

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5071822号  
(P5071822)

(45) 発行日 平成24年11月14日(2012.11.14)

(24) 登録日 平成24年8月31日(2012.8.31)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/11 (2006.01)** A 6 1 B 5/10 3 1 0 A

請求項の数 15 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-113174 (P2010-113174)                  (22) 出願日 平成22年5月17日 (2010.5.17)                  (62) 分割の表示 特願2005-266940 (P2005-266940)                          の分割                          原出願日 平成17年9月14日 (2005.9.14)                  (65) 公開番号 特開2010-172758 (P2010-172758A)                  (43) 公開日 平成22年8月12日 (2010.8.12)                          審査請求日 平成22年6月14日 (2010.6.14)                  (31) 優先権主張番号 特願2004-344997 (P2004-344997)                  (32) 優先日 平成16年11月29日 (2004.11.29)                  (33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(73) 特許権者 301021533                  独立行政法人産業技術総合研究所                  東京都千代田区霞が関1-3-1                  (72) 発明者 松岡 克典                  大阪府池田市緑丘1丁目8番31号 独立                  行政法人産業技術総合研究所関西センター                  内                  審査官 九鬼 一慶</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 身体的状態検出装置、その検出方法及び検出プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体に装着される3軸加速度センサと、  
 該3軸加速度センサから出力される加速度ベクトルデータを所定のサンプリング間隔で  
 採取するデータ採取手段と、  
 処理手段とを備え、  
 前記処理手段が、  
 連続して採取された前記加速度ベクトルデータを用い、前記身体の歩行状態を検出し、  
 前記歩行状態として検出された期間内の連続する加速度ベクトルデータを用いて重力加  
 速度ベクトル及び身体軸を決定し、  
 連続して採取された前記加速度ベクトルデータに関して、各々の加速度ベクトルの絶対  
 値を計算し、さらに、これらの絶対値の平均値、標準偏差及び周期性を計算し、  
 前記標準偏差が所定範囲内にあり、且つ前記周期性が所定値より大きい場合に、前記歩  
 行状態と判断することを特徴とする身体状態検出装置。

【請求項 2】

前記処理手段が、  
 前記歩行状態と判断された期間の前記加速度ベクトルデータに対して主成分分析を行い  
 、第1主成分、第2主成分及び第3主成分を前記身体軸とすることを特徴とする請求項 1  
 に記載の身体状態検出装置。

【請求項 3】

前記処理手段が、

前記主成分分析の対象とした前記加速度ベクトルデータから平均加速度ベクトルを求め

、  
該平均加速度ベクトルに近い前記第 1 主成分の方向を、身体の前下方向と決定し、  
前記加速度ベクトルデータの前記第 2 主成分方向の成分の時間変化に応じて、身体の前  
進方向を決定し、

前記前下方向及び前記前進方向と、右手系で直交する前記第 3 主成分の方向を身体の前  
横方向と決定することを特徴とする請求項 2 に記載の身体状態検出装置。

【請求項 4】

前記処理手段が、身体の前進方向の決定において、

前記第 2 主成分の一方を正の方向と仮定し、前記加速度ベクトルデータの前記第 2 主  
成分方向の成分の時間変化が、緩やかに減少する部分を有するノコギリ波の全体または一  
部に類似する場合に、前記第 2 主成分の前記一方を身体の前進方向と決定し、前記加速  
度ベクトルデータの前記第 2 主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに増加する部分を有  
するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第 2 主成分の前記一方と逆の  
方向を、身体の前進方向と決定することを特徴とする請求項 3 に記載の身体状態検出装置  
。

【請求項 5】

前記処理手段が、

前記加速度ベクトルデータの平均加速度ベクトルを求め、

該平均加速度ベクトルと、前記前下方向、前記前進方向及び前記前横方向のそれぞれと  
成す角度を求めて、前記 3 軸加速度センサを装着した身体の前傾角度とすることを特徴と  
する請求項 3 又は 4 に記載の身体状態検出装置。

【請求項 6】

身体に装着された 3 軸加速度センサを用いて加速度ベクトルデータを所定のサンプリン  
グ間隔で採取する第 1 ステップと、

連続して採取された前記加速度ベクトルデータを用い、前記身体の前歩行状態を検出する  
第 2 ステップと、

前記歩行状態として検出された期間内の連続する加速度ベクトルデータを用いて重力加  
速度ベクトル及び身体軸を決定する第 3 ステップとを含み、

前記第 2 ステップが、

連続して採取された前記加速度ベクトルデータに関して、各々の加速度ベクトルの絶対  
値を計算し、さらに、これらの絶対値の平均値、標準偏差及び周期性を計算する第 4 ステ  
ップと、

