

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6168488号
(P6168488)

(45) 発行日 平成29年7月26日(2017.7.26)

(24) 登録日 平成29年7月7日(2017.7.7)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/11 (2006.01) A 6 1 B 5/10 3 1 0 G
A 6 1 N 1/36 (2006.01) A 6 1 N 1/36

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2012-185722 (P2012-185722)	(73) 特許権者	314012076 パナソニックIPマネジメント株式会社 大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号
(22) 出願日	平成24年8月24日(2012.8.24)	(74) 代理人	100105957 弁理士 恩田 誠
(65) 公開番号	特開2014-42605 (P2014-42605A)	(74) 代理人	100068755 弁理士 恩田 博宣
(43) 公開日	平成26年3月13日(2014.3.13)	(72) 発明者	市村 亮 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社 内
審査請求日	平成27年3月10日(2015.3.10)	(72) 発明者	三原 泉 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社 内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体動検出装置及びこれを備える電気刺激装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

人体の対称な動作の中心となる面である基準面に対して対称な位置に設けられ、人体の関節を跨ぐ部位に装着された複数のセンサを有して人体の体動を検出する検出部と、該検出部の出力信号に基づいて人体の歩行動作を判別する判別部と、前記複数のセンサが設けられた装着部と、を備えた装置であって、前記装着部は、大腿部に取り付けられる大腿装着部と、下腿部に取り付けられる下腿装着部と、前記大腿装着部及び前記下腿装着部を互いに連結する連結部と、を有し、前記判別部は、前記複数のセンサの出力信号を組み合わせることによって、1歩行周期における立脚期および複数の遊脚期を判別することを特徴とする体動検出装置。

【請求項2】

請求項1に記載の体動検出装置において、前記大腿装着部に設けられた前記センサは加速度センサであり、前記下腿装着部に設けられた前記センサは角速度センサであることを特徴とする体動検出装置。

【請求項3】

請求項1または2に記載の体動検出装置において、前記大腿装着部は、膝側部分に形成された凹部を有し、前記下腿装着部は、膝側部分に形成された凹部を有し、

前記装着部は、前記大腿装着部の凹部、前記下腿装着部の凹部及び前記連結部により囲まれる装着孔を有することを特徴とする体動検出装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の体動検出装置において、前記基準面が、正面から見た人体を左右均等に分割する中心の面である正中面からなることを特徴とする体動検出装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の体動検出装置において、前記基準面により分割された人体の一方に装着された 1 つ以上の前記センサの検出結果に基づいて人体の一方の脚の歩行動作判別を行う第 1 判別部と、前記基準面により分割された人体の他方に装着された 1 つ以上の前記センサの検出結果に基づいて人体の他方の脚の歩行動作判別を行う第 2 判別部と、をさらに備え、前記判別部は、前記第 1 判別部の判別結果を示す判別情報に前記第 2 判別部の判定結果を示す判別情報を加味して、人体の一方の脚の歩行動作を判別することを特徴とする体動検出装置。

10

【請求項 6】

人体に電気刺激を付与する電気刺激部と、人体の歩行動作に基づき前記電気刺激部を制御することにより人体に付与する電気刺激を制御する電気制御部とを備えた電気刺激装置であって、

20

前記電気制御部は、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の体動検出装置により判定された前記人体の歩行動作に基づいて前記電気刺激の制御を行うことを特徴とする電気刺激装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、主に歩行状態を検出する体動検出装置及び該体動検出装置を用いた電気刺激装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

30

従来、体動検出装置として、例えば、使用者の身体に装着した加速度センサ等の検出部からの出力信号に基づいて歩行状態を検出するものがある（例えば、特許文献 1 参照）。そして、体動検出装置により検出された歩行状態に基づいて、例えば、左右脚の動作等の使用者の身体のバランスの評価や、検出された歩行状態に応じた物理刺激の付与などが行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2002 - 355236 号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、上記した体動検出装置では、評価をより適切に行うために動作の詳細を検出できる装置が望まれている。そこで、例えば、人体の一方の脚に装着されたセンサの検出結果に基づいて、一方の脚の動作状態の判別を行うことも検討されている。しかし、歩行状態等の人体の動作を検出するにあたり、これだけの情報から判別精度を上げることはそもそも無理がある。

【0005】

本発明は、上記課題を解決するためになされたものであって、その目的は、歩行状態を詳細に検出可能な体動検出装置及び該体動検出装置を用いた電気刺激装置を提供すること

50

にある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、本発明の体動検出装置は、人体の対称な動作の中心となる面である基準面に対して対称な位置に設けられ、人体の関節を跨ぐ部位に装着された複数のセンサを有して人体の体動を検出する検出部と、該検出部の出力信号に基づいて人体の歩行動作を判別する判別部と、前記複数のセンサが設けられた装着部と、を備えた装置であって、前記装着部は、大腿部に取り付けられる大腿装着部と、下腿部に取り付けられる下腿装着部と、前記大腿装着部及び前記下腿装着部を互いに連結する連結部と、を有し、前記判別部は、前記複数のセンサの出力信号を組み合わせることによって、1歩行周期における立脚期および複数の遊脚期を判別する。

10

【0007】

この体動検出装置においては、前記大腿装着部に設けられた前記センサは加速度センサであり、前記下腿装着部に設けられた前記センサは角速度センサであることが好ましい。

この体動検出装置においては、前記大腿装着部は、膝側部分に形成された凹部を有し、前記下腿装着部は、膝側部分に形成された凹部を有し、前記装着部は、前記大腿装着部の凹部、前記下腿装着部の凹部及び前記連結部により囲まれる装着孔を有することが好ましい。

【0008】

この体動検出装置においては、前記基準面が、正面から見た人体を左右均等に分割する中心の面である正中面からなることが好ましい。

20

【0010】

この体動検出装置においては、前記基準面により分割された人体の一方に装着された1つ以上の前記センサの検出結果に基づいて人体の一方の脚の歩行動作判別を行う第1判別部と、前記基準面により分割された人体の他方に装着された1つ以上の前記センサの検出結果に基づいて人体の他方の脚の歩行動作判別を行う第2判別部と、をさらに備え、前記判別部は、前記第1判別部の判別結果を示す判別情報に前記第2判別部の判定結果を示す判別情報を加味して、人体の一方の脚の歩行動作を判別することが好ましい。

【0011】

上記課題を解決するために、本発明の電気刺激装置は、人体に電気刺激を付与する電気刺激部と、人体の歩行動作に基づき前記電気刺激部を制御することにより人体に付与する電気刺激を制御する電気制御部とを備えた電気刺激装置であって、前記電気制御部は、体動検出装置により判定された前記人体の歩行動作に基づいて前記電気刺激の制御を行う。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】(a)は第1の実施形態の体動検出装置が装着された人体の正面図、(b)は体動検出装置の概略構成図。

【図2】第1の実施形態の装着部の背面図である。

【図3】第1の実施形態の体動検出装置の構成図である。

【図4】(a)は歩行動作の一例を示す図、(b)は右脚の1歩行周期の一例を示す図である。

40

【図5】第1の実施形態の体動検出装置の出力信号と判別区間との関係を示すグラフである。

【図6】第1の実施形態の制御部の処理の流れを示すフローチャートである。

【図7】1歩行周期における下腿部の動作例を示す図である。

【図8】第2の実施形態の体動検出装置の構成図である。

【図9】第2の実施形態の体動検出装置による歩行動作の判別態様を示すタイムチャートであり、(a)は第1判別部の判別結果を示す図、(b)は第2判別部の判別結果を示す図、(c)は統合論理演算部の判別結果を示す図である。

【図10】第3の実施形態の装着部の背面図である。

50

【図 1 1】第 3 の実施形態の体動検出装置の構成図である。

【図 1 2】第 3 の実施形態の制御部の処理の流れを示すフローチャートである。

【図 1 3】第 3 の実施形態の体動検出装置の出力信号と判別区間と電気信号との関係を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

(第 1 の実施形態)

以下、本発明を具体化した第 1 の実施形態について図 1 ~ 図 7 を参照して説明する。

図 1 (a) に示すように、本実施形態の体動検出装置は、例えば使用者の大腿部及び膝部の物理量の変位を検出するセンサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 を備える。そして、体動判定装置は、センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 の検出結果に基づいて使用者の歩行状態を検出するものである。

10

【0014】

図 1 (b) に示すように、体動検出装置 10 は、サポータ型の装置として使用者の左右の下肢に取り付けられる装着部 11 と、本体部 12 とを有する。なお、左右両足に取り付けられる体動検出装置 10 は、同一の構造であるため左足のみを図示して説明する。

