

(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2007-301003
(P2007-301003A)

(43) 公開日 平成19年11月22日(2007.11.22)

(51) Int.Cl.
A61B 5/11 (2006.01)

F I
A61B 5/10 310G

テーマコード (参考)
4C038

		審査請求	未請求	請求項の数	14	O L	(全 22 頁)
(21) 出願番号	特願2006-130124 (P2006-130124)						
(22) 出願日	平成18年5月9日 (2006.5.9)						
(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号						
(74) 代理人	100064414 弁理士 磯野 道造						
(74) 代理人	100111545 弁理士 多田 悦夫						
(72) 発明者	宮下 豪 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所 基礎研究所内						
(72) 発明者	神鳥 明彦 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所 基礎研究所内						
		最終頁に続く					

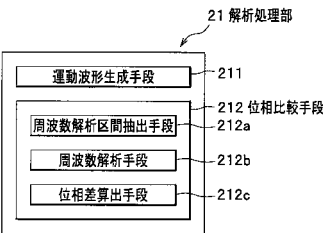
(54) 【発明の名称】 運動機能検査装置および運動波形間の位相比較方法

(57) 【要約】

【課題】 複数の運動の関連性を詳細に評価可能な運動機能検査装置および運動波形間の位相比較方法を提供する。

【解決手段】 運動センサから取得された時系列の波形データを解析する解析手段21と、解析手段21により解析された解析結果を表示する表示手段とを備えた運動機能検査装置であって、解析手段21は、複数の波形データに基づいてそれぞれ取得される複数の運動波形間の位相を比較する位相比較手段212を含む構成である。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

運動センサから取得された時系列の波形データを解析する解析手段と、前記解析手段により解析された解析結果を表示する表示手段とを備えた運動機能検査装置であって、

前記解析手段は、複数の前記波形データに基づいてそれぞれ取得される複数の運動波形間の位相を比較する位相比較手段を含むことを特徴とする運動機能検査装置。

【請求項 2】

前記運動波形は、距離波形、速度波形、加速度波形、躍度波形、および、該 4 つの運動波形にそれぞれ変換可能な前記波形データのうち、少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の運動機能検査装置。

10

【請求項 3】

前記位相比較手段は、

前記運動波形において、所定時間幅の周波数解析区間を抽出する周波数解析区間抽出手段と、

前記周波数解析区間の周波数解析演算を行い、前記周波数解析区間の最大周波数の位相を算出する周波数解析手段と、

前記複数の運動波形間の前記最大周波数の位相差を算出する位相差算出手段と、

を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の運動機能検査装置。

【請求項 4】

前記周波数解析区間抽出手段は、

前記運動波形において、前記所定時間幅より小さい時間幅ですらしながら複数の前記周波数解析区間を抽出することを特徴とする請求項 3 に記載の運動機能検査装置。

20

【請求項 5】

前記周波数解析手段は、さらに、

前記周波数解析区間の最大周波数および前記最大周波数の強度を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の運動機能検査装置。

【請求項 6】

前記最大周波数、前記最大周波数の強度および時間のうち、少なくとも二つを含む相関図を作成して前記表示手段に出力する表示処理部を備えたことを特徴とする請求項 5 に記載の運動機能検査装置。

30

【請求項 7】

前記位相比較手段は、

前記運動波形のピーク点を抽出するピーク点抽出手段と、

時間的に隣り合う前記ピーク点の時間差からなるピーク時間差を算出するピーク時間差算出手段と、

前記複数の運動波形間において前記ピーク点を対応させる運動波形間ピーク対応手段と、

対応させた前記ピーク点の時間差からなる運動波形間時間差および前記ピーク時間差に基づいて、前記複数の運動波形間の位相差を算出する位相差算出手段と、

を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の運動機能検査装置。

40

【請求項 8】

前記運動波形間ピーク対応手段は、

前記複数の運動波形において抽出したピーク点の数が同じである場合には、前記複数の運動波形間で前記ピーク点を時間順に対応させることを特徴とする請求項 7 に記載の運動機能検査装置。

【請求項 9】

前記運動波形間ピーク対応手段は、

前記複数の運動波形において抽出したピーク点の数が異なる場合には、前記複数の運動波形のうち一つの運動波形の前記ピーク点を基準ピーク点とし、前記基準ピーク点との前記運動波形間時間差が最小となるように前記複数の運動波形のうち前記一つの運動波形と

50

は異なる運動波形のピーク点を対応させることを特徴とする請求項 7 に記載の運動機能検査装置。

【請求項 10】

運動センサから取得された時系列の波形データを解析する解析手段と、前記解析手段により解析された解析結果を表示する表示手段とを備え、前記解析手段は、複数の前記波形データに基づいてそれぞれ取得される複数の運動波形間の位相を比較する位相比較手段を含んでなる運動機能検査装置を用いて、複数の前記波形データに基づいてそれぞれ取得される複数の運動波形間の位相を比較する運動波形間の位相比較方法であって、

前記位相比較手段は、

前記運動波形において、所定時間幅の周波数解析区間を抽出する周波数解析区間抽出ステップと、

前記周波数解析区間の周波数解析演算を行い、前記周波数解析区間の最大周波数の位相を算出する周波数解析ステップと、

前記複数の運動波形間の前記最大周波数の位相差を算出する位相差算出ステップと、

を実行することを特徴とする運動波形間の位相比較方法。

【請求項 11】

前記周波数解析区間抽出ステップは、

前記運動波形において、前記所定時間幅より小さい時間幅ですらしながら複数の前記周波数解析区間を抽出することを特徴とする請求項 10 に記載の運動波形間の位相比較方法。

【請求項 12】

運動センサから取得された時系列の波形データを解析する解析手段と、前記解析手段により解析された解析結果を表示する表示手段とを備え、前記解析手段は、複数の前記波形データに基づいてそれぞれ取得される複数の運動波形間の位相を比較する位相比較手段を含んでなる運動機能検査装置を用いて、複数の前記波形データに基づいてそれぞれ取得される複数の運動波形間の位相を比較する運動波形間の位相比較方法であって、

前記位相比較手段は、

前記運動波形のピーク点を抽出するピーク点抽出ステップと、

時間的に隣り合う前記ピーク点の時間差からなるピーク時間差を算出するピーク時間差算出ステップと、

前記複数の運動波形間において前記ピーク点を対応させる運動波形間ピーク対応ステップと、

対応させた前記ピーク点の時間差からなる運動波形間時間差および前記ピーク時間差に基づいて、前記複数の運動波形間の位相差を算出する位相差算出ステップと、

を実行することを特徴とする運動波形間の位相比較方法。

【請求項 13】

前記運動波形間ピーク対応ステップは、

前記複数の運動波形において抽出したピーク点の数が同じである場合には、前記複数の運動波形間で前記ピーク点を時間順に対応させることを特徴とする請求項 12 に記載の運動波形間の位相比較方法。

【請求項 14】

前記運動波形間ピーク対応ステップは、

前記複数の運動波形において抽出したピーク点の数が異なる場合には、前記複数の運動波形のうち一つの運動波形の前記ピーク点を基準ピーク点とし、前記基準ピーク点との前記運動波形間時間差が最小となるように前記複数の運動波形のうち前記一つの運動波形とは異なる運動波形のピーク点を対応させることを特徴とする請求項 12 に記載の運動波形間の位相比較方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、運動機能を検査する装置に関し、特に、運動センサによって取得された運動波形を解析して、定量的な運動情報を表示する装置、および、運動波形間の位相比較方法に関する。

【背景技術】

【0002】

脳梗塞は、脳の栄養動脈の狭窄あるいは閉塞によって、その灌流域に梗塞巣（虚血性脳実質壊死）を生じたものをいう。脳梗塞は、病巣部位に対応して、例えば、運動麻痺、感覚障害、失調、眼球運動異常等の、特有の症状が出現する。従来、脳梗塞を診断するために、このような症状の診察所見に加えて、X線CT、MRI、脳血管造影等の検査所見を参考にして診断が下されていた。しかし、このような診断方法では、症状や梗塞部位を診断することができても、例えば、運動麻痺による運動機能の低下を定量的に評価することは難しい。

10

そこで、運動機能を定量的に評価する方法として、例えば、被験者に指をコンピュータのキーボードをタッピングする（叩く）方法が研究されてきた（例えば、非特許文献1参照）。非特許文献1に記載の方法によれば、片側麻痺の脳梗塞患者に対し、両手で指タッピングを行わせ、そのタッピング間隔の平均値および標準偏差を求め、これにより運動機能を定量的に評価することができる。

【非特許文献1】McCombe Waller S, Whitall J., "Fine Motor Control in Adults With and Without Chronic Hemiparesis: Baseline Comparison to Nondisabled Adults and Effects of Bilateral Arm Training" Arch Phys Med Rehabil 85, 1076-1083 (2004)

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、非特許文献1に記載の方法は、両手間のタッピングタイミングの位相のずれを経時的に解析することができないため、両手間の運動の関連性を詳細に知ることができないという問題があった。

【0004】

そこで、本発明は、複数の運動の関連性を詳細に評価可能な運動機能検査装置および運動波形間の位相比較方法を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

