治療に早期に取り掛かることができる。

## 【 0 0 3 0 】

## &lt; 3 . 変形例 &gt;

以上、本発明の一実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、その趣旨を逸脱しない限りにおいて、種々の変更が可能である。例えば、以下の変更が可能である。また、以下の変形例の要旨は、適宜組み合わせることができる。

20

## 【 0 0 3 1 】

## &lt; 3 - 1 &gt;

上記実施形態において、検査装置 1 は、スマートフォンとして実現された。しかしながら、検査装置 1 のハードウェア構成は、この態様に限定されず、例えば、加速度計 3 を万歩計 (登録商標) のような専用の装置とし、これに検査装置 1 としてのコンピュータを外付けで接続することにより、検査システムを構成してもよい。この構成では、加速度計 3 により計測した加速度データを、無線又は有線通信によりコンピュータに送信し、コンピュータにおいて上記実施形態と同様に加速度データを解析すればよい。ここでいうコンピュータは、スマートフォンであってもよいし、ラップトップコンピュータ、デスクトップコンピュータ等、任意のコンピュータとすることができる。また、加速度計 3、プロセッサ及び表示部を 1 つの筐体内に搭載した万歩計 (登録商標) のような専用の装置として、検査装置 1 を実現することもできる。

30

## 【 0 0 3 2 】

## &lt; 3 - 2 &gt;

上記実施形態では、切片  $c_i$  とストライド周波数  $f_1$  の値により特定される  $(c_i, f_1)$  の点の、 $c_i - f_1$  平面内における位置に応じて、片麻痺が判断された。しかしながら、これに限らず、ステップ S 4 で導出される  $\log(h)$  と  $\log(g(h))$  との線形関係を表す近似直線の傾き  $s_i$  及び切片  $c_i$ 、並びに、ストライド周波数  $f_1$  の 3 つの要素の中から選択される少なくとも 2 つの要素の値により特定される点が、これらの要素をそれぞれ軸とする空間内において分布する位置に応じて、片麻痺を判断してもよい。

40

## 【 0 0 3 3 】

図 8 は、上記した実験による 4 1 名の  $(s_i, c_1)$  の点の分布図である。同図に示すように、片麻痺の脳卒中患者に対応する  $(s_i, c_1)$  の点が分布する領域 B 1 も、 $s_i - c_1$  平面内において健常者及び股関節異常患者のそれが分布する領域 B 2 から区別される。図 8 には、これらの領域の境界線 L 2 が破線で示されている。境界線 L 2 は、直線として定義することができる。よって、判断部 4 4 は、予め定められ、記憶部 3 0 内に格納されている境界線 L 2 を特定する情報に基づいて、被験者である人 P 1 に対応する  $(s_i, c_1)$  の点が領域 B 1 又は B 2 内のいずれに存在するかを判断してもよい。そして、領域 B 1 内に存在する場合には、人 P 1 に片麻痺の症状がでていないと判断し、領域 B 2 内に存在する場合には、人 P 1 に片麻痺の症状が出ていないと判断してもよい。

50



## 【0034】

同様に、図9は、上記した実験による41名の $(s_i, f_1)$ の点の分布図である。同図に示すように、片麻痺の脳卒中患者に対応する $(s_i, f_1)$ の点が分布する領域C1も、 $s_i - f_1$ 平面内において健常者及び股関節異常患者のそれが分布する領域C2から概ね区別される。図9には、これらの領域の境界線L3が破線で示されている。境界線L3は、直線として定義することができる。よって、判断部44は、予め定められ、記憶部30内に格納されている境界線L3を特定する情報に基づいて、被験者である人P1に対応する $(s_i, f_1)$ の点が領域C1又はC2内のいずれに存在するかを判断してもよい。そして、領域C1内に存在する場合には、人P1に片麻痺の症状がでてしていると判断し、領域C2内に存在する場合には、人P1に片麻痺の症状が出ていないと判断してもよい。