【0015】

装着部 11 は、大腿部に取り付けられる大腿装着部 21 と、下腿部に取り付けられる下腿装着部 22 とを有している。また、装着部 11 は、大腿装着部 21 及び下腿装着部 22 を互いに連結する一対の連結部 23 a , 23 b とを有している。

20

【0016】

図 2 に示すように、大腿装着部 21 は、大腿部の正面部分及び側面の一部を覆う大腿正面部 24 と、大腿正面部 24 の両端部分に形成された一対の大腿背面部 25 , 26 とを有している。大腿正面部 24 は、大腿部の形状に合わせて形成され膝側部分 (図 2 において下端側) に凹部 24 a が形成されている。大腿背面部 25 , 26 は、大腿正面部 24 の両端から帯状に形成されて、各先端部 25 a , 26 a には接続部 25 b , 26 b が設けられている。接続部 25 b , 26 b は、例えばマジックテープ (登録商標) 等の面ファスナーである。大腿装着部 21 は、各大腿背面部 25 , 26 の接続部 25 b , 26 b が大腿部の背面部分で互いに接続されて使用者の大腿部に装着される。

【0017】

下腿装着部 22 は、下腿部の正面部分及び側面の一部を覆う下腿正面部 27 と、下腿正面部 27 の両端部分 (図 2 において左右両端) に形成された一対の下腿背面部 28 , 29 とを有している。下腿正面部 27 は、下腿部の形状に合わせて形成され膝側部分 (図 2 において上端側) に凹部 27 a が形成されている。下腿背面部 28 , 29 は、下腿正面部 27 の両端から帯状に形成されて、各先端部 28 a , 29 a には接続部 28 b , 29 b が設けられている。接続部 28 b , 29 b は、例えばマジックテープ (登録商標) 等の面ファスナーである。下腿装着部 22 は、各下腿背面部 28 , 29 の接続部 28 b , 29 b が下腿部の背面部分で互いに接続されて使用者の下腿部に装着される。

30

【0018】

連結部 23 a , 23 b は、例えば伸縮性を有する部材から形成され、大腿装着部 21 及び下腿装着部 22 の左右両端部分をそれぞれ連結するように形成されている。連結部 23 a , 23 b により一体化された装着部 11 には、大腿正面部 24 の凹部 24 a 、下腿正面部 27 の凹部 27 a 及び連結部 23 a , 23 b とで囲まれる装着孔 31 が形成される。体動検出装置 10 の装着時には、使用者の膝の正面部分がこの装着孔 31 から露出するようになり、歩行動作の膝関節の曲げ動作が容易となる。

40

【0019】

大腿正面部 24 及び下腿正面部 27 には、略中央部分に挿入部 32 , 33 が設けられ、この挿入部 32 , 33 にはセンサ S L 1 , S L 2 がそれぞれ配置されている。なお、右足においては、センサ S L 1 , S L 2 と対称な位置に S R 1 , S R 2 がそれぞれ配置されている。大腿正面部 24 に設けられたセンサ S L 1 , S R 1 は、例えば加速度センサである

50

。下腿正面部 27 に設けられたセンサ S L 2 , S R 2 は、例えば角速度センサである。例えば、センサ S L 1 , S R 1 (加速度センサ) は、歩行動作において股関節を中心に回転する大腿部の加速度を出力する。また、例えば、センサ S L 2 , S R 2 (角速度センサ) は、膝関節を中心に回転する下腿部の角速度を出力する。体動検出装置 10 は、このように構成されたセンサ S L 1 , S L 2 (S R 1 , S R 2) の出力信号を用いて歩行状態 (膝関節の変位) を検出する。なお、センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 は、同じ種類のセンサを用いてもよい。また、各センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 は、ロータリーエンコーダ、ポテンショメータ、ゴニオメータ、加速度センサ、ジャイロセンサなどを用いてもよい。センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 は、接続ケーブル 13 を介して本体部 12 と電気的に接続されている。本体部 12 は、各種情報が表示される表示部 43 と、各種操作が行われる操作部 44 とを備えている。

10

【 0020 】

図 1 (a) に示すように、左下股の上部に装着されるセンサ S L 1 と右下股の上部に装着されるセンサ S R 1 とは、基準面に対して対称な位置に配置される。基準面は、人体の対称的な動作の中心となる面である。詳述すると、基準面は、歩行方向から見た使用者の身体を左右均等に分割する身体の中心の面である正中面 O からなる。また、使用者の左下股の下部に装着されるセンサ S L 2 と右下股の下部に装着されるセンサ S R 2 とは、基準面に対して対称な位置に配置される。

【 0021 】

左下股に装着された 2 つのセンサ S L 1 , S L 2 は、使用者の左足の動作を検出する第 1 検出部 S L を構成する。右下股に装着された 2 つのセンサ S R 1 , S R 2 は、使用者の右足の動作を検出する第 2 検出部 S R を構成する。なお、第 1 検出部 S L , 第 2 検出部 S R によって、上記検出部が構成される。

20

【 0022 】

図 3 に示すように、本体部 12 は、制御部 41 と、表示部 43 と、操作部 44 と、電源部 45 とを有する。

制御部 41 は、演算処理部 46 と、判別部 47 とを有している。演算処理部 46 は、センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 に接続されている。

【 0023 】

センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 は、図 4 (a) , (b) に示す立脚期及び遊脚期からなる 1 歩行周期の歩行動作を検出する。

30

図 3 に示すように、演算処理部 46 には、正中面 O により分割された一方の領域の歩行動作の検出結果を示すセンサ S L 1 の出力信号 I L 1 , センサ S L 2 の出力信号 I L 2 が入力される。また、演算処理部 46 には、正中面 O により分割された他方の領域の歩行動作の検出結果を示すセンサ S R 1 の出力信号 I R 1 , センサ S R 2 の出力信号 I R 2 が入力される。

【 0024 】

演算処理部 46 は、入力された出力信号 I L 1 , I L 2 , I R 1 , I R 2 に対して信号処理を行う。演算処理部 46 は、信号処理として、例えば、高周波成分等のノイズの除去、移動平均値の算出及び周波数解析などを行う。

40

【 0025 】

演算処理部 46 は、正中面 O に対称なセンサ S L 1 , S L 2 の出力信号 I L 1 , I L 2 とセンサ S R 1 , S R 2 の出力信号 I R 1 , I R 2 とを組み合わせる処理を行う。演算処理部 46 は、組み合わせる処理として、例えば、出力信号 I L 1 と出力信号 I R 1 との減算処理 (I L 1 - I R 1) や加算処理 (I L 1 + I R 1) を実行する。演算処理部 46 は、組み合わせる処理として、例えば、出力信号 I L 2 と出力信号 I R 2 との減算処理 (I L 2 - I R 2) や加算処理 (I L 2 + I R 2) を実行する。

【 0026 】

また、例えば、演算処理部 46 は、出力信号 I L 1 , I L 2 , I R 1 , I R 2 を、以下の式 (1) に基づき組み合わせることにより、信号 Z 1 を生成する。

50

$$Z 1 = a X 1 + b X 2 + c X 3 + d X 4 + \dots + C$$

なお、変数 $X 1 \sim X 4$ には、出力信号 $I L 1, I L 2, I R 1, I R 2$ が代入される。また、変数 $X 1 \sim X 4$ には、第 1 検出部 $S L$ の出力信号 $I L 1, I L 2$ と第 2 検出部 $S R$ の出力信号 $I R 1, I R 2$ とが組み合わされた値等が代入される。また、変数 $X 1 \sim X 4$ の値は、各判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ における出力信号 $I L 1, I L 2, I R 1, I R 2$ の特徴的な値である。この特徴的な値とは、例えば、移動平均値、微分値、他の特徴的な値と所定の演算を施して算出される値（例えば、 $X 1 - X 4, X 1 + X 2$ ）などの連続的に得られる値である。また、判別式 $Z 1$ は、各判別区間 $H 2 a \sim H 2 d$ において設定値（係数 $a \sim d$ ）が変更される。

10

【 0 0 2 7 】

係数 $a \sim d$ 及び定数 C の値は、例えば、多変数解析手法の 1 手法である判別分析法を用いて設定される。例えば、複数の被験者に対して事前に歩行テストを行って、各判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ における変数 $X 1 \sim X 4$ を算出する。

【 0 0 2 8 】

この歩行テストにおける判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ の検出には、例えば、センサ $S L 1, S L 2, S R 1, S R 2$ の他に別のセンサ（圧力センサ）が用いられる。そして、判別分析法に基づいて算出された判別式 $Z 1$ に変数 $X 1 \sim X 4$ が代入されて、一つのグラフに全判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ の特徴的な値が表される（グループ化される）。係数 $a \sim d$ は、上記した判別式 $Z 1$ が、このグラフにおいてグループ化された各判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ の特徴的な値の境界を示すように設定される。つまり、判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ が異なる場合に、異なる値の係数 $a \sim d$ が設定される。なお、定数 C は、判別式 $Z 1$ の値を調整する値である。このように設定された判別式 $Z 1$ は、各判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ の境界において所定の値（例えば、 $Z 1 = 0$ ）となる。