30

【0005】

前記目的を達成するために、本発明は、運動センサから取得された時系列の波形データを解析する解析手段と、前記解析手段により解析された解析結果を表示する表示手段とを備えた運動機能検査装置であって、前記解析手段は、複数の前記波形データに基づいてそれぞれ取得される複数の運動波形間の位相を比較する位相比較手段を含むことを特徴とする運動機能検査装置である。

【0006】

このような構成によれば、複数の運動波形間の位相を比較できるので、複数の運動の関連性の詳細な評価を好適に行うことができる。

なお、他の発明に関しては、本明細書中で明らかにする。

40

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、複数の運動の関連性を詳細に評価することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、本発明を実施するための最良の形態（以下「実施形態」という）について、適宜図面を参照しながら詳細に説明する。

【0009】

<<第一の実施形態>>

まず、第一の実施形態について図面を参照して説明する。この第一の実施形態は、複数

50

の運動波形に対してそれぞれ周波数解析演算を行うことにより、複数の運動波形間の位相を比較する実施形態である。

【0010】

図1は、第一の実施形態の運動機能検査装置の全体構成を示すブロック図である。図1に示すように、運動機能検査装置1は、情報処理部2と、運動センサインタフェース3と、表示手段4と、入力手段5とを含んで構成される。

【0011】

なお、被験者の運動情報を波形データとして取得する運動センサ6は、運動センサインタフェース3を介して運動機能検査装置1に接続されている。運動センサ6は、被験者の運動情報を時系列上に検出するものであって、距離、速度、加速度、躍度のうち、少なくとも1つに対応する被験者の運動情報を、波形データとして取得できるものであればよい。

10

【0012】

ここで、「被験者」とは、運動センサ6による測定対象であって、動作するものであればどのようなものであってもよく、例えば、機械、動物、人間等である。そして、本実施形態においては特に記載のない限り、被験者が、例えば、運動麻痺を発現した脳梗塞患者、パーキンソン病患者、頸椎症患者等の運動機能に障害を有する患者である場合を想定している。

【0013】

図2は、本実施形態における運動センサ6の構成の一例を示すブロック図である。図2に示すように、例えば、運動センサ6は磁気センサ型のタッピング装置であって、被験者の両手に装着された同じ構成のタッピング装置(1チャンネル、2チャンネル)がそれぞれ取得した波形データを一台のコンピュータ8に出力する構成となっている。従って、本実施形態においては、運動センサ6として主に1チャンネルのタッピング装置について説明し、1チャンネルと2チャンネルとで重複する説明は省略する。

20

【0014】

図2において、発信用コイル302は親指の背側に装着されており、受信用コイル301は人差し指の背側に装着されている。発信用コイル302はコイル装着部材322に巻き付けてあり、電流発生用アンプ310と接続されている。受信用コイル301はコイル装着部材321に巻き付けてあり、プリアンプ回路303と接続されている。

30

なお、発信用コイル302および受信用コイル301が巻き付けられたコイル装着部材322、321は、例えばゴムやスポンジ等の弾性変形可能な部材からなるバンド406、405を介して、それぞれの指に装着されている。

【0015】

そして、交流発生回路309によって特定の周波数(例えば20kHz等)を持つ交流電圧が作成される。交流発生回路309によって作成された特定の周波数を持つ交流電圧は、電流発生用アンプ回路310によって特定の周波数を持つ交流電流に変換され、電流発生用アンプ回路310によって作成された交流電流を発信用コイル302に流す構成とする。発信用コイル302によって発生した磁場は、受信用コイル301内に誘起起電力を発生させる。

40

【0016】

発生した誘起起電力(交流発生回路309によって作成された特定の周波数を持つ交流電圧と同じ周波数を有している)は、プリアンプ回路303によって増幅され、増幅後の信号は検波回路304に入力される。

検波回路304では交流発生回路309によって作成された特定の周波数または2倍周波数によって検波を行うため、交流発生回路309の出力は、位相調整回路311によって位相を調整された後、参照信号311Aとして検波回路304の参照信号入力端子に接続される。

【0017】

また特定周波数の2倍周波数で検波する場合は、位相調整回路311は必ずしも必要で

50

はない。2倍周波数で検波する簡単な回路構成としては、交流発生回路309の特定周波数を2倍の周波数としておき、分周器によって半分の周波数に変換した後に、電流発生用アンプ回路310に入力する構成とし、参照信号311Aには交流発生回路309の特定周波数の2倍の周波数の信号を検波回路304の参照信号入力端子に接続する構成とする。

【0018】

検波回路304の出力は、LPF (Low - Pass filter) 回路305を通され、所望の電圧を得るためにアンプ回路306によって増幅された後、出力307を得る。出力307は、被験者に装着された受信用コイル301と発信用コイル302との相対距離Dに相当する電圧である。

10

そして、出力307は、コンピュータ308内蔵のアナログデジタル変換ボード(ADボード)によってデジタルデータに変換されてコンピュータ308に入力される。

【0019】

ここで、本実施形態においては、被験者に対して、例えば、人指し指および親指の腹側同士を重ね合わせるタッピング運動を、両手で同時に、20秒間できるだけ速く行うというタスクを与えている(同期運動)。また、被験者に対して、例えば、人指し指および親指の腹側同士を重ね合わせるタッピング運動を、両手で交互に、20秒間できるだけ速く行うというタスクを与えている(非同期運動)。

そして、本実施形態の運動センサ6は、このときの運動情報を、距離波形に変換可能な波形データとして取得するものとする。すなわち、本実施形態においては、いずれのタスクにおいても、1チャンネルおよび2チャンネルのタッピング装置で測定された2つの波形データが取得される。従って、本実施形態においては、「複数の」波形データとして、1チャンネルおよび2チャンネルからなるタッピング装置により同じ時間帯に並行して測定された2つの波形データを想定して説明するが、本発明の「複数の」波形データとは、これに限定されるものではない。

20

【0020】

図1に示す情報処理部2は、運動センサ6によって取得された波形データを解析して運動の特徴量を抽出し、これらの抽出された特徴量を、適宜、被験者情報等とともに表示手段4に表示させるものである。

【0021】

運動センサインタフェース3は、例えば、一般のコンピュータに備えられるアナログデジタル変換ボード(以下「ADボード」という)を含み、運動センサ6により検出されたアナログ信号の波形データを、所定のサンプリング周波数 S_f でデジタル信号の波形データに変換し、情報処理部2に入力するものである。

30

なお、このサンプリング周波数 S_f は、後記するように、運動波形から周波数解析区間を抽出する際にも用いられる。

【0022】

表示手段4は、情報処理部2により処理された被験者情報や運動情報を表示するものであって、例えば、LCD (Liquid Crystal Display) 等によって実現することができる。

40

【0023】

また、入力手段5は、図示しない運動機能検査装置1の操作者が、被験者情報等を入力したり測定や解析を指示したりするためのものであって、キーボードやマウス等によって実現することができる。また、被験者情報等を入力したり測定や解析を指示する場合には、操作者による入力を補助するユーザインタフェースとして、表示手段4に入力画面を表示させるようにしてもよい。

【0024】

情報処理部2は、解析処理部21と、被験者情報処理部22と、表示処理部23とを含んで構成される。情報処理部2は、CPU (Central Processing Unit) と、ROM (Read Only Memory) やRAM (Random A

50

ccess Memory)等からなるメモリと、ハードディスク装置等を含んで構成される。前記した情報処理部2内の各処理部21~23は、CPUがメモリまたはハードディスク装置に格納されたプログラムまたはデータをメモリに読み出して、演算処理を実行することにより実現することができる。

【0025】

(解析処理部)

図3は、第一の実施形態の解析処理部21の構成を示すブロック図である。解析処理部21は、運動センサ6から入力された波形データに基づいて、運動の特徴量を抽出するものである。そして、解析処理部21により解析された結果は、被験者情報処理部22に備わる図示しない被験者データDBに記録され、表示処理部23によって適宜被験者データDBから読み出されて表示手段4に表示される。

10

ここで、解析処理部21は、図3に示すように、運動波形生成手段211と、位相比較手段212とを含んで構成される。

【0026】

[運動波形生成手段]

運動センサ6から取得された波形データは、運動波形を直接表すものではなく、運動波形に変換可能な電圧出力である。

運動波形生成手段211は、この電圧出力である波形データを、対応する運動波形に変換し、変換された運動波形を時間微分または時間積分することによって、距離波形と、速度波形と、加速度波形と、躍度波形とを補完的に生成するものである。

20

【0027】

ここで、「運動波形」とは、距離波形、速度波形、加速度波形、躍度波形、および、該4種類の運動波形(距離波形、速度波形、加速度波形、躍度波形)にそれぞれ変換可能な波形データのうち、少なくとも1つを含む。すなわち、本実施形態の運動機能検査装置1の解析対象となる運動波形とは、運動センサ6によって測定された波形データに基づいて取得可能なものであって、例えば、運動センサ6によって測定された波形データ自身であってもよいし、波形データから変換および補完的に生成された前記4種類の運動波形であってもよい。

これらの運動波形の時間幅Tは、通常、運動センサ6による測定時間である。例えば、被験者のタッピング運動を20秒間測定した場合には、運動波形の時間幅Tは20秒となる。

30

【0028】

[位相比較手段]