10

## 【0035】

また、以上のことから分かるように、片麻痺の脳卒中患者に対応する $(s_i, c_1, f_1)$ の点が分布する領域も、 $s_i - c_1 - f_1$ 空間内において健常者及び股関節異常患者のそれが分布する領域から区別される。よって、判断部44は、予め定められ、記憶部30内に格納されているこれらの領域を区別する境界を特定する情報に従って、被験者である人P1に対応する $(s_i, c_1, f_1)$ の点がこれらの領域のいずれに存在するかを判断し、片麻痺の症状が出ているか否かを判断してもよい。なお、境界は、平面として定義することができる。

## 【符号の説明】

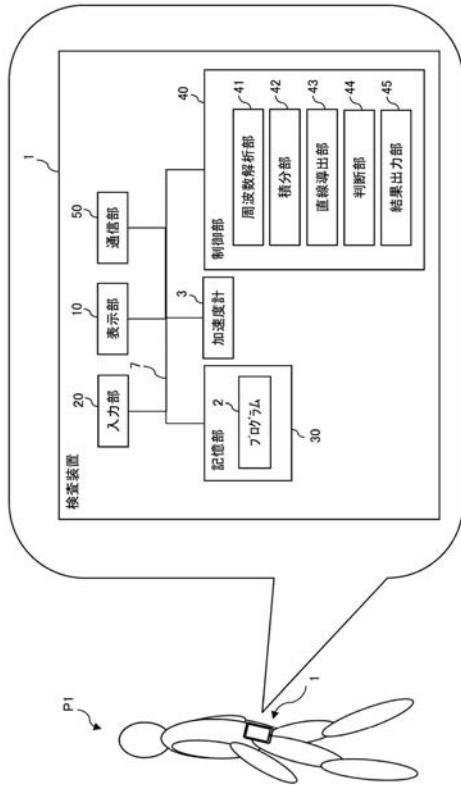
## 【0036】

- 1 検査装置
- 2 プログラム
- 3 加速度計
- 4 1 周波数解析部
- 4 2 積分部
- 4 3 直線導出部
- 4 4 判断部
- $c_i$  切片
- $s_i$  傾き
- $f_1$  スライド周波数