20

【 0 0 2 9 】

比較部 4 9 は、各判別区間で異なる閾値で、 $Z 1$ が閾値より大きい、又は小さいかで、演算処理部 4 6 により演算された信号の値がどの区間に属しているかを判定する。

演算処理部 4 6 は、処理結果を判別部 4 7 に出力する。また、演算処理部 4 6 は、組み合わせ処理を行う前の出力信号 $I L 1, I L 2, I R 1, I R 2$ も判別部 4 7 に出力する。

30

【 0 0 3 0 】

判別部 4 7 は、比較部 4 9 と、論理演算部 5 0 とを有する。判別部 4 7 は、比較部 4 9 及び論理演算部 5 0 を用いて、演算処理部 4 6 により処理された出力信号 $I L 1, I L 2, I R 1, I R 2$ 等に対する判定を行う。これにより、判別部 4 7 は、図 3 に示した 1 歩行周期（立脚期及び遊脚期）の歩行動作から、図 5 示す複数の判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ を検出する。そして、判別部 4 7 は、例えば、歩行動作に伴って判別区間 $H 1 a$ から判別区間 $H 1 b$ に切り替わったと判定した場合に、出力信号をハイレベルからローレベルに変更する制御を行う。

【 0 0 3 1 】

40

表示部 4 3 には、例えば、各判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ における使用者の歩行状態の判定結果などが表示される。また、表示部 4 3 には、例えば、判別区間 $H 1 a \sim H 1 c$ の左右の脚の動作の違いや、左右の脚の動作の違いに基づく歩行動作の評価結果が表示される。なお、表示部 4 3 に表示される判定対象とする動作は、操作部 4 4 を用いて使用者が変更可能となっている。

【 0 0 3 2 】

電源部 4 5 は、センサ $S L 1, S L 2, S R 1, S R 2$ 、制御部 4 1 及び操作部 4 4 に対して駆動電流を供給する。電源部 4 5 は、例えば充電式バッテリー、乾電池及び商用電源の供給に基づいて所要の駆動電流を生成する電源回路などである。

【 0 0 3 3 】

50

次に、人体の歩行動作について図4を参照して説明する。

1歩行周期は、使用者の一方側の足の踵が接地して、次に同じ側の踵が再度接地するまでの動作（周期）を示す。また、1歩行周期における使用者の足が床に接している期間が立脚期、足が床から離れている期間が遊脚期となる。例えば図4、図5に歩行周期の各脚の状態が示されたように、歩行動作は、一方の脚が立脚期の場合、他方の脚の状態は遊脚期となる。そして、他方の脚は、一方の脚に経時的にずれて立脚期となる。そのため、基本的に1歩行周期中には、両方の足が地面に接する状態が発生する。

【0034】

次に、体動検出装置10の動作を図3、図5を参照して説明する。

制御部41は、使用者の歩行動作に伴うセンサSL1、SL2、SR1、SR2からの出力信号IL1、IL2、IR1、IR2を取得する。すると制御部41は、出力信号IL1、IL2、IR1、IR2に基づき、1歩行周期から立脚期及び複数の遊脚期である判別区間H1a~H1cを検出する（図5参照）。そして、制御部41は、この判別区間H1a~H1cに基づいて使用者の歩行状態を判定する。

10

【0035】

次に、上記した動作の詳細を、図6に示すフローチャートに従って説明する。

センサSL1、SL2、SR1、SR2は、使用者が歩行動作を行うと、歩行動作に伴う使用者、すなわち人体の物理量の変位を検出する。センサSL1、SL2、SR1、SR2は、検出結果を示す出力信号IL1、IL2、IR1、IR2を、演算処理部46に出力する（ステップ51）。

20

【0036】

次いで、演算処理部46は、例えば、正中面Oにより分割配置されたセンサSL1、SL2、SR1、SR2の出力信号IL1、IL2と出力信号IR1、IR2とを組み合わせる処理を行う。また、演算処理部46は、組み合わせた信号と組み合わせられる以前の信号とに対する信号処理を行う（ステップ52）。演算処理部46は、信号処理を施した信号を判別部47に出力する。

【0037】

次いで、判別部47は、入力された信号と1歩行周期を歩行動作の特性毎に分割するための閾値とに基づいて、複数の判別区間H1a~H1cを1歩行周期から検出する。判別部47は、1歩行周期を、図5に示す立脚期である判別区間H1aと複数の遊脚期である判別区間H1b、H1cとに判別する。判別部47は、例えば、出力信号IL1、IR1との減算結果として図5に推移IL1-IR1として示す信号と、規定された閾値TH1、TH2、TH3、TH4とを、比較部49に比較させる。判別部47は、比較結果に基づき、推移IL1-IR1が閾値TH1もしくはTH2を超えている期間を立脚期と判別する。比較部49は、各出力信号が閾値TH1、TH2より小さかった場合には、推移IL1-IR1を「1」（ハイレベル）とする。また、比較部49は、各出力信号が閾値以上であった場合には推移IL1-IR1を「0」（ローレベル）とする。そして、比較部49は、「1」もしくは「0」を示す信号を論理演算部50に出力する。なお、閾値TH1、TH2、TH3、TH4は、1歩行周期において一定の値である。

30

【0038】

次に、図6に示すステップ54において、論理演算部50は、比較部49から入力された判定信号の論理演算を行う。判別部47は、論理演算部50の出力結果から判別区間H1a~H1cを検出する（ステップ55）。

40

【0039】

論理演算部50は、立脚期のうち、推移IL1-IR1が閾値TH1を超えている期間T12を立脚期前期と判別する。さらに、論理演算部50は、一旦閾値TH1以下となって以降の期間であって閾値TH2を超えている期間T23を、立脚期後期と判別する。そして、判別部47は、論理演算部50の判別結果に基づき、立脚期前期T12及び立脚期後期T23からなる期間を、判別区間H1aと規定する。なお、立脚期前期は、1歩行周期中に一方の足の踵で接地して、踵が地面から離れるまで状態（区間）である。また、立

50

脚期後期は、1歩行周期中に一方の足の踵が地面から離れて、つま先が地面から離れるまで状態（区間）である。

【0040】

論理演算部50は、立脚期後期に後続する期間であって閾値TH3以下となる期間T34を、遊脚期前期と判別する。また、論理演算部50は、遊脚期前期に後続する期間であり、閾値TH3を超えてかつ閾値TH4以下となる期間T40を、遊脚期後期と判別する。そして、判別部47は、論理演算部50の判別結果に基づき、遊脚期前期を判別区間H1b、遊脚期後期を判別区間H1cと規定する。

【0041】

なお、閾値TH1, TH2, TH3, TH4に基づき判別された区間が、1歩行周期に立脚期前期が複数含まれるなど、1歩行周期において共通する複数の区間を示す場合も起こり得る。この場合、論理演算部50は、判別に用いた判別信号とは異なる判別信号を別途取得する。そして、論理演算部50は、この取得した判別信号を論理演算することにより判別区間H1a~H1cを特定する。

10

【0042】

なお、閾値TH1, TH2, TH3, TH4は、例えば、複数の被験者に対して事前に行われた歩行テストをもとに設定される。歩行テストは、例えば、被験者の身体にセンサSL1, SL2, SR1, SR2の他に別のセンサ（例えば、圧力センサ）が設けられて行われる。この別のセンサは、歩行テストにおいて、判別区間H1a~H1cを検出するために設けられる。例えば、足裏に設けられた圧力センサにより、1歩行周期において足が地面に接地している期間を検出し、その期間が立脚期、即ち判別区間H1aとされる。このような別のセンサで検出した判別区間H1a~H1cに応じて、各被験者の出力信号の値が取得される。そして、例えば、判別区間H1a~H1cの境界における出力信号の値の平均値が算出され、その結果が閾値TH1, TH2, TH3, TH4として設定される。例えば、閾値TH2には、図5に示すように、出力信号に対して立脚期後期と、その前後の区間（立脚期前期と遊脚期前期）とを判定する値が設定されている。従って、閾値TH2は、歩行テストにおける複数の被験者の立脚期前期と、その前後の区間との境界における出力信号の値の平均値から設定される。なお、閾値TH1, TH2, TH3, TH4の設定は、境界の値に限らず、例えば、各判別区間H1a~H1cのそれぞれの区間全体における各出力信号の値の平均値に基づいて設定されてもよい。