位相比較手段212は、複数の波形データに基づいてそれぞれ取得された複数の運動波形間の位相を比較するものである。

第一の実施形態においては、位相比較手段212は、複数の運動波形に対してそれぞれ周波数解析演算を行って、周波数強度が最大となる周波数(以下「最大周波数」という)の位相を算出し、この最大周波数の位相を比較することにより、複数の運動波形の位相を比較する。

ここで、第一の実施形態の位相比較手段212は、周波数解析区間抽出手段212aと、周波数解析手段212bと、位相差算出手段212cとを含んで構成される。

40

【0029】

<周波数解析区間抽出手段>

周波数解析区間抽出手段212aは、運動波形において、周波数解析手段212bによる周波数解析の対象となる所定時間幅 T_0 の周波数解析区間を抽出するものである。

このとき、抽出する周波数解析区間の時間幅 T_0 を長くするほど、各周波数解析区間の周波数解析の精度が向上する。一方で、抽出する周波数解析区間の時間幅 T_0 を短くするほど、一つの運動波形あたり多数の周波数解析区間を抽出することができるため、周波数解析の結果である最大周波数の位相等の情報を経時的に細かく算出することができる。従って、抽出する周波数解析区間の時間幅 T_0 は、適宜適切な長さが選択されることが好

50

ましい。本実施形態においては、例えば、20秒間の運動波形に対して周波数解析区間が10秒間として説明する。

【0030】

ここで、図4を参照して、周波数解析区間抽出手段212aが、運動波形の一例としての距離波形から周波数解析区間を抽出する手順を説明する。図4は、距離波形から複数の周波数解析区間を抽出する手順を説明するための概念図であって、図4(a)は1チャンネルで取得された距離波形、図4(b)は2チャンネルで取得された距離波形を示している。

なお、距離波形の解析は他の運動波形の解析にも同じように適用することができるため、以下の説明においては「距離波形」の代わりにその上位概念である「運動波形」の単語を用いて説明する。また、1チャンネル運動波形 $D^1(t)$ および2チャンネルの運動波形 $D^2(t)$ において、それぞれ周波数解析区間を抽出する手順は同じであるので、特に $D^1(t)$ と $D^2(t)$ とを区別せずに運動波形 $D^n(t)$ として説明する。

【0031】

まず、周波数解析区間抽出手段212aは、運動波形 $D^n(t)$ を離散表示する。ここで、離散表示された運動波形 D^n_i は、次の(1)式により表すことができる。

【0032】

$$D^n(t) = D^n_i \quad \dots (1)$$

(n = チャンネル番号)

(i = 1、・・・、 L_T)

(運動波形の時間点数 L_T

= 運動波形の時間幅 $T \times$ サンプリング周波数 S_f)

【0033】

なお、図4においては、運動波形 $D^n(t)$ を示しているが、実際に周波数解析区間を抽出する際には、離散化された運動波形 D^n_i を用いている。

【0034】

次に、周波数解析区間抽出手段212aは、離散化された運動波形 D^n_i から所定時間幅 T_0 の周波数解析区間 $D^n_{u,i}$ を抽出する。ここで、抽出された周波数解析区間 $D^n_{u,i}$ は、次の(2)式により表すことができる。

$$D^n_{u,i} = D^n_j \quad \dots (2)$$

(i = 1、・・・、 L_{T0})

(j = u + i)

(周波数解析区間までの時間点数u

= 周波数解析区間までの時間幅 $s \times S_f$)

(周波数解析区間の時間点数 L_{T0}

= 周波数解析区間の時間幅 $T_0 \times S_f$)

【0035】

すなわち、(2)式においては、所定時間幅 T_0 の周波数解析区間 $D^n_{u,i}$ を、1/サンプリング周波数 S_f の時間(微小時間)ずつずらしながら抽出している。

そして、周波数解析区間抽出手段212aにより抽出された各周波数解析区間 $D^n_{u,i}$ は、周波数解析手段212bに出力される。

【0036】

< 周波数解析手段 >

周波数解析手段212bは、抽出された各周波数解析区間 $D^n_{u,i}$ の周波数解析を行い、各周波数解析区間 $D^n_{u,i}$ における最大周波数の位相を算出するものである。

ここで、周波数解析手段212bが、周波数解析区間 $D^n_{u,i}$ の周波数解析を行う手順を説明する。

まず、周波数解析手段212bは、例えば、デジタルフーリエ変換により、各周波数解析区間 $D^n_{u,i}$ における周波数強度 $A^n_{u,k}$ と位相 $\phi^n_{u,k}$ とを算出する。ここで、デジタルフーリエ変換の処理は次の(3)式により表すことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

周波数解析区間 $D^n_{u, i}$ 周波数強度 $A^n_{u, k}$ 、位相 $\phi^n_{u, k}$ \cdots (3)
 ($k = 1, \cdots, L_f$)
 (周波数の離散点数 $L_f = L_{T0} / 2$)
 ($k / T_0 =$ 周波数)

【 0 0 3 8 】

次に、周波数解析手段 2 1 2 b は、(3) 式において、 $[0 \quad u \quad L_T - L_{T0}]$ を満たす全ての u について、周波数強度 $A^n_{u, k}$ および位相 $\phi^n_{u, k}$ を求める。

そして、周波数解析手段 2 1 2 b は、各時刻 u について周波数強度 $A^n_{u, k}$ を最大とする周波数 k を探索し、 $k(u)$ と設定する。

そして、周波数解析手段 2 1 2 b は、周波数 $k(u)$ における位相 $\phi^n_{u, k(u)}$ を、各時刻 u における最大周波数の位相 ϕ^n_u とする。この最大周波数の位相 ϕ^n_u において、 u は (2) 式に示されるように周波数解析区間までの時間幅 (周波数解析区間の開始時間) s を離散化したものであるから、 $\phi^n_u = \phi^n(s)$ であり、図 5 (a) , (b) のような位相曲線 $\phi^n(s)$ として表すことができる。なお、図 5 (a) は、1 チャンネルの位相曲線 $\phi^1(s)$ (s) であり、図 5 (b) は、2 チャンネルの位相曲線 $\phi^2(s)$ である。

ここで、周波数解析手段 2 1 2 b により算出された最大周波数の位相 $\phi^n(s)$ は、位相差算出手段 2 1 2 c に出力される。

【 0 0 3 9 】

< 位相差算出手段 >

位相差算出手段 2 1 2 c は、複数の運動波形 $D^n(t)$ に関してそれぞれ求められた最大周波数の位相 $\phi^n(s)$ を比較し、複数の運動波形間の最大周波数の位相差 $\phi(s)$ を算出するものである。

ここで、例えば、本実施形態のように、1 チャンネルおよび 2 チャンネルのタッピング装置からなる運動センサ 6 を用いて取得される 2 つの運動波形間の位相を比較する場合、最大周波数の位相差 $\phi(s)$ は次の (4) 式により求めることができる。

【 0 0 4 0 】

最大周波数の位相差 $\phi(s)$

$$= 2 \text{ チャンネルの最大周波数の位相 } \phi^2(s)$$

$$- 1 \text{ チャンネルの最大周波数の位相 } \phi^1(s) \quad \cdots (4)$$

【 0 0 4 1 】

この最大周波数の位相差 $\phi(s)$ は、図 5 (c) のような位相差曲線 $\phi(s)$ として表すことができる。

また、3 つ以上の運動波形間の最大周波数の位相差 $\phi(s)$ は、例えば、一つの運動波形 (例えば、 $D^1(t)$) の最大周波数の位相を基準とし、他の運動波形 (例えば、 $D^2(t)$ 、 $D^3(t)$) の最大周波数の位相との差分をそれぞれ算出することで求めることができる。

【 0 0 4 2 】

なお、周波数解析手段 2 1 2 b が行う、一般的なデジタルフーリエ変換等の周波数解析によって、前記した最大周波数の位相 $\phi^n(s)$ だけでなく、最大周波数および最大周波数の強度を算出することができる。言い換えると、第一の実施形態の運動機能検査装置 1 を用いて運動波形を周波数解析すれば、それぞれの運動波形に関して図 6 で示すような微小時間毎の周波数強度曲線 $A^n(s, f)$ を取得することができる。周波数解析手段 2 1 2 b は、このような微小時間毎の周波数強度曲線 $A^n(s, f)$ を用いて、最大周波数の位相だけでなく、運動のさまざまな特徴量を算出することができる。例えば、周波数解析手段 2 1 2 b は、微小時間毎の周波数強度曲線 $A^n(s, f)$ から、周波数解析区間に対応する時間 (例えば、周波数解析区間までの時間幅 s) 、周波数 f および周波数強度の特徴量を読み出したり、さらに、周波数強度曲線 $A^n(s, f)$ から、最大周波数、最大周波数の強度および周波数解析区間に対応する時間の特徴量を算出したりすることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

(被験者情報処理部)

図 1 に戻って、被験者情報処理部 2 2 は、被験者情報や解析結果等の情報を記録する図示しない被験者データ D B を備え、被験者データ D B に記録される情報の管理を行うものである。

より詳細には、被験者情報処理部 2 2 は、1) 被験者情報の登録、修正、削除および検索、ソート、2) 被験者情報と運動波形との関連付け、3) 運動波形の解析結果の登録、修正、削除(項目の追加、修正、削除)、4) 統計処理を行った場合には、その統計処理結果の登録、修正、削除の主に 4 項目の処理、を被験者データ D B との連携によって行う。