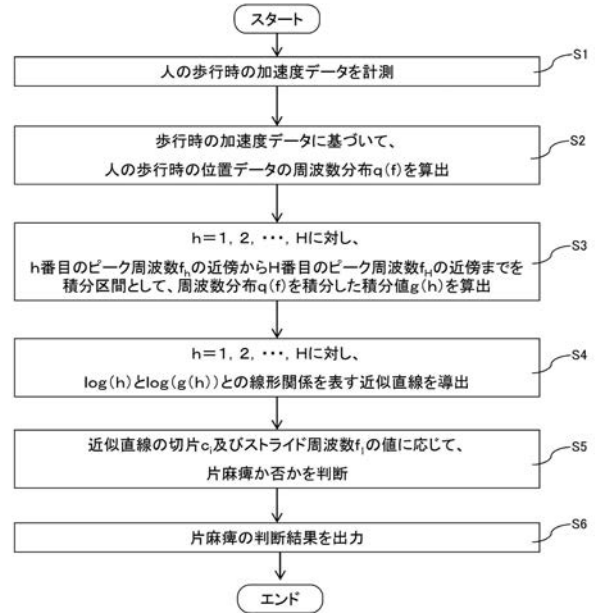
20

30

【図1】



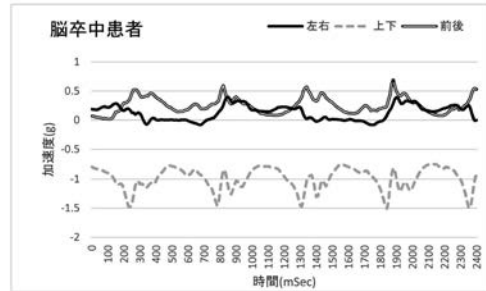
【図2】



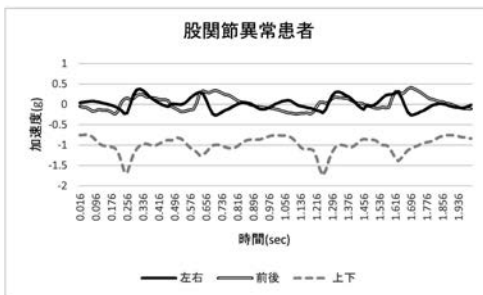
【図3A】



【図3C】



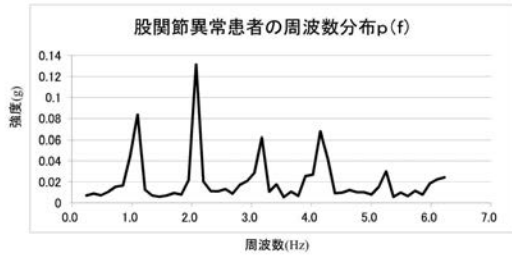
【図3B】



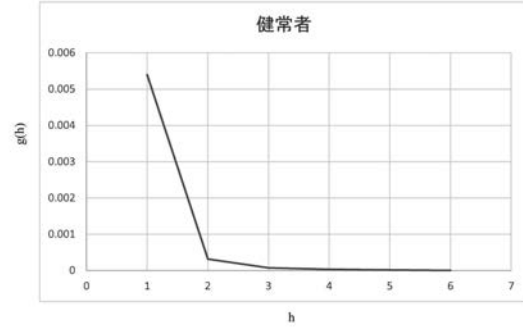
【図4A】



【 図 4 B 】



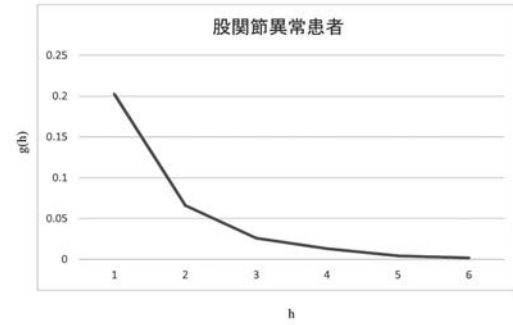
【 図 5 A 】



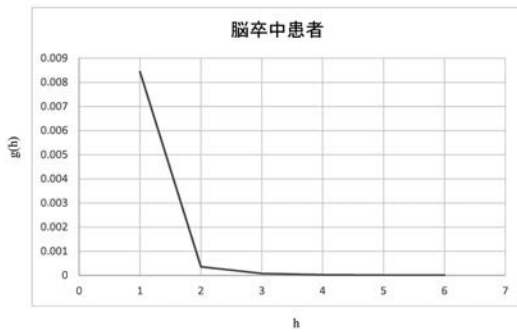
【 図 4 C 】



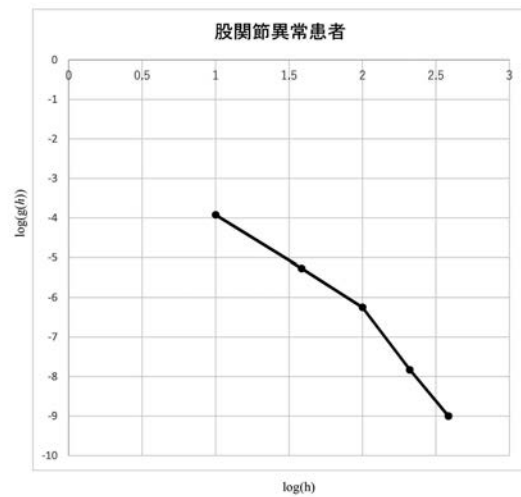