前記標準偏差が所定範囲内にあり、且つ前記周期性が所定値より大きい場合に、前記歩  
行状態と判断する第 5 ステップとを含むことを特徴とする身体状態検出方法。

【請求項 7】

前記第 5 ステップが、

前記歩行状態と判断された期間の前記加速度ベクトルデータに対して主成分分析を行い  
、第 1 主成分、第 2 主成分及び第 3 主成分を前記身体軸とする第 6 ステップを含むことを  
特徴とする請求項 6 に記載の身体状態検出方法。

【請求項 8】

前記第 5 ステップが、

前記主成分分析の対象とした前記加速度ベクトルデータから平均加速度ベクトルを求め  
、該平均加速度ベクトルに近い前記第 1 主成分の方向を、身体の前下方向と決定する第 7  
ステップと、

前記加速度ベクトルデータの前記第 2 主成分方向の成分の時間変化に応じて、身体の前  
進方向を決定する第 8 ステップと、

前記前下方向及び前記前進方向と、右手系で直交する前記第 3 主成分の方向を身体の前  
横方向と決定する第 9 ステップとをさらに含むことを特徴とする請求項 7 に記載の身体状

10

20

30

40

50

態検出方法。

【請求項 9】

前記第 8 ステップが、

前記第 2 主成分の一方向を正の方向と仮定し、前記加速度ベクトルデータの前記第 2 主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに減少する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第 2 主成分の前記一方向を身体の前進方向と決定し、前記加速度ベクトルデータの前記第 2 主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに増加する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第 2 主成分の前記一方向と逆の方向を、身体の前進方向と決定するステップであることを特徴とする請求項 8 に記載の身体状態検出方法。

10

【請求項 10】

前記第 3 ステップが、

前記加速度ベクトルデータの平均加速度ベクトルを求める第 10 ステップと、

該平均加速度ベクトルと、前記真下方向、前記前進方向及び前記右横方向のそれぞれと成す角度を求めて、前記 3 軸加速度センサを装着した身体の傾斜角度とする第 11 ステップとを含むことを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載の身体状態検出方法。

【請求項 11】

身体に装着される 3 軸加速度センサと、データ採取手段と、処理手段とを備えた身体状態検出装置に、

前記 3 軸加速度センサを用いて加速度ベクトルデータを所定のサンプリング間隔で採取する第 1 機能と、

20

連続して採取された前記加速度ベクトルデータを用い、前記身体の歩行状態を検出する第 2 機能と、

前記歩行状態として検出された期間内の連続する加速度ベクトルデータを用いて重力加速度ベクトル及び身体軸を決定する第 3 機能とを実現させ、

前記第 2 機能が、

連続して採取された前記加速度ベクトルデータに関して、各々の加速度ベクトルの絶対値を計算し、さらに、これらの絶対値の平均値、標準偏差及び周期性を計算する第 4 機能と、

前記標準偏差が所定範囲内にあり、且つ前記周期性が所定値より大きい場合に、前記歩行状態と判断する第 5 機能とを含むことを特徴とする身体状態検出プログラム。

30

【請求項 12】

前記第 5 機能が、

前記歩行状態と判断された期間の前記加速度ベクトルデータに対して主成分分析を行い、第 1 主成分、第 2 主成分及び第 3 主成分を前記身体軸とする第 6 機能を含むことを特徴とする請求項 11 に記載の身体状態検出プログラム。

【請求項 13】

前記第 5 機能が、

前記主成分分析の対象とした前記加速度ベクトルデータから平均加速度ベクトルを求め、該平均加速度ベクトルに近い前記第 1 主成分の方向を、身体の真下方向と決定する第 7 機能と、

40

前記加速度ベクトルデータの前記第 2 主成分方向の成分の時間変化に応じて、身体の前進方向を決定する第 8 機能と、

前記真下方向及び前記前進方向と、右手系で直交する前記第 3 主成分の方向を身体の右横方向と決定する第 9 機能とをさらに含むことを特徴とする請求項 12 に記載の身体状態検出プログラム。

【請求項 14】

前記第 8 機能が、

前記第 2 主成分の一方向を正の方向と仮定し、前記加速度ベクトルデータの前記第 2 主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに減少する部分を有するノコギリ波の全体または一

50

部に類似する場合に、前記第 2 主成分の前記一方向を身体の前進方向と決定し、前記加速度ベクトルデータの前記第 2 主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに増加する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第 2 主成分の前記一方向と逆の方向を、身体の前進方向と決定する機能であることを特徴とする請求項 13 に記載の身体状態検出プログラム。