10

また、被験者データ D B に登録される被験者情報としては、被験者 I D、氏名、生年月日、年齢、身長、体重、疾患名、被験者に関するコメント等が挙げられる。

なお、被験者情報処理部 2 2 による、これらの情報管理は、従来公知のプログラムとデータ構成によって容易に実現することができるものである。

また、被験者データ D B は、ハードディスク装置等によって実現することができる。

【 0 0 4 4 】

(表示処理部)

表示処理部 2 3 は、表示手段 4 に、被験者データ D B に登録された被験者情報や運動波形の解析結果等の情報を、グラフやテーブルの形式を適宜用いて視覚的に理解しやすい表示形式で表示させるものである。表示処理部 2 3 は、図 5 で示した位相曲線 $\phi(s)$ や位相差曲線 $\Delta\phi(s)$ を作成して表示させるだけでなく、例えば、周波数解析区間に対応する時間(例えば、周波数解析区間までの時間幅 s)、周波数 f および周波数強度の特徴量のうち少なくとも二つの特徴量を含む相関図を作成したり、さらに、最大周波数、最大周波数の強度および周波数解析区間に対応する時間 s の特徴量のうち少なくとも二つの特徴量を含む相関図を作成したりして表示させることができる。

20

【 0 0 4 5 】

図 7 (a) は、周波数解析区間までの時間幅 s 、周波数 f および周波数強度の 3 つの特徴量の相関関係を示したグラフである。図 7 (a) で示したグラフは、実際の表示画面には白黒ではなくカラーで輝度の濃淡が示されており、その輝度の濃淡によって周波数の強度が示される。また、図 7 (b) は、周波数解析区間までの時間幅 s および最大周波数の 2 つの特徴量の相関関係を示したグラフである。図 7 (c) は、周波数解析区間までの時間幅 s および最大周波数の強度(図中では最大強度と記載)の 2 つの特徴量の相関関係を示したグラフである。

30

【 0 0 4 6 】

[位相比較方法]

次に、図 3 を参照しつつ、図 8 を参照して、第一の実施形態の運動機能検査装置 1 を用いて複数の運動波形の位相を比較する方法の一例を説明する。図 8 は、第一の実施形態の運動機能検査装置 1 の位相比較処理を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 4 7 】

まず、解析処理部 2 1 の運動波形生成手段 2 1 1 は、 n チャンネルの運動センサ 6 (図 1 参照) から取得された波形データを解析するにあたり、 $n = 1$ と設定する(ステップ S 0 1)。

40

【 0 0 4 8 】

次に、解析処理部 2 1 の運動波形生成手段 2 1 1 は、 n チャンネルの波形データに基づいて、時間幅 T の運動波形を生成する(ステップ S 0 2)。なお、前記したように、時間幅 T は、通常、運動センサ 6 による測定時間である。

【 0 0 4 9 】

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 2 1 2 は、周波数解析区間抽出手段 2 1 2 a によって、運動波形の開始 s 秒後の周波数解析区間を抽出するにあたり、 $s = 0$ 秒と設定する(ステップ S 0 3)。

50

【 0 0 5 0 】

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 2 1 2 は、周波数解析区間抽出手段 2 1 2 a によって、運動波形の開始 s 秒後から時間幅 T_0 の周波数解析区間を抽出する（ステップ S 0 4 ）。

【 0 0 5 1 】

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 2 1 2 は、周波数解析手段 2 1 2 b によって、抽出された周波数解析区間について周波数解析演算を行い、最大周波数の位相 $\phi^n(s)$ を算出する（ステップ S 0 5 ）。例えば、この周波数解析演算は、デジタルフーリエ変換である。

【 0 0 5 2 】

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 2 1 2 は、周波数解析手段 2 1 2 b によって、 $s = T - T_0$ であるかどうか判定し（ステップ S 0 6 ）、 $s = T - T_0$ であれば（ステップ S 0 6 で Yes ）、 $s = s + 1 / S_f$ として（ステップ S 0 7 ）、ステップ S 0 4 に戻り、 $0 \leq s \leq T - T_0$ を満たす全ての時間 s について最大周波数の位相 $\phi^n(s)$ を算出するまで、ステップ S 0 4 ~ S 0 7 を繰り返す。一方で、 $s > T - T_0$ であれば（ステップ S 0 6 で No ）ステップ S 0 8 に進む。

【 0 0 5 3 】

そして、解析処理部 2 1 の運動波形生成手段 2 1 1 は、 $n =$ チャンネル総数かどうか判定し（ステップ S 0 8 ）、 $n =$ チャンネル総数でなければ（ステップ S 0 8 で No ）、 $n = n + 1$ として（ステップ S 0 9 ）、ステップ S 0 2 に戻り、 $n =$ チャンネル総数となるまで、ステップ S 0 2 ~ ステップ S 0 9 を繰り返す。一方で、 $n =$ チャンネル総数であれば（ステップ S 0 8 で Yes ）、ステップ S 1 0 に進む。

【 0 0 5 4 】

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 2 1 2 は、位相差算出手段 2 1 2 c によって、チャンネル間の最大周波数の位相差 $\Delta\phi^n(s)$ を算出する（ステップ S 1 0 ）。前記したように、例えば、チャンネル総数が 2 つの場合には、（ 4 ）式で算出することができる。

【 0 0 5 5 】

<<第二の実施形態>>

次に、第二の実施形態について図面を参照して説明する。この第二の実施形態は、複数の運動波形に対してそれぞれピーク点を抽出し、ピーク点の時間差に基づいて複数の運動波形間の位相を比較する実施形態である。

この第二の実施形態は、第一の実施形態と比較して、解析処理部 2 1 内の位相比較手段において特徴的な構成を有するものである。従って、第二の実施形態の説明において、特に解析処理部 2 1 の位相比較手段 3 1 2 に関して詳細に説明するが、第一の実施形態と重複する説明は省略する。

【 0 0 5 6 】

（解析処理部）

図 9 は、第二の実施形態の解析処理部 2 1 の構成を示すブロック図である。第二の実施形態の解析処理部 2 1 は、運動波形生成手段 2 1 1 および位相比較手段 3 1 2 を含んで構成される。

また、第二の実施形態の位相比較手段 3 1 2 は、ピーク点抽出手段 3 1 2 a と、ピーク時間差算出手段 3 1 2 b と、チャンネル間ピーク対応手段（運動波形間ピーク対応手段に相当する）3 1 2 c と、位相差算出手段 3 1 2 d とを含んで構成される。

【 0 0 5 7 】

<ピーク点抽出手段>

ピーク点抽出手段 3 1 2 a は、運動波形においてピーク点（ 1、・・・、 M^n ； M^n はピーク点数）を抽出するものである。図 1 0（ a ）において、運動値（距離値）が所定値以上のピーク点を黒丸（●）で示しているが、所定値以下のピーク点（図示せず）を抽出する構成としてもよい。また、所定値以上および所定値以下の両方のピーク点を抽出する構成としてもよい。

10

20

30

40

50

そして、ピーク点抽出手段 3 1 2 a により抽出されたピーク点 (1、・・・、 M^n) は、ピーク時間差算出手段 3 1 2 b およびチャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c に出力される。

【 0 0 5 8 】

< ピーク時間差算出手段 >

ピーク時間差算出手段 3 1 2 b は、一つの運動波形において時間的に隣り合うピーク点の時間差からなるピーク時間差を算出するものである。図 1 0 (a) において、時間的に隣り合うピーク点とは、例えば A および B、あるいは、C および D である。ピーク時間差 R^n_i は、次の (5) 式により求めることができる。

【 0 0 5 9 】

$$R^n_i = P^n_{i+1} - P^n_i \quad (i = 1、・・・、M^n - 1) \quad \cdots (5)$$

【 0 0 6 0 】

図 1 0 (b) は、ピーク時間差 R^n_i と、ピーク時間差 R^n_i の算出に用いた一方のピーク点のピーク時間 (例えば、 P^n_i) との相関関係をプロットした図である。

また、図 1 0 (c) は、 $1 / \text{ピーク時間差 } R^n_i$ と、ピーク時間差 R^n_i の算出に用いた一方のピーク点のピーク時間 (例えば、 P^n_i) との相関関係をプロットした図である。ここで、 $1 / \text{ピーク時間差 } R^n_i$ は、そのピーク時間における瞬間的な周波数 (以下「瞬時周波数」という) に相当するものである。

そして、ピーク時間差算出手段 3 1 2 b により算出されたピーク時間差 R^n_i は、位相差算出手段 3 1 2 d に出力される。

【 0 0 6 1 】

< チャンネル間ピーク対応手段 >

チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、複数の運動波形間においてピーク点を対応させるものである。

ここで、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c が、1 チャンネルおよび 2 チャンネルで取得された 2 つの運動波形間でピーク点を対応させる手順について図 1 1 を参照して説明する。図 1 1 は、2 つの運動波形間でピーク点を対応させる手順を説明するための図であって、2 つの運動波形においてそれぞれ生成されたピーク時間差 - ピーク時間プロット (図 1 0 (b) 参照) を重畳した部分拡大図である。