20

30

【0043】

次に、体動検出装置10の作用について説明する。

上記した体動検出装置10は、使用者の基準面を跨ぐ領域に配置されたセンサSL1, SL2とセンサSR1, SR2とを備える。センサSL1, SL2, SR1, SR2は、左右対称な歩行動作を検出する。判別部47は、センサSL1, SL2, SR1, SR2によって検出された複数の出力信号IL1, IL2, IR1, IR2を組み合わせ使用して使用者の歩行動作を判別する。従って、歩行動作の判別に用いられるデータ量が増加し、高精度な判別が可能となる。

【0044】

また、正中面Oを跨いだ使用者の部位同士、例えば使用者の脚の左右のバランスが評価される場合にも、他方の脚の状態も含めた評価が可能となる。この評価としては例えば、一方の脚を評価する場合に他方の状態との交互作用を含めた評価が可能となる。

40

【0045】

また、センサSL1, SL2とセンサSR1, SR2とが、左右対称に行われる歩行動作の境界となる正中面Oに対して対称な位置に配置された。つまり、人体の動作は、歩行方向から見た人体を均等に分割する正中面Oに対して平行な動きが多い。また、人体の動作は、正中面Oにより分割された部位（例えば、左肢、右肢）において同様なものとなる傾向が強い。例えば、椅子に座る動作は、主に立位の状態から左右の膝が伸展し、座面に近くなった場合に膝が屈曲するなど、左右の脚が同時に動作する。このため、センサSL1, SL2, SR1, SR2の検出結果が組み合わせられることで、同時に動作する人体

50

の各部位の動きを示す検出結果に基づいた動作判別が行われる。これにより、判別部 47 には、一方の脚に装着されたセンサ S L 1 , S L 2 の出力信号 I L 1 , I L 2 と他方の脚に装着されたセンサ S R 1 , S R 2 の出力信号 I R 1 , I R 2 とが入力される。従って、センサ S L 1 , S L 2 の出力信号 I L 1 , I L 2 のみが用いられる構成に対し、判別部 47 に入力される信号のデータ量が 2 倍になる。これにより、使用者の歩行動作がより正確に判別されることとなる。

【 0 0 4 6 】

また、人体の動作は、正中面 O に対し、各部位の動きが類似する。しかし、動作のリズム、位相差が異なる場合、例えば歩行時の腰側面の動きは左右で位相差が約 180 度ずれた動きとなる。従って、一方のセンサ S L 1 , S L 2 (S R 1 , S R 2) の検出結果では 10
動作の判別が困難な場合でも、他方のセンサ S R 1 , S R 2 (S L 1 , S L 2) の検出結果が利用される。これにより、従来では判別が困難であった動作も判別され易くなる。

【 0 0 4 7 】

体動検出装置 10 は、使用者 (人体) の一方の肢部分に装着されたセンサ S L 1 , S L 2 と使用者の一方の肢部分に装着されたセンサ S R 1 , S R 2 とを備える。つまり、センサ S L 1 等が人体の左右に共通して存在する肢に装着されると、例えばセンサ S L 1 等が使用者の腰に装着された場合よりもセンサ値の変動が多くなる。このため、取得可能なデータ量が増大する。また、基本的に動作を判別する場合にセンサ値の基準となる姿勢状態を設けて判別を行う手法も存在する。しかし、この手法では、該姿勢状態のときに取得されるセンサ値と他の動作時のセンサ値の差が少ない。このため、こうした手法では、歩行 20
動作を高精度に判別することは困難である。これに対し、左右の股に装着されるセンサ S L 1 , S L 2 とセンサ S R 1 , S R 2 との各センサ値は、十分な差分を有する。以上より、人体の左右に共通して存在する左右の肢にセンサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 が装着されることで、動作判別がより高精度に行われることとなる。

【 0 0 4 8 】

体動検出装置 10 は、正中面 O に対称な位置に装着されたセンサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 の出力信号を組み合わせる。そして、体動検出装置 10 は、組み合わせることで得られる信号に基づいて人体の一方の肢の動作判別を行う。例えば、左右共通の人体の部位 (例えば足、脚) が同時の動きをしている立位の状態、つまり両足裏が地面に接している状態を想定する。この想定では、一方の足裏が接している状態を判別できたとしても 30
、他方の足裏が地面に接している状態を判別することは困難である。そこで例えば、一方の脚に装着されたセンサにより一方の脚の状態が取得され、他方の脚に装着されたセンサにより他方の脚の状態が取得される手法も想定される。この手法では、各センサのセンサ値をもとに左右の脚の状態が判別され、この判別結果をもとに人体の状態が判別される。しかし、この手法では、左右の脚のそれぞれの状態が個別に判別され、その後人体全体の動作が判別されるため、人体全体の動作判別が迅速に行われぬ。一方、体動検出装置 10 は、組み合わせることで得られた信号に基づいて人体の一方の肢の動作判別を行うことで、立位の判別を高精度かつ迅速に行うことが可能である。

【 0 0 4 9 】

体動検出装置 10 は、閾値 T H 1 , T H 2 , T H 3 , T H 4 を用いて 1 歩行周期 (立脚期及び遊脚期) を分割する判別部 47 を備える。この閾値 T H 1 , T H 2 , T H 3 , T H 4 は、遊脚期を更に分割した所望の区間 (判別区間 H 1 b , H 1 c) が検出可能な値が設定されている。従って、1 歩行周期を複数の判別区間 H 1 a ~ H 1 c に分割することで、その判別区間 H 1 a ~ H 1 c に基づいて身体のバランス等の評価を適切に行うことができる。 40

【 0 0 5 0 】

また、体動検出装置 10 は、センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 が使用者の膝 (関節) を跨ぐ位置に設けられ膝関節の回転位置 (角速度等) を検出可能に構成されている。図 7 に示すように、例えば遊脚期の前期において、大腿部は、進行方向 B 1 と同じ向きに股関節を中心に回転する (回転方向 B 2) 。 50

【 0 0 5 1 】

センサ S L 1 , S R 1 (加速度センサ) は、回転方向 B 2 に対する大腿部の加速度を検出して出力信号 I L 1 , I R 1 として出力する。また、下腿部は、膝関節を中心に慣性力が働く方向 B 3 に回転する (回転方向 B 4) 。センサ S L 2 , S R 2 (角速度センサ) は、回転方向 B 4 に沿った下腿部の角速度を検出して出力信号 I L 2 , I R 2 として出力する。遊脚期の後期では、両部位ともに前期とは逆方向に回転する (回転方向 B 5 , B 6) 。そこで、上記した遊脚期における足の特徴的な動作を検出するように膝関節を跨ぐ部位にセンサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 が設けられる。これにより、判別区間 H 1 b , H 1 c の検出精度を向上させることができる。

【 0 0 5 2 】

この実施形態は、以下の効果を奏する。

(1) 体動検出装置 1 0 は、人体の基準面に対して対称な位置に装着されたセンサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 を検出部として備える。また、体動検出装置 1 0 は、センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 の出力信号 I L 1 , I L 2 , I R 1 , I R 2 を組み合わせることで人体の姿勢 (動作) を判別する判別部 4 7 を備える。これにより、歩行動作の判別に用いられるデータ量が増加し、高精度な判別が可能となる。

【 0 0 5 3 】

(2) 体動検出装置 1 0 は、歩行方向から見た人体を左右均等に分割する身体の中心の面 (正中面 O) を基準面とした。センサ S L 1 , S L 2 とセンサ S R 1 , S R 2 とがそれぞれ、正中面 O に対称に配置された。これにより、センサ S L 1 , S L 2 の出力信号 I L 1 , I L 2 のみが用いられる構成に対し、判別部 4 7 に入力される信号のデータ量が 2 倍になり、使用者の歩行動作がより正確に判別されることとなる。

【 0 0 5 4 】

(3) 体動検出装置 1 0 の検出部が、人体の一方の肢部分と他方の肢部分に各々設けられた複数のセンサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 により構成された。このため、体動検出装置 1 0 は、例えば歩行動作等の各種動作に伴う人体の変位を示す信号をより多く取得することが可能となる。これにより、体動検出装置 1 0 は、人体の動作を示す豊富なデータに基づいて動作判別を行うことが可能となり、動作判別をより詳細かつ高精度に行うことが可能となる。

【 0 0 5 5 】

(4) 体動検出装置 1 0 は、正中面 O に対称な位置に装着されたセンサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 の出力信号を組み合わせる。そして、体動検出装置 1 0 は、組み合わせることで得られる信号に基づいて人体の一方の肢の動作判別を行う。これにより、立位等をはじめとする各種動作の判別を高精度かつ迅速に行うことが可能である。