【請求項 15】

前記第 3 機能が、  
前記加速度ベクトルデータの平均加速度ベクトルを求める第 10 機能と、  
該平均加速度ベクトルと、前記真下方向、前記前進方向及び前記右横方向のそれぞれと成す角度を求めて、前記 3 軸加速度センサを装着した身体の傾斜角度とする第 11 機能とを含むことを特徴とする請求項 13 又は 14 に記載の身体状態検出プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、3 軸加速度センサを用いて、日常生活、作業などにおける人の歩行状態や姿勢などを検出する身体状態検出装置、その検出方法及び検出プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、身体に加速度センサを装着し、身体の姿勢変化による加速度センサの出力信号の変化から重力加速度方向の変化を求め、身体姿勢の検出を行う種々の方法が提案されている。例えば、下記非特許文献 1 には、加速度センサと角速度センサとの組み合わせにより歩行、階段昇降などを検知する方法が提案されている。

20

【0003】

また、下記特許文献 1 には、人が動作していない状態で加速度センサの出力信号の直流成分を測定することによって、予め加速度センサの傾斜角度（具体的には、加速度センサが内蔵されたペースメーカーの仰角とずれ角）を求めることができる体動検出装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開平 11 - 42220 号公報

30

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献 1】興侶・倉田，慣性センサ群とウェアラブルカメラを用いた歩行動作解析に基づくパーソナルポジショニング手法，信学技報，PRMU2003-260，pp.25-30，2004

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、従来の方法では、正確な測定には、加速度センサを身体に装着する際に重力加速度方向に対して正確に取り付けることが要求されるが、これは容易ではない。

40

【0007】

また、上記特許文献 1 では、初期の加速度センサの傾斜角度を求めることができるが、動作していない状態で加速度センサの出力信号の直流成分を測定するという煩雑な処理が必要である。

【0008】

更に、加速度センサを正確に取り付けることができたとしても、取り付け後の身体状態の変化によって、加速度センサの取り付け方向が初期方向から変化してしまう可能性がある場合には、重力加速度方向を予め設定しておく方法では、身体状態を正しく検出することができなくなる問題がある。

【0009】

50

本発明の目的は、上記の課題を解決すべく、加速度センサの取り付け方向に依存せず、歩行状態、姿勢の傾斜などの身体状態を精度よく検出することができる身体状態検出装置、その検出方法及び検出プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の目的は、以下の手段によって達成される。

【0011】

即ち、本発明に係る身体状態検出装置(1)は、身体に装着される3軸加速度センサと、該3軸加速度センサから出力される加速度ベクトルデータを所定のサンプリング間隔で採取するデータ採取手段と、処理手段とを備え、前記処理手段が、連続して採取された前記加速度ベクトルデータを用い、前記身体の歩行状態を検出し、前記歩行状態である期間内の連続する加速度ベクトルデータを用いて重力加速度ベクトル及び身体軸を決定し、連続して採取された前記加速度ベクトルデータに関して、各々の加速度ベクトルの絶対値、これらの絶対値の平均値、標準偏差、及び周期性を計算し、前記標準偏差が所定範囲内にあり、且つ前記周期性が所定値より大きい場合に、前記歩行状態と判断することを特徴としている。

10

【0012】

また、本発明に係る身体状態検出装置(2)は、上記の身体状態検出装置(1)において、前記処理手段が、前記歩行状態と判断された期間の前記加速度ベクトルデータに対して主成分分析を行い、第1主成分、第2主成分及び第3主成分を前記身体軸とすることを特徴としている。

20

【0013】

また、本発明に係る身体状態検出装置(3)は、上記の身体状態検出装置(2)において、前記処理手段が、前記主成分分析の対象とした前記加速度ベクトルデータから平均加速度ベクトルを求め、該平均加速度ベクトルに近い前記第1主成分の方向を、身体の真下方向と決定し、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化に応じて、身体の前進方向を決定し、前記真下方向及び前記前進方向と、右手系で直交する前記第3主成分の方向を身体の前横方向と決定することを特徴としている。

【0014】

また、本発明に係る身体状態検出装置(4)は、上記の身体状態検出装置(3)において、前記処理手段が、身体の前進方向の決定において、前記第2主成分の一方向を正の方向と仮定し、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに減少する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第2主成分の前記一方向を身体の前進方向と決定し、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに増加する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第2主成分の前記一方向と逆の方向を、身体の前進方向と決定することを特徴としている。

30

【0015】

また、本発明に係る身体状態検出装置(5)は、上記の身体状態検出装置(3)又は(4)において、前記処理手段が、前記加速度ベクトルデータの平均加速度ベクトルを求め、該平均加速度ベクトルと、前記真下方向、前記前進方向及び前記右横方向のそれぞれと成す角度を求めて、前記加速度センサを装着した身体の前傾角度とすることを特徴としている。