また、図 1 1 (a) は 2 つの運動波形においてピーク点数 M^n が同じ場合、図 1 1 (b) は 2 つの運動波形においてピーク点数 M^n が異なる場合である。図 1 1 において、黒丸 () は、1 チャンネルの運動波形におけるピーク点であって、白丸 () は、2 チャンネルの運動波形におけるピーク点である。

【 0 0 6 2 】

図 1 1 (a) に示すように、2 つの運動波形においてそれぞれ抽出されたピーク点数 M^n が同じ場合 (図 1 1 (a) ではピーク点がともに 3 つずつ) には、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、運動波形間のピーク点を時間順に対応させる。

具体的には、図 1 1 (a) においては、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、 $m (i) = i (i = 1、・・・、M^1)$ と設定することにより、 $P^2_{m(i)}$ と P^1_i とを対応させる。

ここで、チャンネル間に対応させたピーク点の情報は、位相差算出手段 3 1 2 d に出力される。

【 0 0 6 3 】

また、図 1 1 (b) に示すように、2 つの運動波形においてそれぞれ抽出されたピーク点数 M^n が異なる場合 (図 1 1 (b) では 4 つのピーク点 () と 3 つのピーク点 ()) には、まず、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、一つの運動波形のピーク点 (例えば、1 チャンネルのピーク点 ()) を基準ピーク点と設定し、もう一つの運動波形のピーク点 (例えば、2 チャンネルのピーク点 ()) を比較ピーク点と設定する。

次に、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、基準ピーク点 () ごとに各比較ピーク点 () との時間差を算出し、基準ピーク点 () に対して最も時間差が小さくなるよ

10

20

30

40

50

うな比較ピーク点 () を基準ピーク点 () ごとに選択することにより、運動波形間のピーク点を対応させる。

具体的には、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、図 1 1 (b) において、 $|P^2_j - P^1_i|$ を最小とする j を $m(i)$ と設定し、 $P^2_{m(i)}$ と P^1_i とを対応させる。

ここで、チャンネル間に対応させたピーク点の情報は、位相差算出手段 3 1 2 d に出力される。

【 0 0 6 4 】

なお、図 1 1 では、2 つの運動波形間のピーク点を対応させる場合について説明したが、3 つ以上の運動波形間のピーク点も、同様に対応させることができる。

例えば、3 つ以上の運動波形においてそれぞれ抽出されたピーク点数 M^n が同じ場合、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、図 1 1 (a) と同様に運動波形間のピーク点を時間順に対応させる。

【 0 0 6 5 】

また、例えば、3 つ以上の運動波形においてそれぞれ抽出されたピーク点数 M^n が異なる場合、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、3 つ以上の運動波形のうち一つの運動波形のピーク点を基準ピーク点と設定し、他の運動波形のピーク点を比較ピーク点と設定する。次に、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c は、基準ピーク点と比較ピーク点との時間差を算出し、基準ピーク点に対して最も時間差が小さくなるような比較ピーク点を基準ピーク点ごとに選択することにより、運動波形間のピーク点を対応させる。

【 0 0 6 6 】

< 位相差算出手段 >

位相差算出手段 3 1 2 d は、ピーク時間差およびチャンネル間に対応させたピーク点の時間差に基づいて、複数の運動波形間の位相差 τ_i を算出するものである。ここで、第二の実施形態の位相差算出手段 3 1 2 により算出される位相差 τ_i は、そのピーク時間における瞬間的な位相差 (以下「瞬時位相差」という) に相当するものである。

例えば、本実施形態のように、1 チャンネルおよび 2 チャンネルのタッピング装置からなる運動センサ 6 を用いて取得される 2 つの運動波形間の位相を比較する場合、瞬時位相差 τ_i は次の (6) 式により求めることができる。

【 0 0 6 7 】

$$\tau_i = (P^2_{m(i)} - P^1_i) / R^1_i \times 360 \quad \cdots (6)$$

【 0 0 6 8 】

ここで、(6) 式の $(P^2_{m(i)} - P^1_i)$ は、チャンネル間に対応させたピーク点の時間差 (チャンネル間時間差) である。

また、3 つ以上の運動波形間の瞬時位相差 τ_i は、例えば、1 つの運動波形 (例えば、 $D^1(t)$) の瞬時位相を基準とし、他の運動波形 (例えば、 $D^2(t)$ 、 $D^3(t)$) の瞬時位相との差分をそれぞれ算出することで求めることができる。

【 0 0 6 9 】

[位相比較方法]

次に、図 9 を参照しつつ、図 1 2 を参照して、第二の実施形態の運動機能検査装置 1 を用いて複数の運動波形の位相を比較する方法の一例を説明する。図 1 2 は、第二の実施形態の運動機能検査装置 1 の位相比較処理を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 7 0 】

まず、解析処理部 2 1 の運動波形生成手段 2 1 1 は、 n チャンネルの運動センサ 6 (図 1 参照) から取得された波形データを解析するにあたり、 $n = 1$ と設定する (ステップ S 1 0 1) 。

【 0 0 7 1 】

次に、解析処理部 2 1 の運動波形生成手段 2 1 1 は、 n チャンネルの波形データに基づいて、時間幅 T の運動波形を生成する (ステップ S 1 0 2) 。なお、前記したように、時間幅 T は、通常、運動センサ 6 による測定時間である。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 3 1 2 は、ピーク点抽出手段 3 1 2 a によって、運動波形のピーク点 (1、・・・、 M^n ; M^n はピーク点数) を抽出する (ステップ S 1 0 3) 。

【 0 0 7 3 】

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 3 1 2 は、ピーク時間差算出手段 3 1 2 b によって、一つの運動波形において時間的に隣り合うピーク点の時間差からなるピーク時間差 R^n_i ($R^n_i = P^n_{i+1} - P^n_i$ ($i = 1、・・・、M^n - 1$)) を算出する (ステップ S 1 0 4) 。

【 0 0 7 4 】

そして解析処理部 2 1 の運動波形生成手段 2 1 1 は、 n = チャンネル総数かどうか判定し (ステップ S 1 0 5)、 n = チャンネル総数でなければ (ステップ S 1 0 5 で No)、 $n = n + 1$ として (ステップ S 1 0 6)、ステップ S 1 0 2 に戻り、 n = チャンネル総数となるまで、ステップ S 1 0 2 ~ ステップ S 1 0 6 を繰り返す。一方で、 n = チャンネル総数であれば (ステップ S 1 0 5 で Yes)、ステップ S 1 0 7 に進む。

【 0 0 7 5 】

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 3 1 2 は、チャンネル間ピーク対応手段 3 1 2 c によって、複数の運動波形間においてピーク点数が同じかどうか判定し (ステップ S 1 0 7)、ピーク点数が同じ場合には (ステップ S 1 0 7 で Yes)、 $m(i) = i$ ($i = 1、・・・、M^1$) と設定して (ステップ S 1 0 8)、ステップ S 1 1 0 に進む。一方で、ピーク点数が異なる場合には (ステップ S 1 0 7 で No)、 $[1 \quad i \quad M^n]$ を満たす i について、 $|P^2_j - P^1_i|$ を最小とする j を求め、 $m(i) = j$ と設定して (ステップ S 1 0 9)、ステップ S 1 1 0 に進む。

【 0 0 7 6 】

そして、解析処理部 2 1 の位相比較手段 3 1 2 は、位相差算出手段 3 1 2 d によって、複数の運動波形間の瞬時位相差を算出する (ステップ S 1 1 0)。なお、前記したように、瞬時位相差は (6) 式を用いて算出することができる。

【 0 0 7 7 】

[表示画面例]

図 1 3 は、第一実施形態および第二実施形態の表示処理部 2 3 によって、表示手段 4 に表示される画面構成の一例を示す図である。

図 1 3 に示すように、表示手段 4 に表示される表示画面は、例えば、運動波形表示欄 4 0 と、第一の実施形態による解析結果を表示する第一解析表示欄 5 0 と、第二の実施形態による解析結果を表示する第二解析表示欄 6 0 と、第一解析表示欄 5 0 内および第二解析表示欄 6 0 内で表示される位相差の表示形式を設定する位相差表示設定欄 7 0 とで概略構成される。

【 0 0 7 8 】

運動波形表示欄 4 0 では、例えば、1 チャンネルで取得された運動波形 4 1 および 2 チャンネルで取得された運動波形 4 2 が表示される。このような表示は、運動センサ 6 で運動を測定後、データ読み込みボタン 4 3 を押すことによって、画面に表示させることができる。また、図示しないが、適宜所望する運動波形に変換および補完的に生成して表示させることもできる。

【 0 0 7 9 】

第一解析表示欄 5 0 は、第一の実施形態による解析結果の表示欄であって、例えば、第一の実施形態で算出方法を記載した、最大周波数、最大周波数の強度 (図では最大強度と記載)、最大周波数の位相、最大周波数の位相差がそれぞれの表示欄 5 1 ~ 5 4 に経時的なグラフとして表示される。このような表示は、操作者が第一解析の実行ボタン 5 5 を押すと、解析処理部 2 1 および表示処理部 2 3 を含んでなる情報処理部 2 が、運動波形 4 1、4 2 についての解析処理を行い、解析結果を画面に表示させることにより実行される。また、情報処理部 2 は、表示された最大周波数の位相差 5 4 に関してその平均値および標準偏差を算出し、それぞれの表示欄 5 6、5 7 に表示させることができる。