【 0 0 5 6 】

(第 2 の実施形態)

以下、本発明を具体化した第 2 実施の形態について図 8 , 図 9 を参照して説明する。

なお、本実施形態にかかる体動検出装置及び電気刺激装置も、その基本的な構成は第 1 実施の形態と同等である。よって、図 8 , 図 9 においても第 1 実施の形態と実質的に同一の要素にはそれぞれ同一の符号を付して示し、重複する説明は割愛する。

【 0 0 5 7 】

図 8 に示すように、本実施形態の体動検出装置 1 0 を構成する制御部 4 1 は、第 1 判別部 6 0 、第 2 判別部 7 0 、及び統合論理演算部 8 0 を有している。

第 1 判別部 6 0 は、正中面 O により分割された使用者の一方の半身に装着されたセンサ S L 1 , S L 2 からなる第 1 検出部 S L の検出結果に基づいて、使用者の一方の肢の動作判別を行う。第 1 判別部 6 0 は、比較部 6 1 と論理演算部 6 2 とを有している。比較部 6 1 は、演算処理部 4 6 により演算された第 1 検出部 S L の検出結果を示す信号の値が、1 歩行周期のうちどの判別区間に属しているかを判定する。論理演算部 6 2 は、比較部 6 1 が出力する判定信号の論理演算を行う。第 1 判別部 6 0 は、比較部 6 1 及び論理演算部 6 2 を用いて、演算処理部 4 6 により処理されたセンサ S L 1 , S L 2 の出力信号 I L 1

10

20

30

40

50

、I L 2等に対する判定を行う。これにより、第1判別部60は、一方の半身の1歩行周期の歩行動作から、図5に示した複数の判別区間H1a~H1cを検出する。そして、第1判別部60は、例えば、歩行動作に伴い使用者の歩行状態が判別区間H1aから判別区間H1bに切り替わったと判定した場合に、出力信号をハイレベルからローレベルに変更する制御を行う。第1判別部60は、判別結果を示す判別情報を統合論理演算部80に出力する。

【0058】

第2判別部70は、正中面Oにより分割された使用者の他方の半身に装着されたセンサSR1, SR2からなる第2検出部SRの検出結果に基づいて使用者の他方の肢の動作判別を行う。第2判別部70は、比較部71と論理演算部72とを有している。比較部71は、演算処理部46により演算された第2検出部SRの検出結果信号の値が、1歩行周期のうちどの判別区間に属しているかを判定する。論理演算部72は、比較部71が出力する判定信号の論理演算を行う。第2判別部70は、比較部71及び論理演算部72を用いて、演算処理部46により処理されたセンサSR1, SR2の出力信号IR1, IR2等に対する判定を行う。これにより、第2判別部70は、他方の半身の1歩行周期の歩行動作から、図5に示した複数の判別区間H1a~H1cを検出する。そして、第2判別部70は、歩行動作に伴い使用者の歩行状態が判別区間H1aから判別区間H1bに切り替わったと判定した場合に、出力信号をハイレベルからローレベルに変更する制御を行う。第2判別部70は、判別結果を示す判別情報を統合論理演算部80に出力する。

【0059】

統合論理演算部80は、第1判別部60から入力された判別情報と第2判別部70から入力された判別情報とに基づいて、使用者の動作を判定する処理を行う。統合論理演算部80は、例えば、正中面Oにより分割された使用者の左脚の動作を、第1判別部60の判別情報に第2判別部70の判別情報を加味して判定する。これにより、統合論理演算部80は、第1判別部60の判別結果を検証し、誤判別の有無を確認する。また、これにより、統合論理演算部80は、第1判別部60の判別結果のみでは判別が困難な使用者の動作の判別を行う。

【0060】

また、統合論理演算部80は、例えば、正中面Oにより分割された使用者の右脚の動作を、第2判別部70の判別情報に第1判別部60の判別情報を加味して判定する。これにより、統合論理演算部80は、第2判別部70の判別結果を検証し、誤判別の有無を確認する。また、これにより、統合論理演算部80は、第2判別部70の判別結果のみでは判別が困難な使用者の動作の判別を行う。

【0061】

次に、体動検出装置10の動作の詳細を、図9に示すタイムチャートに従って説明する。

図9は、図5に例示した1歩行周期を立脚期前期、立脚期後期、遊脚期前期、及び遊脚期後期の四段階に分割して歩行動作の経過状況を示したものである。なお、図9(a)は、第1判別部60による使用者の左脚の歩行動作の判別結果を示している。また、図9(b)は、第2判別部70による使用者の右脚の歩行動作の判別結果を示している。さらに、図9(c)は、統合論理演算部80による使用者の歩行動作の判別結果を示している。なお、図9において、「判別番号1」は立脚期前期、「判別番号2」は立脚期後期、「判別番号3」は遊脚期前期、及び「判別番号4」は遊脚期後期をそれぞれ示している。

【0062】

ここで、先の図7のように1歩行周期の下腿部の動きは、立脚期の動きに比べ遊脚期の方が大きい。このため、遊脚期では、第1検出部SL及び第2検出部SRが取得するセンサ値の変動が大きく他の判別区間よりも高精度に判別可能である。

【0063】

また、先の図4に示したように、一方の脚の状態が立脚期前期から立脚期後期に遷移するタイミングは、他方の脚が遊脚期前期から遊脚期後期に遷移するタイミングと近似する

。つまり、一方の脚の状態が立脚期前期から立脚期後期に遷移するとき、他方の脚は遊脚期前期から遊脚期後期に遷移する。

【0064】

このため、第1判別部60の判別結果は、図9(a)のタイミングT18で、左の脚の状態が立脚期前期から立脚期後期に遷移したことを示す。また、第2判別部70の判別結果は、図9(b)のタイミングT18で、右の脚の状態が遊脚期前期から遊脚期後期に遷移したことを示す。

【0065】

一方、図9(b)に示すように、タイミングT19では、第1判別部60の判別結果が左脚の立脚期前期の終了を示す以前に(図9(a):T20)、第2判別部70の判別結果は既に右足の遊脚期後期の開始を示している。そこで、統合論理演算部80は、図9(c)に示すように、タイミングT19にて左脚の立脚期前期が終了したと判定する。つまり、統合論理演算部80は、第1判別部60の判別結果が誤判別であるとして、その判別結果を第2判別部70の判別結果に基づいて訂正する。

【0066】

次に、体動検出装置10の作用について説明する。

上記した体動検出装置10は、使用者の一方の脚の動作状態を判別する第1判別部60を備える。また、体動検出装置10は、使用者の他方の脚の動作状態を判別する第2判別部70を備える。第1判別部60は、第1検出部SLの検出結果に基づき使用者の一方の脚の状態を判別する。また、第2判別部70は、第2検出部SRの検出結果に基づき使用者の他方の脚の状態を判別する。統合論理演算部80は、第1判別部60の判別結果に第2判別部70を加味して一方の脚の動作状態を判定した。また、統合論理演算部80は、第2判別部70の判別結果に第1判別部60を加味して他方の脚の動作状態を判定した。よって、統合論理演算部80は、第1判別部60もしくは第2判別部70の判別結果を、他方の判別部(70,60)の判別結果に基づき検証、是正することができる。これにより、歩行動作の判定精度がさらに高められることとなる。

【0067】

上記した第1判別部60は、一方の脚の状態の立脚期前期から立脚期後期への遷移を判別した。また、第2判別部70は、他方の脚の状態の遊脚期前期から遊脚期後期への遷移を判別した。そして、統合論理演算部80は、一方の脚の状態の立脚期前期から立脚期後期への遷移の判別を、他方の脚の状態の遊脚期前期から遊脚期後期への判別結果を加味して行った。これにより、一方の脚の立脚期前期から立脚期後期への遷移と、他方の脚の状態の遊脚期前期から遊脚期後期への遷移といった関連性の高い動作に基づいて動作状態が判別される。よって、統合論理演算部80は、第1判別部60及び第2判別部70の双方の判別結果に基づき使用者の動作判別を高精度に行うことが可能となる。

【0068】

この実施形態は、前記(1)~(4)の効果に加え、さらに以下の効果を奏する。

(5)体動検出装置10は、正中面Oにより分割された左右の脚の動作状態を判別する第1判別部60及び第2判別部70を判別部として備える。また、体動検出装置10は、第1判別部60及び第2判別部70の各判別結果に基づき左右の脚の動作状態を判別する処理を行う統合論理演算部80を備える。これにより、一方の脚の状態の検出結果では判別することが困難な動作であっても、適正に判別することが可能となる。

【0069】

(第3実施の形態)