40

【0016】

また、本発明に係る身体状態検出方法(1)は、身体に装着された3軸加速度センサを用いて加速度ベクトルデータを所定のサンプリング間隔で採取する第1ステップと、連続して採取された前記加速度ベクトルデータを用い、前記身体の前傾状態を検出する第2ステップと、前記歩行状態である期間内の連続する加速度ベクトルデータを用いて重力加速度ベクトル及び身体軸を決定する第3ステップとを含み、前記第2ステップが、連続して採取された前記加速度ベクトルデータに関して、各々の加速度ベクトルの絶対値、これら

50

の絶対値の平均値、標準偏差、及び周期性を計算する第4ステップと、前記標準偏差が所定範囲内にあり、且つ前記周期性が所定値より大きい場合に、前記歩行状態と判断する第5ステップとを含むことを特徴としている。

【0017】

また、本発明に係る身体状態検出方法(2)は、上記の身体状態検出方法(1)において、前記第5ステップが、前記歩行状態と判断された期間の前記加速度ベクトルデータに対して主成分分析を行い、第1主成分、第2主成分及び第3主成分を前記身体軸とする第6ステップを含むことを特徴としている。

【0018】

また、本発明に係る身体状態検出方法(3)は、上記の身体状態検出方法(2)において、前記第5ステップが、前記主成分分析の対象とした前記加速度ベクトルデータから平均加速度ベクトルを求め、該平均加速度ベクトルに近い前記第1主成分の方向を、身体の真下方向と決定する第7ステップと、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化に応じて、身体の前進方向を決定する第8ステップと、前記真下方向及び前記前進方向と、右手系で直交する前記第3主成分の方向を身体の右横方向と決定する第9ステップとをさらに含むことを特徴としている。

10

【0019】

また、本発明に係る身体状態検出方法(4)は、上記の身体状態検出方法(3)において、前記第8ステップが、前記第2主成分の一方向を正の方向と仮定し、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに減少する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第2主成分の前記一方向を身体の前進方向と決定し、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに増加する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第2主成分の前記一方向と逆の方向を、身体の前進方向と決定するステップであることを特徴としている。

20

【0020】

また、本発明に係る身体状態検出方法(5)は、上記の身体状態検出方法(3)又は(4)において、前記第3ステップが、前記加速度ベクトルデータの平均加速度ベクトルを求める第10ステップと、該平均加速度ベクトルと、前記真下方向、前記前進方向及び前記右横方向のそれぞれと成す角度を求めて、前記加速度センサを装着した身体の傾斜角度とする第11ステップとを含むことを特徴としている。

30

【0021】

また、本発明に係る身体状態検出プログラム(1)は、身体に装着される3軸加速度センサと、データ採取手段と、処理手段とを備えた身体状態検出装置に、前記3軸加速度センサを用いて加速度ベクトルデータを所定のサンプリング間隔で採取する第1機能と、連続して採取された前記加速度ベクトルデータを用い、前記身体の歩行状態を検出する第2機能と、前記歩行状態である期間内の連続する加速度ベクトルデータを用いて重力加速度ベクトル及び身体軸を決定する第3機能とを実現させ、前記第2機能が、連続して採取された前記加速度ベクトルデータに関して、各々の加速度ベクトルの絶対値、これらの絶対値の平均値、標準偏差、及び周期性を計算する第4機能と、前記標準偏差が所定範囲内にあり、且つ前記周期性が所定値より大きい場合に、前記歩行状態と判断する第5機能とを含むことを特徴としている。

40

【0022】

また、本発明に係る身体状態検出プログラム(2)は、上記の身体状態検出プログラム(1)において、前記第5機能が、前記歩行状態と判断された期間の前記加速度ベクトルデータに対して主成分分析を行い、第1主成分、第2主成分及び第3主成分を前記身体軸とする第6機能を含むことを特徴としている。

【0023】

また、本発明に係る身体状態検出プログラム(3)は、上記の身体状態検出プログラム(4)において、前記第5機能が、前記主成分分析の対象とした前記加速度ベクトルデー

50

タから平均加速度ベクトルを求め、該平均加速度ベクトルに近い前記第1主成分の方向を、身体の真下方向と決定する第7機能と、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化に応じて、身体の前進方向を決定する第8機能と、前記真下方向及び前記前進方向と、右手系で直交する前記第3主成分の方向を身体の右横方向と決定する第9機能とをさらに含むことを特徴としている。

【0024】

また、本発明に係る身体状態検出プログラム(4)は、上記の身体状態検出プログラム(3)において、前記第8機能が、前記第2主成分の一方向を正の方向と仮定し、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに減少する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第2主成分の前記一方向を身体の前進方向と決定し、前記加速度ベクトルデータの前記第2主成分方向の成分の時間変化が、緩やかに増加する部分を有するノコギリ波の全体または一部に類似する場合に、前記第2主成分の前記一方向と逆の方向を、身体の前進方向と決定する機能であることを特徴としている。