【 0 0 8 0 】

第二解析表示欄 6 0 は、第二の実施形態による解析結果の表示欄であって、例えば、第二の実施形態で算出方法を記載した、ピーク時間差、瞬時周波数、瞬時位相差がそれぞれの表示欄 6 1 ~ 6 3 に経時的なグラフとして表示される。このような表示は、操作者が第二解析の実行ボタン 6 4 を押すと、解析処理部 2 1 および表示処理部 2 3 を含んでなる情報処理部 2 が、運動波形 4 1 , 4 2 についての解析処理を行い、解析結果を画面に表示させることにより実行される。また、情報処理部 2 は、表示された瞬時位相差 6 3 に関してその平均値および標準偏差を算出し、それぞれの表示欄 6 5 , 6 6 に表示させることができる。

【 0 0 8 1 】

位相差表示設定欄 7 0 は、第一解析表示欄 5 0 内および第二解析表示欄 6 0 内で表示される位相差表示欄 5 4 , 6 3 の表示形式の設定欄である。位相差表示選択ボタン 7 1 は、操作者が、位相差表示欄 5 4 , 6 3 のグラフの縦軸を、 $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$ で表示するか、または、 $-180^{\circ} \sim 180^{\circ}$ で表示するか、選択することができる。このような構成とすることによって、同期運動と非同期運動とのどちらの運動波形について解析した場合でも、最大周波数の位相差または瞬時位相差を示す位相差曲線を位相差表示欄 5 4 , 6 3 の中央に表示させることができる。

位相差の平均値直線の表示選択ボタン 7 2 は、位相差表示欄 5 4 , 6 3 に位相差の平均値直線を表示させるか否か、操作者が選択するためのものである。

異常部位の表示選択ボタン 7 3 は、位相差曲線において、所定の条件を満たした時間帯（例えば、閾値を超えた時間帯）を異常部位と判定し、異常部位を表示させるか否か選択することができる。異常部位は、例えば、その時間帯の色が他の時間帯と異なる色で表示される。このような構成とすることによって、被験者の運動において不具合があった箇所を容易に理解することができる。

【 0 0 8 2 】

図 1 4 は、表示画面の第一解析表示欄 5 0 に表示される第一実施形態の解析結果の一例を示す図であって、(a) は被験者に同期運動のタスクを与えた場合、(b) は、被験者に非同期運動のタスクを与えた場合である。なお、図 1 4 で示した波形の形状は一例であって、図 1 3 の第一解析表示欄 5 0 に示した波形の形状と必ずしも一致しない。

【 0 0 8 3 】

図 1 5 は、表示画面の第二解析表示欄 6 0 に表示される第二実施形態の解析結果の一例を示す図であって、(a) は被験者に同期運動のタスクを与えた場合、(b) は、被験者に非同期運動のタスクを与えた場合である。なお、図 1 5 で示した波形の形状は一例であって、図 1 3 の第二解析表示欄 6 0 に示した波形の形状と必ずしも一致しない。また、図 1 6 は、図 1 5 の部分拡大図である。

【 0 0 8 4 】

なお、このような解析結果の表示手段 4 への表示は、表示処理部 2 3 が従来公知のプログラム処理を運動波形の解析結果に対して行うことにより、容易に実現することができる。また、表示処理部 2 3 は、解析結果を同時に一画面に表示させる必要はなく、適宜操作者が選択する項目に関して表示させる構成としてもよい。

このように、解析結果を表示手段 4 に表示することによって、被験者の運動機能を量的および視覚的に理解しやすいという効果を奏する。

【 0 0 8 5 】

以上示したように、第一および第二の実施形態によれば、複数の運動波形間の位相を比較できるので、例えば、被験者に同期運動のタスクを与えた場合には、位相が一致するかどうかを指標として、被験者の運動機能が正常かどうかを判断することができる。また、例えば被験者に非同期運動のタスクを与えた場合には、位相が常に 180 度ずれているかどうか（適切に交互に運動が行われているかどうか）を指標として、被験者の運動機能が正常かどうかを判断することができる。

従って、本発明は、運動麻痺を発現した脳梗塞患者、パーキンソン病患者、頸椎症患者

10

20

30

40

50

等の運動機能に障害を有する患者の運動機能の検査に特に好適である。

【0086】

また、第一の実施形態によれば、運動波形からピーク点を抽出せずに、複数の運動波形間の位相を比較することができる。すなわち、ピーク点の抽出抜けの影響を受けないので、安定した解析結果を得ることができる。また、所定時間幅の周波数解析区間に関して解析を行うので、ばらつきの少ない解析結果を得ることができる。

【0087】

また、第二の実施形態によれば、抽出したピーク点毎に、複数の運動波形間の位相を比較することができる。また、位相を比較する際に、所定時間幅の解析区間を設定する必要がないので、計測した運動波形の時間幅T全体を解析に利用することができる。

10

【0088】

すなわち、第一および第二の実施形態を、目的に応じてどちらかを選択したり、あるいは組み合わせたりして実施することによって、複数の運動波形間の位相の比較をより適切に行うことができる。

【0089】

なお、本発明は前記実施形態に限定されるものではなく、その技術思想のおよぶ範囲で種々の変更実施を行うことができる。

例えば、解析処理部により出力された解析結果を、そのまま出力するだけでなく、統計処理を施した後に出力する構成としてもよい。この場合には、情報処理部内に統計処理部を設け、図示しない被験者データDBに記録された被験者情報に基づいて解析結果をグループ化（例えば、健常群と疾患別群とに区分）し、統計処理（例えば、平均値や分散値の算出）を実行させることができる。

20

【0090】

また、本実施形態においては、運動センサ6によって測定された電圧出力（波形データ）を距離波形等の運動波形に変換した後に、位相比較等の解析を行ったが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、直接、電圧出力（波形データ）に基づいて解析してもよい。

【0091】

また、本実施形態においては、運動センサ6の受信コイル301および発信コイル302を親指および人差し指に装着したが、どの指に受信コイル301や発信コイル302を装着してもよい。さらには、例えば、まぶた、唇、腕、足等の、動作する指以外の体の部分に受信コイル301と発信コイル302とを装着してもよい。

30

【0092】

また、本実施形態においては、運動センサ6として、距離波形に変換可能な波形データの取得に好適な磁気センサ型のタッピング装置を用いたが、運動情報を波形データとして取得することができればどのような運動センサ6であっても構わない。例えば、運動センサ6は、従来公知のストレインゲージ、加速度計、速度計等であってもよく、また、画像データを取得し、画像解析することによって被験者の運動情報を取得する構成であってもよい。

【0093】

また、本実施形態で説明した運動機能検査装置を用いた位相比較方法は、一般的なコンピュータにプログラムを実行させ、コンピュータ内の演算装置や記憶装置を動作させることにより実現される。従って、本発明は、運動波形間の位相比較方法を記録したプログラムにも容易に適用されうる。

40

【図面の簡単な説明】

【0094】

【図1】本実施形態の運動機能検査装置の全体構成を示すブロック図である

【図2】本実施形態における運動センサの構成の一例を示すブロック図である。

【図3】第一の実施形態の解析処理部の構成を示すブロック図である。

【図4】距離波形から複数の周波数解析区間を抽出する手順を説明するための概念図であ

50

る。

【図 5】(a) は、1 チャンネルの運動波形の位相曲線であって、(b) は、2 チャンネルの運動波形の位相曲線であって、(c) は、(a) および (b) の位相曲線の差分である位相差曲線である。

【図 6】微小時間毎の周波数強度曲線 $A^n(s, f)$ である。

【図 7】運動の特徴量の相関関係を示すグラフである。

【図 8】第一の実施形態の運動機能検査装置の位相比較処理を説明するためのフローチャートである。

【図 9】第二の実施形態の解析処理部の構成を示すブロック図である。

【図 10】ピーク時間差算出手段がピーク時間差を算出する手順を説明するための図である。 10

【図 11】2 つの運動波形間でピーク点を対応させる手順を説明するための図である。

【図 12】第二の実施形態の運動機能検査装置の位相比較処理を説明するためのフローチャートである。

【図 13】第一実施形態および第二実施形態の表示処理部によって、表示手段に表示される画面構成の一例を示す図である。

【図 14】表示画面の第一解析表示欄に表示される第一実施形態の解析結果の一例を示す図である。

【図 15】表示画面の第二解析表示欄に表示される第二実施形態の解析結果の一例を示す図である。 20

【図 16】図 15 の部分拡大図である。

【符号の説明】

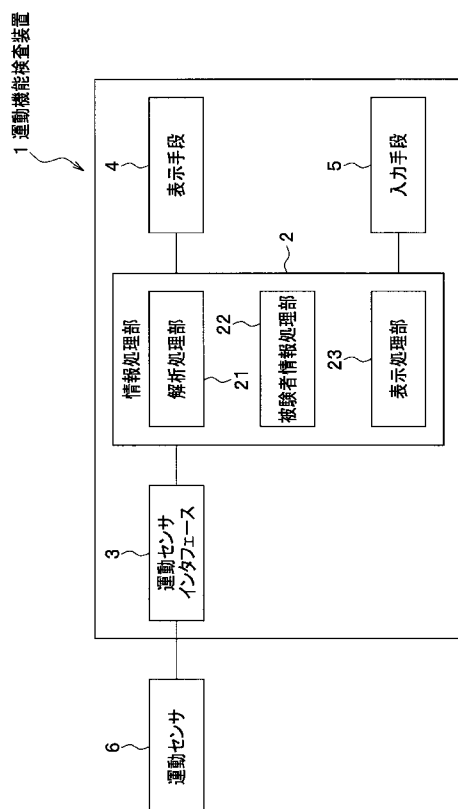
【0095】

- 1 運動機能検査装置
- 2 情報処理部
- 3 運動センサインタフェース
- 4 表示手段
- 5 入力手段
- 6 運動センサ
- 21 解析処理部（解析手段）
- 22 被験者情報処理部
- 23 表示処理部
- 211 運動波形生成手段
- 212, 312 位相比較手段
- 212a 周波数解析区間抽出手段
- 212b 周波数解析手段
- 212c, 312d 位相差算出手段
- 312a ピーク点抽出手段
- 312b ピーク時間差算出手段
- 312c チャンネル間時間差算出手段（運動波形間時間差算出手段）