以下、本発明を具体化した第3実施の形態について図10~図13を参照して説明する。

【0070】

なお、本実施形態にかかる体動検出装置及び電気刺激装置も、その基本的な構成は第1実施の形態と同等である。よって、図13においても第1実施の形態と実質的に同一の要素にはそれぞれ同一の符号を付して示し、重複する説明は割愛する。

【 0 0 7 1 】

図 1 0 に示すように、本実施形態では、使用者の身体に電気刺激を付与するための電極部 3 4 , 3 5 が、大腿正面部 2 4 及び下腿正面部 2 7 に設けられている。電極部 3 4 は、一对の陽極 3 4 a 及び陰極 3 4 b を有する。また、電極部 3 5 は、一对の陽極 3 5 a 及び陰極 3 5 b を有する。陽極 3 4 a , 3 5 a 及び陰極 3 4 b , 3 5 b は、その一部が大腿正面部 2 4 及び下腿正面部 2 7 の背面 2 4 b , 2 7 b から露出しており、皮膚と直接接触して電気刺激を付与するように構成されている。センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 及び電極部 3 4 , 3 5 は、接続ケーブル 1 3 を介して本体部 1 2 と電氣的に接続されている。

【 0 0 7 2 】

図 1 1 に示すように、本実施形態の体動検出装置 1 0 は、使用者に電気刺激を付与する電気刺激部 4 2 を有している。また、制御部 4 1 は、電気刺激部 4 2 を制御する電気制御部 4 8 をさらに有している。

【 0 0 7 3 】

電気制御部 4 8 は、判別部 4 7 からの出力信号、即ち判別区間 H 1 a ~ H 1 c に基づいて電気刺激部 4 2 を制御する。電気刺激部 4 2 は、上記した電極部 3 4 , 3 5 と、電極部 3 4 , 3 5 と電氣的に接続されたパルス発生部 5 1 とを有する。

【 0 0 7 4 】

電気刺激部 4 2 は、電気制御部 4 8 から入力される制御信号に基づいてパルス発生部 5 1 を駆動する。これにより、電気刺激部 4 2 は、所定のパルス信号を、各電極部 3 4 , 3 5 の陽極 3 4 a , 3 5 a 及び陰極 3 4 b , 3 5 b 間に発生させる。各電極部 3 4 , 3 5 は、パルス信号の発生により、使用者に対して電気刺激を付与する。

【 0 0 7 5 】

表示部 4 3 には、例えば、使用者の動作状態の判別結果の他、各判別区間 H 1 a ~ H 1 c における電気刺激の有無などの設定が表示される。また、この設定は、操作部 4 4 を用いて使用者が変更可能となっている。電源部 4 5 は、センサ S L 1 , S L 2 , S R 1 , S R 2 、電気刺激部 4 2 、制御部 4 1 及び操作部 4 4 に対して駆動電流を供給する。そして、判別部 4 7 は、判別区間 H 1 a ~ H 1 c が切り替わった旨の信号を電気制御部 4 8 に出力する。

【 0 0 7 6 】

次に、本実施形態の体動検出装置 1 0 の動作を、図 1 2 に示すフローチャートに従って説明する。

図 1 2 に示すように、まず、先の図 6 に示したステップ 5 1 ~ 5 5 に相当するステップ 6 1 ~ 6 5 の処理が実行される。これにより、判別部 4 7 は、論理演算部 5 0 の出力結果から判別区間 H 1 a ~ H 1 c を検出する。そして、判別部 4 7 は、各判別区間 H 1 a ~ H 1 c が切り替わった旨の信号を電気制御部 4 8 に出力する。

【 0 0 7 7 】

次いで、電気制御部 4 8 は、入力された判別区間 H 1 a ~ H 1 c に基づいて、電気刺激部 4 2 のパルス発生部 5 1 を制御する（ステップ 6 6）。図 1 3 に示すように、電気制御部 4 8 は、立脚期に対応する判別区間 H 1 a において、電極部 3 4 から電気刺激 A 及び B が付与されるように制御する。また、電気制御部 4 8 は、遊脚期前期に対応する判別区間 H 1 b においては、パルス発生部 5 1 の駆動（電気刺激）を停止させる制御を行う。なお、電気制御部 4 8 は、各電極部 3 4 , 3 5 に発生させるパルス信号の電流の大きさ・周波数などの制御を所定のプログラム等に基づいて行う。

【 0 0 7 8 】

次に、体動検出装置 1 0 の作用について説明する。

体動検出装置 1 0 は、判別区間 H 1 a ~ H 1 c に基づいて、電気制御部 4 8 が電気刺激部 4 2 を制御して使用者の身体に電気刺激を付与する。これにより、例えば 1 歩行周期において、筋肉が集中的に活動する区間を含む範囲で電気刺激を付与することで、筋肉を収縮させ下腿部の負担を効果的に軽減することが可能となる。つまり、立脚期及び遊脚期の

10

20

30

40

50

みを用いて電気刺激を付与する場合に比べて、歩行状態に応じたより細かい区間で電気刺激を付与することができる。また、複数の判別区間H1a～H1cを設定することで、電気刺激を付与する区間だけでなく、所定区間だけ電気刺激を停止することができる。これにより、歩行動作を妨げることなく電気刺激を付与することができる。よって、電気刺激を効率良く付与することができる。さらに、判別区間H1a～H1cにおいては、電極部34, 35の両方から電気刺激が付与される。つまり、電気刺激を付与する区間を、複数の判別区間H2a～H2dを組み合わせて行うことができる。これにより、電気刺激の付与(フィードバック)を多様な区間(歩行状態)に応じて行うことができる。

【0079】

この実施形態は、前記(1)～(4)の効果に加え、さらに以下の効果を奏する。

10

(6)体動検出装置10は、電気刺激部42を備えており、電気制御部48が分割された各判別区間H1a～H1cに基づいて使用者の身体に電気刺激を付与する。これにより、歩行状態に応じた細かい区間で電気刺激を付与することができる。また、電気刺激部42は、判別部47による高精度な判別結果に応じて、必要なタイミングで電気刺激の付与を行うことができる。これにより、電気刺激が人体に長時間付与されることによる使用者の疲労が軽減されることとなる。

【0080】

(7)体動検出装置10は、操作部44を備えており、電気刺激を付与する判別区間H1a～H1cを使用者が変更可能となっている。これにより、使用者の好みや目的等に応じて電気刺激の付与を行うことができる。

20

【0081】

(他の実施形態)

なお、上記各実施の形態は、以下のような形態をもって実施することもできる。

・上記各実施形態では、センサSL1, SL2, SR1, SR2と本体部12とが、接続ケーブル13によって有線接続された。そして、センサSL1, SL2, SR1, SR2の検出結果を示す信号が、接続ケーブル13を介して本体部12に伝達された。これ以外に例えば、センサSL1, SL2, SR1, SR2及び本体部12に無線通信可能な通信部が設けられる構成であってもよい。

【0082】

・上記各実施形態では、センサSL1, SL2, SR1, SR2が、使用者の膝関節に装着された。これ以外に例えば、センサSL1, SL2, SR1, SR2が、使用者の例えば股関節回り、腰、肘、腕、足首などの他の部位に装着されてもよい。この場合には、センサSL1, SL2, SR1, SR2が、基準面を跨ぐ対称な部位に装着されることとなる。なお、センサSL1, SL2, SR1, SR2は、使用者の身体の関節を間に挟む位置に設けられることが好ましい。

30

【0083】

・上記各実施形態では、装着部11と操作部44とが別体として構成された。これ以外に例えば、操作部44が装着部11に内蔵される構成であってもよい。

・上記第2の実施形態では、他方の脚の状態が遊脚期前期から遊脚期後期に遷移したと判別されたとき、一方の脚の状態の立脚期前期が終了した旨判別された。これ以外に、統合論理演算部80は、基準面を跨ぐ対称な部位の動作に相関関係が存在する動作であれば、第1判別部60及び第2判別部70の判別結果を組み合わせ使用の動作判別を行うことができる。

40

【0084】

・上記第2の実施形態では、一方の脚の動作判別が、第1判別部60及び第2判別部70の判別結果に基づき行われた。同様に、他方の脚の動作判別も、第1判別部60及び第2判別部70の判別結果に基づき行われた。これ以外に例えば、一方の脚の動作判別が、第1判別部60及び第2判別部70の判別結果に基づき行われてもよい。そして、他方の脚の動作判別は、第1判別部60及び第2判別部70のいずれかの判別結果のみに基づき行われてもよい。

50

【 0 0 8 5 】

・上記第2の実施形態では、第1検出部S L及び第2検出部S Rを構成するセンサとして、同種類のセンサS L 1, S L 2, S R 1, S R 2が用いられた。これに限らず、第1検出部S L及び第2検出部S Rはそれぞれ異なる種類のセンサによって構成されてもよい。これによれば、第1判別部6 0及び第2判別部7 0は、異なるセンサの検出値を用いて使用者の動作判別を行うことができる。