10

【0025】

また、本発明に係る身体状態検出プログラム(5)は、上記の身体状態検出プログラム(3)又は(4)において、前記第3機能が、前記加速度ベクトルデータの平均加速度ベクトルを求める第10機能と、該平均加速度ベクトルと、前記真下方向、前記前進方向及び前記右横方向のそれぞれと成す角度を求めて、前記加速度センサを装着した身体の傾斜角度とする第11機能とを含むことを特徴としている。

20

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、測定前に3軸加速度センサを正確に取り付けたり、装着方向をキャリブレーションするなどの事前調節をする必要がなく、また測定中に加速度センサの取り付け方向が変化した場合にも、歩行状態、姿勢の傾斜などの身体状態を精度よく検出することができる。

【0027】

特に、歩行状態として検出された期間の加速度データから計算した平均の加速度ベクトルの方向を、身体の傾斜角度を求める基準となる重力加速度の方向とすることによって、精度よく身体の傾斜角度を算出することができる。

30

【0028】

また、歩行状態における加速度データに対する主成分分析を行い、第1主成分と平均加速度ベクトルとの関係、及び第2主成分方向の加速度成分の時間変化パターンを考慮することによって、身体軸の正方向を精度よく決定することができる。この身体軸を用いることによって、精度よく身体の傾斜角度を算出して姿勢を決定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の実施の形態に係る身体状態検出装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】1軸方向の加速度データの一例を示す波形図である。

40

【図3】本発明の実施の形態に係る身体状態検出装置による高精度の身体姿勢の検出処理を示すフローチャートである。

【図4】加速度センサの軸、身体軸、重力加速度方向の関係を示す図であり、(a)は歩行状態における加速度センサのXYZ軸と身体軸との関係を示し、(b)は前かがみになった状態の身体傾斜角を示す図である。

【図5】第2主成分方向の加速度成分から前進方向を決定する方法を説明する図である。

【図6】本発明の実施の形態に係る身体状態検出装置による高精度の身体姿勢の検出機能を適用した結果の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

50

以下、本発明に係る実施の形態を、添付した図面に基づいて説明する。

【0031】

図1は、本発明の実施の形態に係る身体状態検出装置の概略構成を示すブロック図である。本実施の形態に係る身体状態検出装置は、人体に装着される3軸加速度センサ（以下、加速度センサと記す）1と、加速度センサ1のアナログ出力信号を所定の時間間隔でサンプリングし、A/D変換してデジタル信号として出力するデータ採取部2と、データ採取部2からのデジタル信号を記録する記録部3と、メモリ部4と、これらを制御する処理部5とを備えている。加速度センサ1は、例えば人体の腰部に取り付けられ、外力を受けた場合、予め加速度センサ1に設定された直交する3軸（X軸、Y軸、Z軸）の各方向の加速度に応じたアナログ信号（電圧など）を、対応する3つの出力端子（図示せず）から出力する。

10

【0032】

データ採取部2は、処理部5の制御を受けて、加速度センサ1から出力される各々のアナログ信号を所定のサンプリング間隔  $t$  で採取し、A/D変換してデジタルの加速度データ（ $g_x, g_y, g_z$ ）として、採取した順に出力する。以下において、特に断らない限り、加速度データとは3次元ベクトルデータ（ $g_x, g_y, g_z$ ）を意味するものとする。出力された加速度データは、時系列に記録部3に記録される。処理部5は、各部の制御に加えて、記録部3に記録された加速度データを対象とし、メモリ部4をワーク領域として使用して後述する歩行状態の検出処理などを実行する。

【0033】

20

以下、本実施の形態に係る身体状態検出装置の機能を具体的に説明する。

【0034】

図2に、記録された加速度データの一例を示す。図2において、縦軸は加速度データの1軸方向成分、横軸は時間である。以下において、特に断らない限り処理部5が行う処理として説明する。また、各ステップでの処理において、処理部5は、適宜記録部3からメモリ部4に加速度データを読み出し、メモリ部4の所定領域をワーク領域として使用して計算を行い、その結果を適宜記録部3に記録することとする。

【0035】

（高精度の身体姿勢の検出機能）

歩行状態の検出に、加速度の絶対値  $|g|_i$  が加速度の平均値  $g_{AV}$  を超える回数を用いる方法では、歩行速度が検出精度に影響する可能性がある。また、その方法では、身体の傾斜角度を、身体の前・下・横の各方向に対する傾斜角度として検出することはできず、例えば、前かがみなのか横に傾いているのかを判別することができない。これらの点を改善し、より精度良く身体姿勢を検出するために、安定的な歩行状態を検出し、この状態における身体軸を求め、この身体軸と、加速度センサによって得られる平均加速度ベクトルの成す角度を身体傾斜角として決定する。以下に、具体的に説明する。