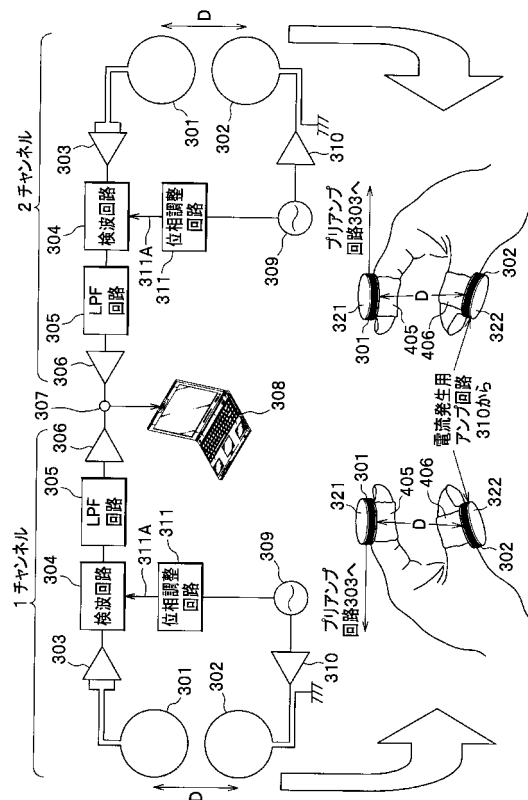
30

40

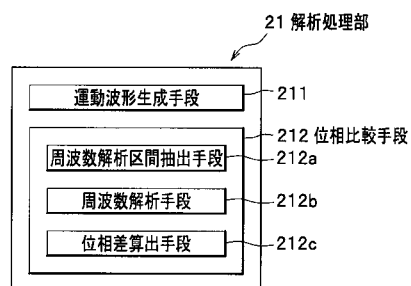
【图 1】



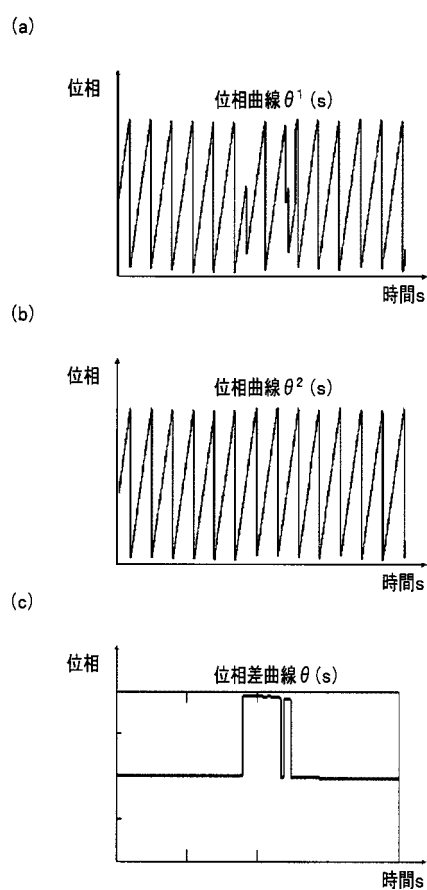
【圖 2】



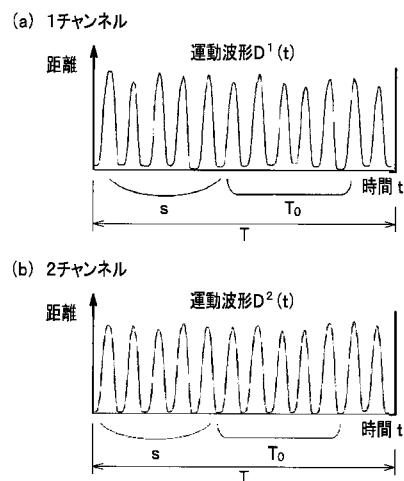
【 図 3 】



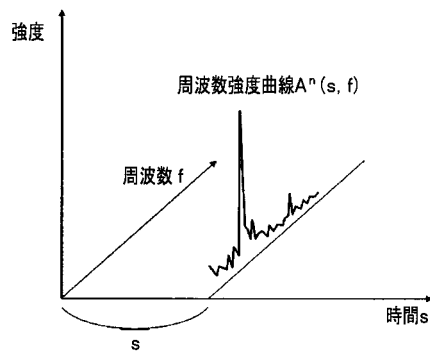
【 図 5 】



【 図 4 】

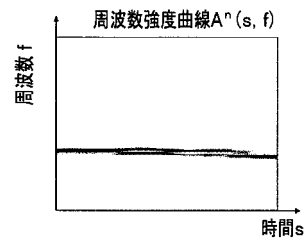


【図 6】

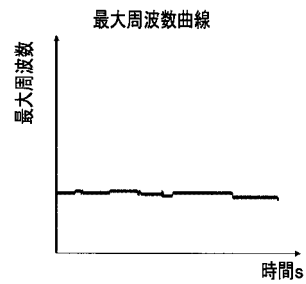


【図 7】

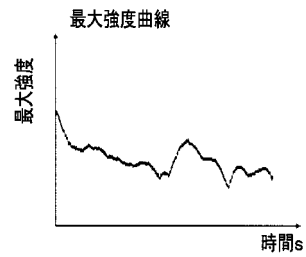
(a)



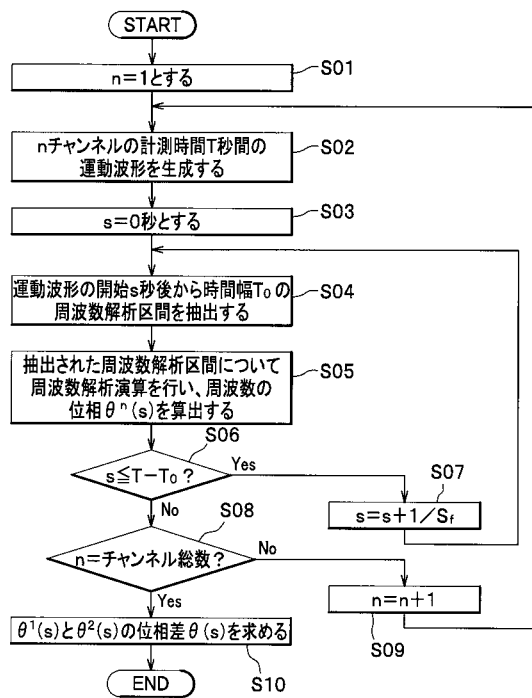
(b)



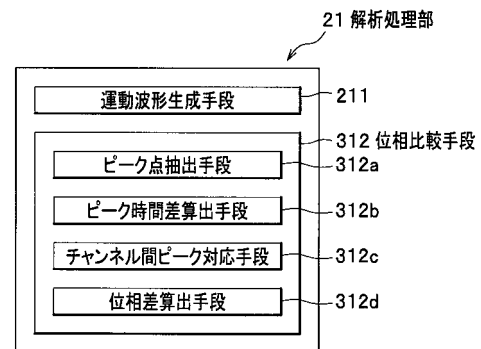
(c)