【 0 0 8 6 】

・上記第3の実施形態において、電気制御部4 8は、電極部3 4, 3 5に発生させる電流の発生態様を適宜変更してもよい。例えば、電流値を時間の経過とともに徐々に高くする構成としてもよい。また、例えば、電気制御部4 8が、別途設けられる遅延回路等に基づく処理が実行されてもよい。そして、電気制御部4 8は、こうした処理により、電流の発生タイミングを判別区間H 1 a ~ H 1 cの境界から所定時間遅らせることとしてもよい。また、例えば、電気制御部4 8は、電流の周期(パルス波形の周期)を適宜変更してもよい。また、例えば、電気制御部4 8は、電流値を、電気刺激を開始してから徐々に高くしてもよい。同様に、電気制御部4 8は、電気刺激の終了時期に近づくにつれて徐々に低くしてもよい。さらに、電気制御部4 8は、こうした電流の発生態様を適宜組み合わせてもよい。

10

【 0 0 8 7 】

・上記各実施形態では、第1検出部S L及び第2検出部S Rにより上記検出部が構成された。さらに、体動検出装置1 0が、第1検出部S L及び第2検出部S Rの他、人体に装着される少なくとも1つのセンサからなる補助検出部を備える構成とされてもよい。これによれば、第1検出部S L及び第2検出部S Rが共に誤検出を行ったとしても、補助検出部が第1検出部S L及び第2検出部S Rに代替して人体の動作を検出する。これにより、人体の動作検出がより高い信頼性のもとに行われることとなる。

20

【 0 0 8 8 】

・上記第2の実施形態では、第1判別部6 0及び第2判別部7 0の2つの判別部が設けられた。さらに、第1判別部6 0及び第2判別部7 0の他、1以上の判別部が設けられる構成とされてもよい。これによれば、統合論理演算部8 0は、3つ以上の判別部の判別結果に基づき、使用者の動作状態を判別する。

30

【 0 0 8 9 】

・上記第3の実施形態では、体動検出装置1 0が、判別部4 7、電気刺激部4 2、及び電気制御部4 8を有する構成とされた。これ以外に、上記第2の実施形態において、体動検出装置1 0が、電気刺激部4 2及び電気制御部4 8をさらに有する構成とされてもよい。これによれば、電気制御部4 8は、第1判別部6 0及び第2判別部7 0の双方の判別結果に基づき判別された使用者の動作状態に応じて電気刺激を制御することができる。これにより、電気刺激の付与がより適正なタイミングで行われることとなる。

【 0 0 9 0 】

・上記各実施形態では、体動検出装置1 0が、使用者の歩行動作を判別した。これ以外にも体動検出装置1 0は、階段等の昇降動作や、座椅子等からの立ち上がり動作等であってもよい。

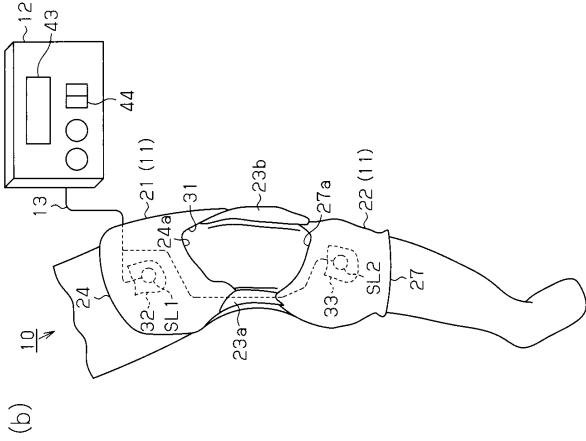
40

【 符号の説明 】

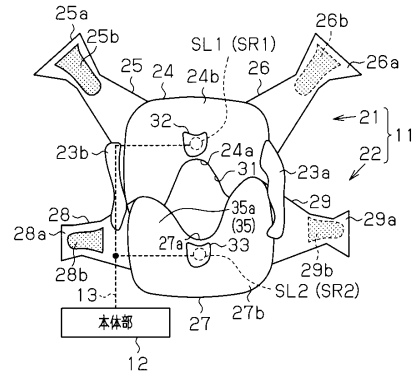
【 0 0 9 1 】

1 0 ... 体動検出装置、 1 1 ... 装着部、 1 2 ... 本体部、 4 1 ... 制御部、 4 2 ... 電気刺激部、 4 3 ... 表示部、 4 4 ... 操作部、 4 5 ... 電源部、 4 6 ... 演算処理部、 4 7 ... 判別部、 4 8 ... 電気制御部、 4 9 ... 比較部、 5 0 ... 論理演算部、 5 1 ... パルス発生部、 6 0 ... 第1判別部、 6 0 ... 第2判別部、 6 1 ... 比較部、 6 2 ... 論理演算部、 7 0 ... 第2判別部、 7 1 ... 比較部、 7 2 ... 論理演算部、 8 0 ... 統合論理演算部、 O ... 正中面、 S L ... 第1検出部、 S R ... 第2検出部、 S L 1、 S L 2、 S R 1、 S R 2 ... センサ。

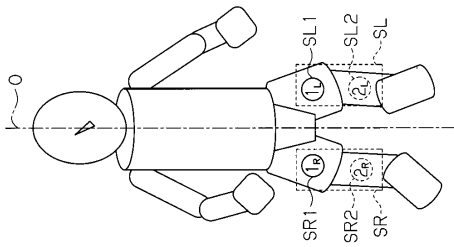
【図1】



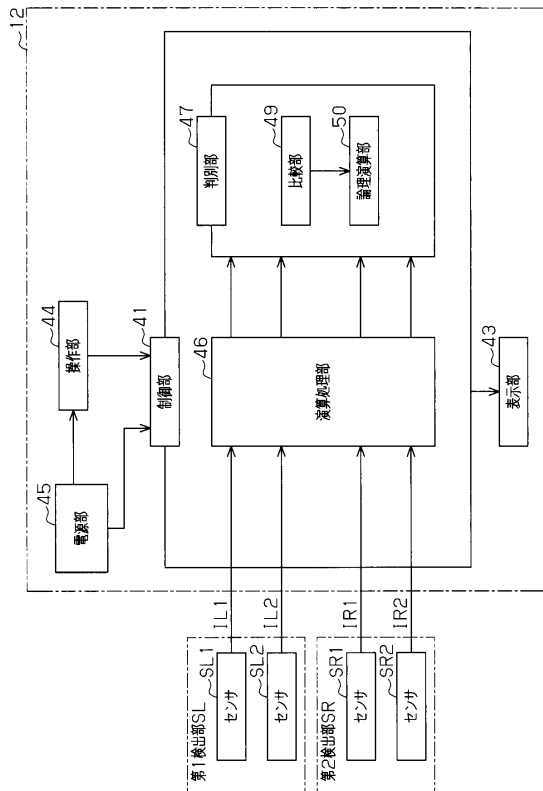
【図2】



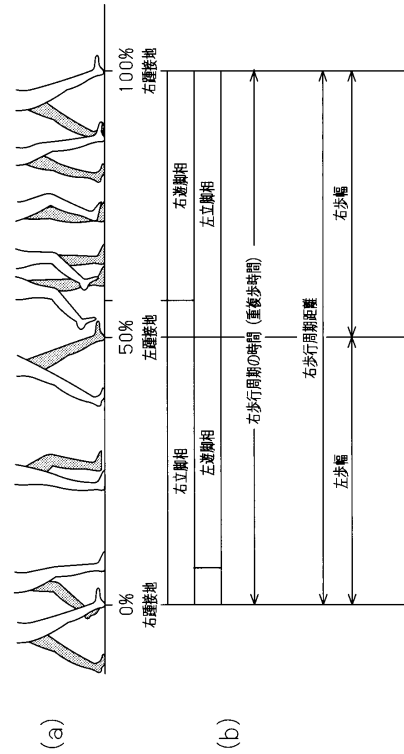
(a)