30

【0036】

図3は、図1に示した身体状態検出装置による、高精度の身体姿勢の検出処理を示すフローチャートである。

【0037】

40

ステップS31において、初期設定を行う。評価時間幅  $T_1$ 、シフト時間幅  $T_1$ （ $T_1 - T_1$ ）、サンプリング間隔  $t$  に所定の値を設定する。また、繰り返し用カウンタ  $k$  に“0”を、全てのフラグ  $flag(j)$ （ $j$  は0以上の整数値）に“0”を設定する。後述するように、時系列の全加速度データの中から、時間軸に沿ってシフト時間幅  $T_1$  だけシフトしながら1回の処理対象とする加速度データを決定するので、シフトする回数だけフラグ  $flag(j)$  を設ける。また、傾斜角算出時間  $T_3$ （ $< T_1$ ）及び後述する判断の基準値  $still$ 、 $walk$ 、 $walk$ 、 $w0$ 、 $w1$ 、 $w0$ 、 $shock$  を設定する。

【0038】

ステップS32において、時系列に記録された加速度データの先頭から、評価時間幅  $T_1$  の間の加速度データ（ $g_{xi}, g_{yi}, g_{zi}$ ）（ $i = k \sim k + N_1 - 1$ ）を読み出す。評価時

50



間幅  $T_1$  毎の加速度データ数  $N_1$  は、 $T_1 / t$  で計算される。

【0039】

ステップ S 3 3 において、ステップ S 3 2 で読み出した各々の加速度データ ( $g_{x_i}, g_{y_i}, g_{z_i}$ ) ( $i = k \sim k + N_1 - 1$ ) の絶対値  $|g|_i = (g_{x_i}^2 + g_{y_i}^2 + g_{z_i}^2)^{1/2}$  を計算し、それらの平均値  $g_{av}$  及び標準偏差 を計算し、さらに、加速度データの絶対値  $|g|_i$  の時間的変動の周期性 を計算する。周期性 を求めるのは、安定した歩行状態を検出するためであり、この状態の特性に基づいて後述する処理が行われる。

【0040】

評価時間幅  $T_1$  中の時間間隔  $t$  の時系列データである加速度データ絶対値  $|g|_i$  の周期性 は、公知の技術を使用して求めることができる。例えば、 $|g|_i$  をフーリエ変換し、得られる周波数スペクトルのピークの広がり程度に応じて、周期性 を決定することができる。また、 $|g|_i$  が平均値  $g_{av}$  を超える時間間隔の頻度分布を求め、その頻度分布において、所定時間幅  $T_c$  中の累積頻度の最大値が全体数に占める割合を、周期性 としてもよい。

【0041】

ステップ S 3 4 において、ステップ S 3 3 で求めた標準偏差 及び周期性 を用いて歩行状態か否かを判断する。具体的には、 $still < walk$  且つ  $still > walk$  であれば、歩行状態と判断してステップ S 3 5 に移行し、そうで無ければ、歩行状態でないと判断してステップ S 3 8 に移行する。 $still$ 、 $walk$ 、 $walk$  は、ステップ S 3 1 での初期設定で設定された基準値である。

【0042】

ステップ S 3 5 において、ステップ S 3 4 よりも厳しい条件で、安定した歩行状態か否かを判断する。即ち、 $w_0 < w_1$  且つ  $w_0 > w_0$  であれば、安定した歩行状態と判断してステップ S 3 6 に移行し、そうで無ければ、安定した歩行状態でないと判断してステップ S 3 9 に移行する。ここで、 $still < w_0$ 、 $w_1 < walk$ 、 $walk < w_0$  である。

【0043】

ステップ S 3 6 において、ステップ S 3 2 で読み出した加速度データ ( $g_{x_i}, g_{y_i}, g_{z_i}$ ) ( $i = k \sim k + N_1 - 1$ ) に対して主成分分析を行い、身体軸を求める。安定した歩行状態では、重力方向に対して同一人では同じ姿勢が保たれている特性がある。従って、安定的な歩行状態における加速度ベクトルに対する主成分分析によって得られる第 1 ~ 第 3 主成分を身体軸とする。即ち、第 1 ~ 第 3 主成分を、それぞれ歩行時における身体の上方向 (重力加速度方向)、前後方向、横方向とする。