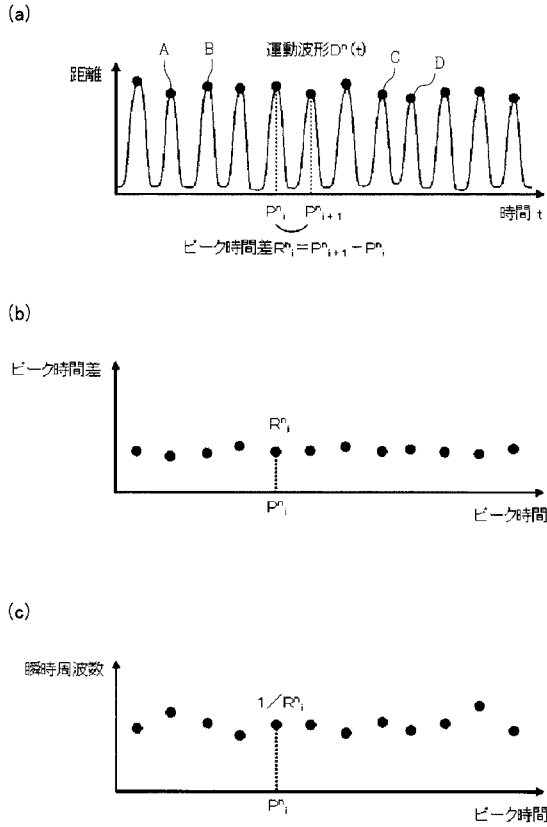
【図 8】



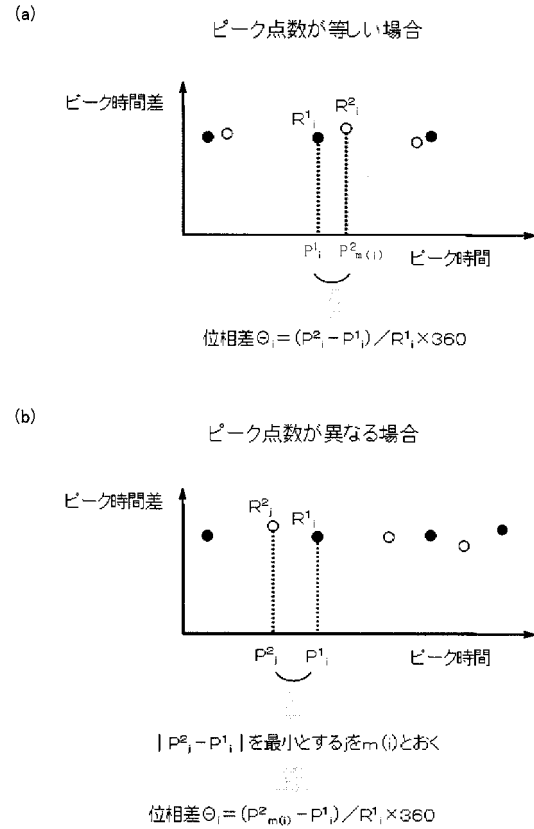
【図 9】



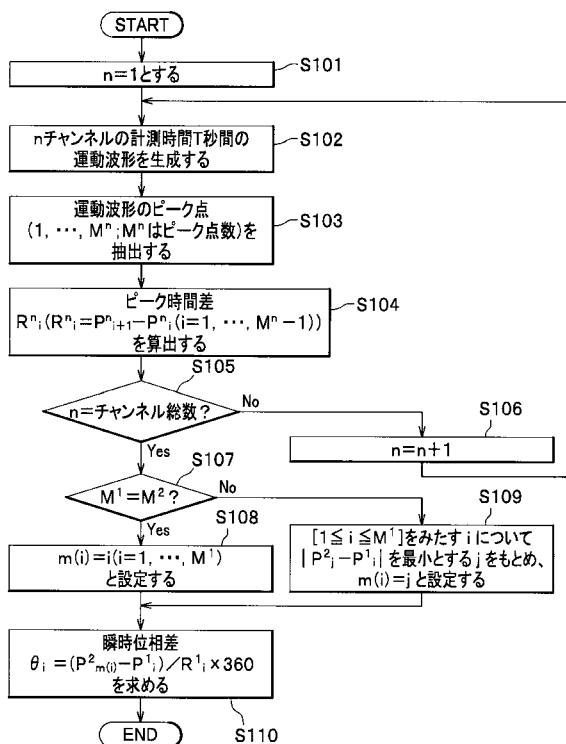
【図 10】



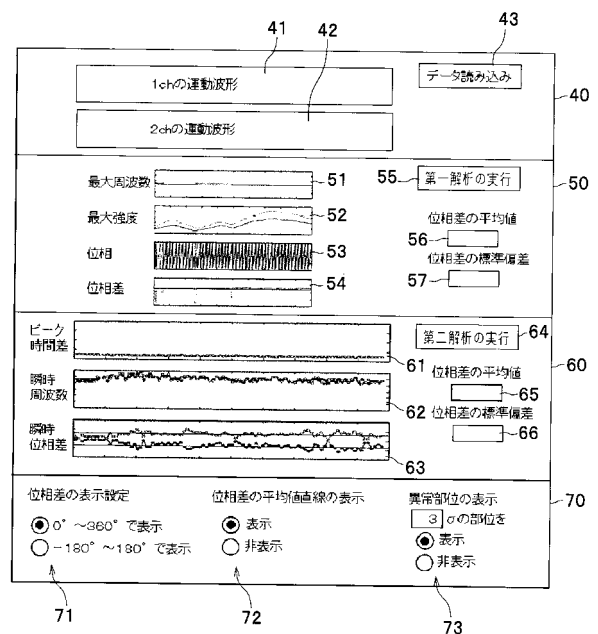
【図 11】



【図 12】

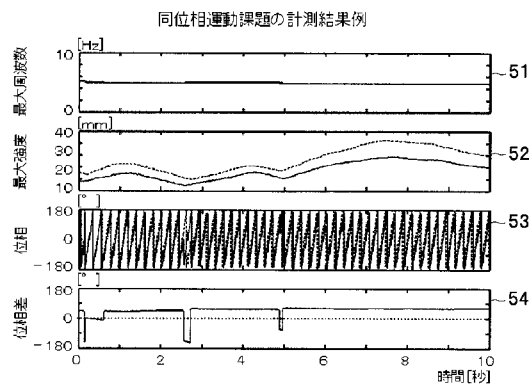


【図 13】

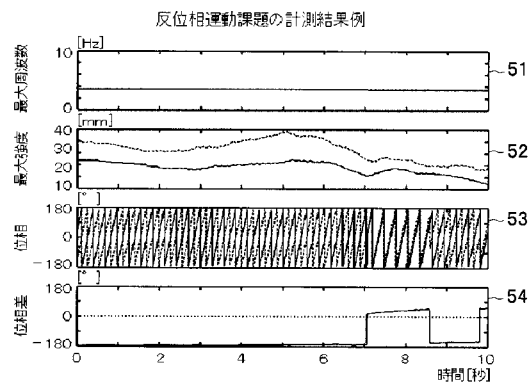


【図 14】

(a)

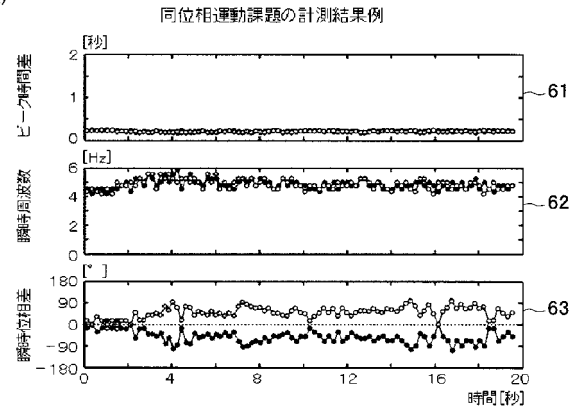


(b)

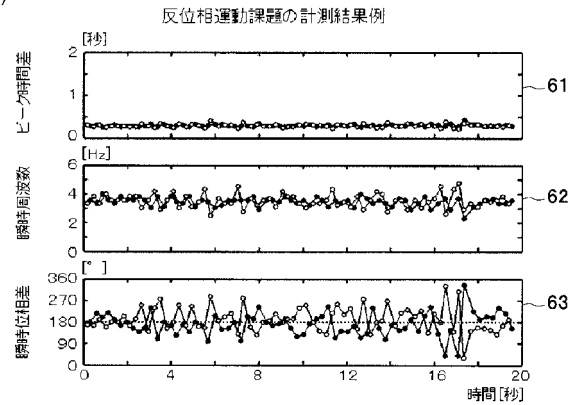


【図 15】

(a)

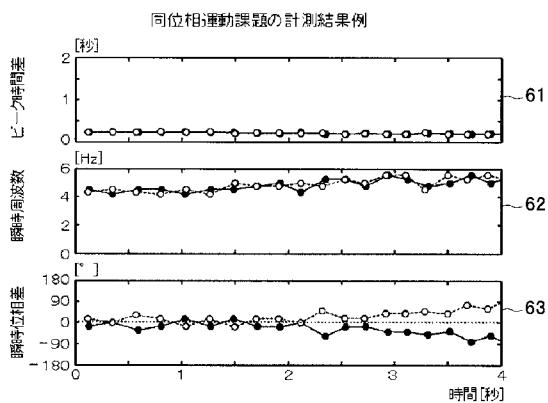


(b)

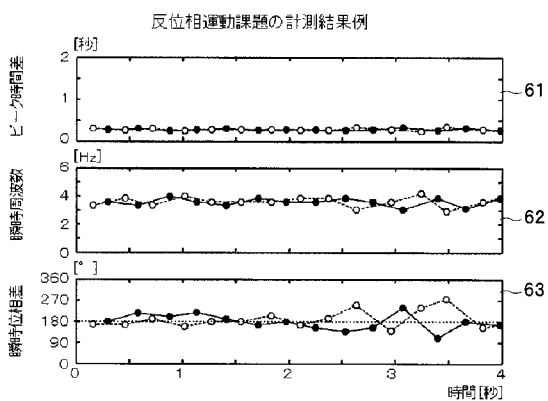


【図 16】

(a)



(b)



フロントページの続き

(72)発明者 緒方 邦臣

埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2 5 2 0 番地

株式会社日立製作所基礎研究所内

F ターム(参考) 4C038 VA04 VB13 VC20