【図3】



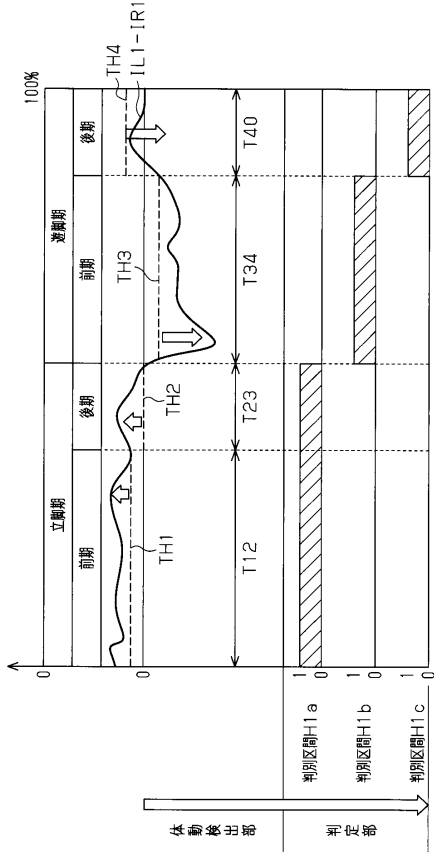
【図4】



(a)

(b)

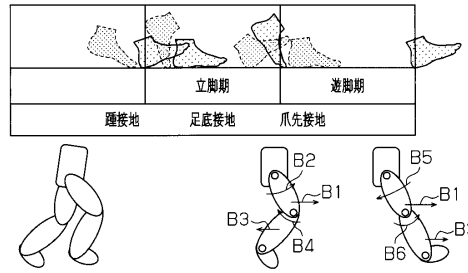
【図5】



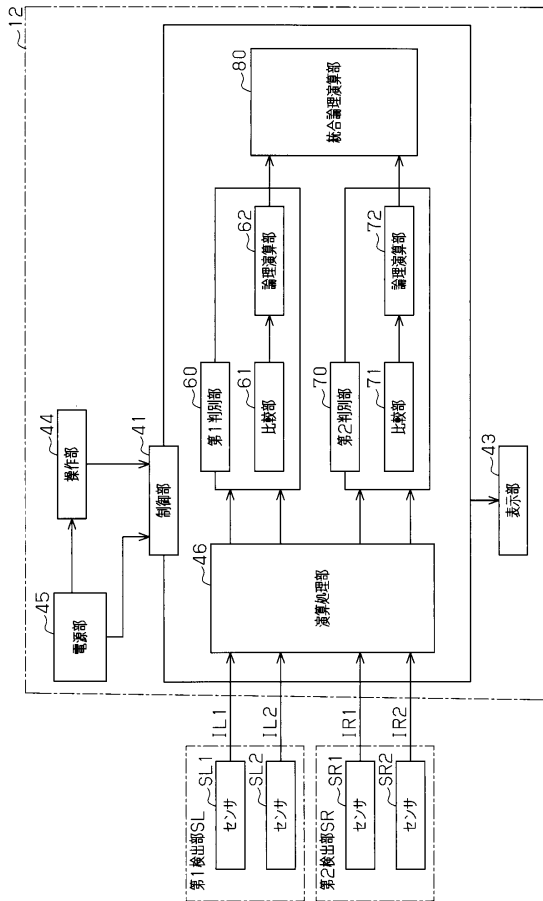
【図6】



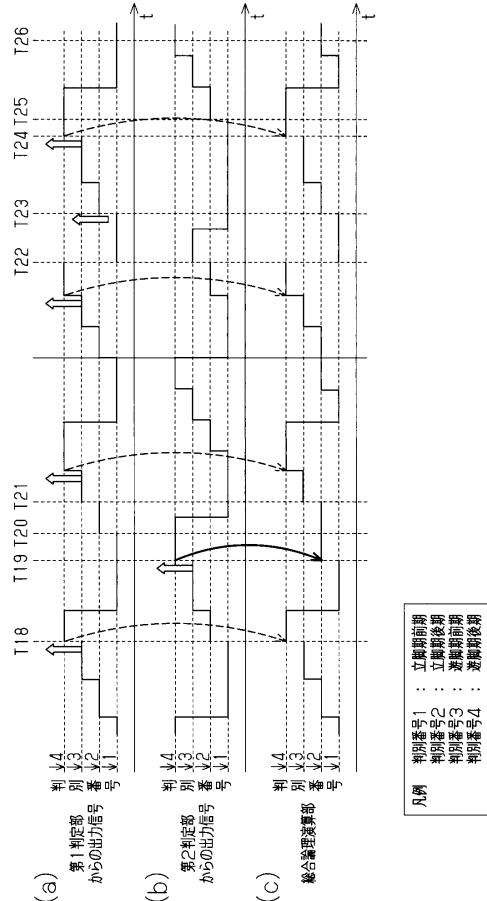
【図7】



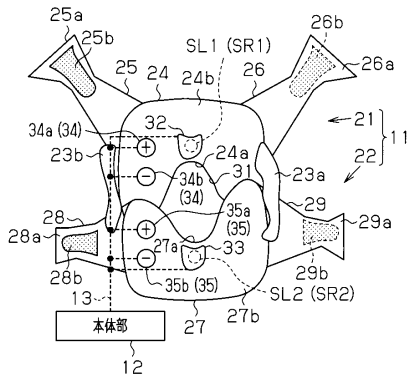
【図8】



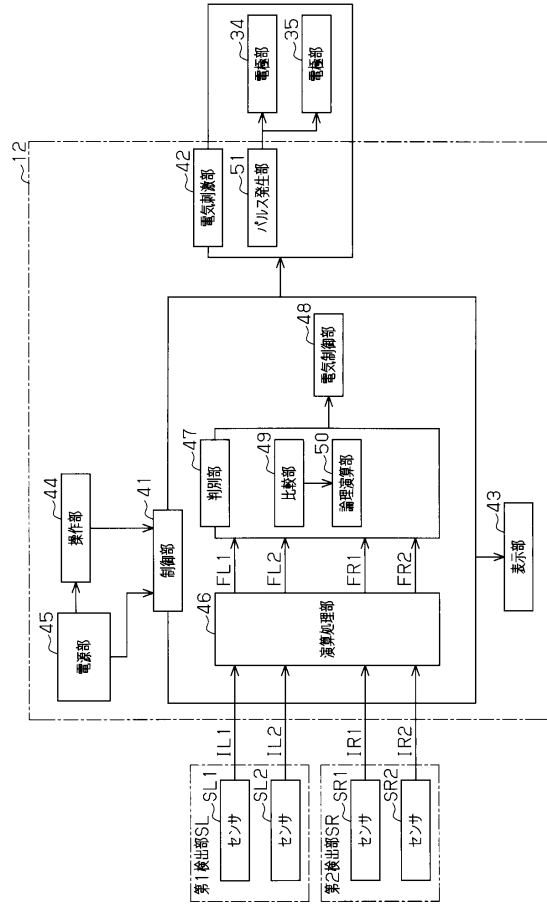
【図9】



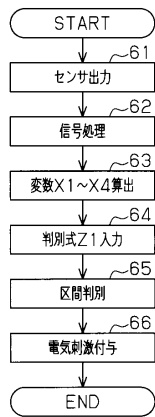
【図10】



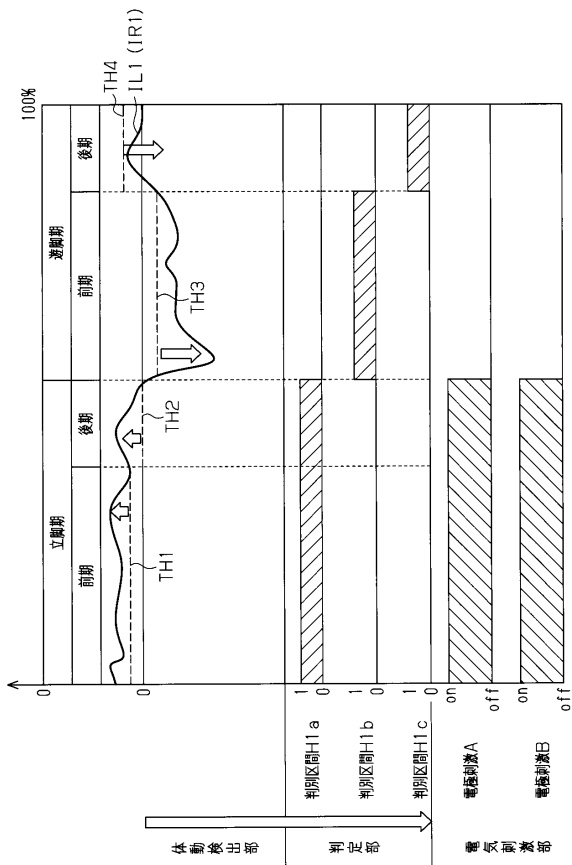
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 乾 景太

大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック 株式会社 内

審査官 福田 裕司

(56)参考文献 特開2009-039466(JP,A)
特開2012-000343(JP,A)
特開2002-355236(JP,A)
国際公開第2009/116597(WO,A1)
特開2011-250945(JP,A)
特開2009-125506(JP,A)
特開2009-050533(JP,A)
特開2011-078728(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/11

A61N 1/36