【0044】

ステップ S 3 7 において、ステップ S 3 6 で得られた身体軸 (第 1 ~ 第 3 主成分) 方向の加速度成分の変動から、身体の真下方向、前方向 (前進方向)、及び右横方向 (図 4 の (a) 参照) を求め、記録部 3 に記録する。ステップ S 3 6 で得られた第 1 ~ 第 3 主成分を身体軸として使用する場合、各軸の正方向には 2 方向の任意性がある。即ち、主成分分析だけでは身体軸の正負の方向を一意に決定することができない。従って、まず、歩行状態の平均加速度ベクトルを求め、平均加速度ベクトルの方向に近い第 1 主成分の方向を、身体の真下方向として決定する。次に、第 2 主成分の一方の方向を仮の正方向として、第 2 主成分方向の加速度成分を求め、求めた加速度成分の時間変化パターンによって、身体の前後方向を決定する。具体的には、図 5 に示したように、相互に時間軸に関して対称な波形である 2 つのノコギリ波形との類似度を判断する。2 つのノコギリ波の一方は、緩やかに減少した後に急峻に増加し、その後再び緩やかに減少する (例えば、図 5 の「前進方向成分」と記した波形)、他方は緩やかに増加した後に急峻に減少し、その後再び緩やかに増加する (例えば、図 5 の「逆前進方向成分」と記した波形)。図 5 の中段の波形が第 2 主成分方向の加速度成分であり、これは「前進方向成分」に類似する波形であるので、第 2 主成分の正方向を身体の前方向 (前進方向) と決定する。一方、2 主成分方向の加速度成分が、逆前進方向成分のノコギリ波に類似している場合には、第 2 主成分の負方向を

10

20

30

40

50

身体の前方向（前進方向）と決定する。最後に、決定された真下方向と前進方向とに対して右手系で直交する方向に近い第3主成分の方向を、身体の右横方向として決定する。尚、類似度は、公知のマッチング技術を用いて算出すればよい。例えば、第2主成分方向の加速度成分の波形と、判断基準とするノコギリ波形との相関を求めて、類似度を判断すればよい。また、ノコギリ波との類似度の判断方法として、時間軸に関して対称な2つのノコギリ波形の特徴量（例えば、微分係数）の違いに注目し、第2主成分方向の加速度成分の波形に関して同じ特徴量（微分係数）を計算し、これを用いて判断してもよい。また、ノコギリ波全体との類似度（特徴量を含む）の代りに、ノコギリ波の一部、例えば、足の蹴りだしに起因する加速度の急峻な変化部分や、加速度が緩やかに減少する部分との類似度（特徴量を含む）を判断の基準にしてもよい。

10

## 【0045】

ステップS38において、ステップS33で計算した標準偏差、周期性を用いて、歩行状態以外の身体状態を判断する。具体的には、 $walk < shock$  且つ  $walk > still$  であれば「走行状態」、 $still < shock$  であれば「静止状態」、 $walk > shock$  であれば転倒などの「衝撃状態」、そしてこれらの状態及び歩行状態のいずれにも該当しない場合には、「その他の状態」と決定する。

## 【0046】

ステップS39において、ステップS38での身体状態の判定結果が「衝撃状態」以外であった場合、傾斜角算出時間 $T_3$ 毎に平均の加速度ベクトルを計算し、記録部3から身体軸の情報を読み出し、平均の加速度ベクトルが身体軸と成す角度（身体傾斜角）を求める。即ち、図4の(b)に示したように、平均加速度ベクトルがそれぞれの身体軸（真下方向、前進方向、右横方向）と成す3つの角度、 $\theta_1$ 、 $\theta_2$ 、 $\theta_3$ を求める。ここで、求めた $\theta_1$ から、姿勢判定を行うこともできる。例えば、ステップS31で基準値 $\theta_{01}$ 、 $\theta_{02}$ 、 $\theta_{03}$ を初期設定し、 $\theta_1 < \theta_{01}$ であれば「傾斜小」、 $\theta_1 < \theta_{02}$ であれば「傾斜中」、 $\theta_1 < \theta_{03}$ であれば「傾斜大」と判断する。

20

## 【0047】

ステップS40において、処理対象の加速度データが $N_1$ （評価時間幅 $T_1$ に対応）以上残っているか否を判断し、残っていないと判断するまで、ステップS41に移行し、カウンタ $k$ に $k = T_1 / t$ （ $k = T_1 / t$ ）を加算した値を新たなカウンタ $k$ とし、上記したステップS32～S39を繰り返す。

30

## 【0048】

以上によって、安定的な歩行状態の加速度データから身体軸を精度良く決定することができ、その後、決定した身体軸と平均の加速度ベクトルとの成す角度として、身体の傾斜角度を精度よく求めることができる。

## 【0049】

尚、処理対象の加速度データによっては、ステップS36、S37での処理が一度も行われないうちに、ステップS39の処理が行われることがある。その場合、身体軸が決定されていないので、意味のある身体傾斜角が計算されない。従って、身体軸を計算したか否かを表すフラグを設け、ステップS39においてフラグの状態を判断し、身体軸が計算されていなければ、上記したステップS39での処理を実行しないようにすればよい。若しくは、ステップS31での初期設定において、身体軸方向の初期値を設定しておいてもよい。さらには、身体軸が決定されていない期間の身体傾斜角の算出結果は除外することとすれば、身体軸方向の初期値を設定しなくてもよい。