【 図 5 B 】



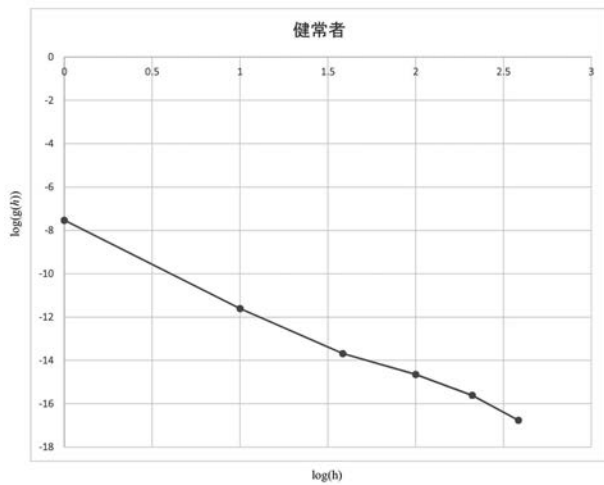
【 図 5 C 】



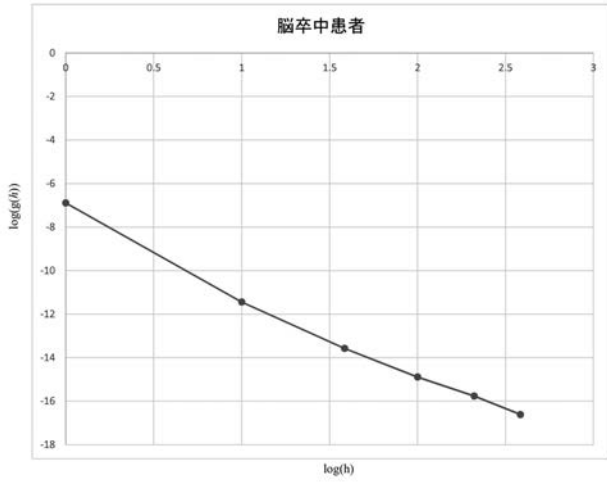
【 図 6 B 】



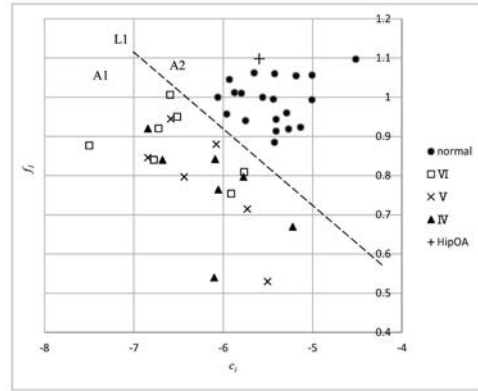
【 図 6 A 】



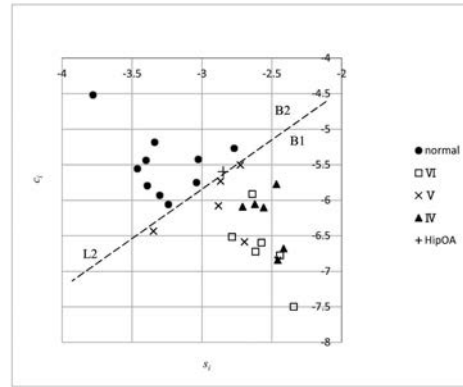
【 図 6 C 】



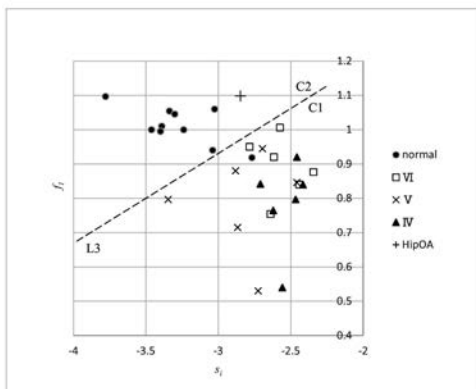
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 加藤 良一

大阪府大阪市住吉区杉本3-3-138 公立大学法人大阪市立大学内

Fターム(参考) 4C038 VA04 VA12 VB35