40

## 【0050】

図6に、本機能を実測した加速度データに適用した実験結果を示す。4つの同種の加速度センサを人体腰部の前後左右の4箇所に、特別な位置合わせを行うことなく装着して、歩行、椅子への着座、正面方向への屈み込み、右からの覗き込み、左からの覗き込みの一連の動作を行って、それぞれの加速度センサから出力される加速度データを記録し、このデータを対象として図3に示した一連の処理を実行した。評価時間幅 $T_1 = 5$ （秒）、傾斜角算出時間 $T_3 = 1$ （秒）である。図6には、最上段から、前側、左側、後側、右側に

50

取り付けた加速度センサに関するデータを示している。図6の左側に、「(a) 3軸加速度情報」として示した各段の信号波形は、加速度センサから取得したXYZ軸の加速度成分を表し、右側の「(b) 身体傾斜角」として示した信号波形は、決定した身体軸を用いて計算した身体傾斜角、 $\theta_x$ 、 $\theta_y$ （実際には、 $\theta_x = -90^\circ$ 、 $\theta_y = -90^\circ$ ）を表している。身体傾斜角の一部を数値で付記している。身体傾斜角の各段のデータを比較すると、本能によって、身体への加速度センサの装着位置及び装着方向に依らずに、ほぼ等しい身体傾斜角を求めることができ、着座、正面への屈み込み、右からの覗き込み、左からの覗き込みを識別できていることがわかる。

【0051】

以上において、図1に示した構成の身体状態検出装置に関して説明したが、これに限定されず、種々変更、拡張して構成することができる。

10

【0052】

また、図1に示した各構成部の全てを一つのユニットに組み込み、そのユニットを身体に取り付けても良く、加速度センサとデータ採取部とを一つのユニットに組み込み、そのユニットのみを身体に取り付けてもよい。前者の場合には処理結果を、例えば、無線通信によって別の処理装置にワイヤレス伝送してもよい。後者の場合にはデータ採取部から出力されるデジタルデータを、例えば、無線通信によって記録部にワイヤレス伝送してもよい。

【0053】

また、図3に示した処理は、各ステップの順序を変更するなど、種々変更して実行することができる。例えば、図3において、ステップS34での歩行状態の検出処理をステップS38に含めてもよい。その場合、最初にステップS35の高い周期性の検出処理が行われる。

20

【0054】

また、身体軸の方向は、真下方向、前進方向、右横方向に限定されず、それらの逆方向でもよく、左手系の軸であってもよい。

【0055】

また、上記の歩行状態検出機能においては、評価時間幅 $T_1$ （時刻 $t \sim t + T_1$ ）内の加速度データを用いて、時刻 $t + T_1$ におけるフラグ $flag(j)$ を決定したが、これに限定されず、 $t \sim t + T_1$ の区間内の任意の時刻 $t + \tau$ におけるフラグ $flag(j)$ を決定してもよい。ここで、 $\tau < T_1$ である。その場合、シフト時間幅 $T_1$ を考慮すると、決定されたフラグ $flag(j)$ は、時刻 $t + \tau \sim t + \tau + T_1$ の間維持される。例えば、 $\tau = T_1 / 2$ とすることができる。

30

【0056】

また、周期性の検出には種々の方法を用いることができる。例えば、所定期間毎の加速度データに関して、フーリエ変換などにより、絶対値の周波数解析を行い、含まれる周波数成分の割合によって歩行状態、安定した歩行状態を判定してもよい。また、加速度データの絶対値ではなく、成分毎に周波数解析を行ってもよい。

【0057】

また、上記した高精度の身体姿勢の検出機能では、予め記録部に記録されている加速度データを処理する場合を説明したが、データの採取と並行してリアルタイムに処理を行ってもよい。その場合、例えば、図9のステップS31の処理を、所定数の加速度データを採取する処理とすればよい。

40

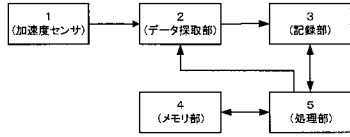
【符号の説明】

【0058】

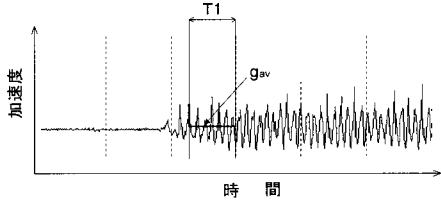
- 1 3軸加速度センサ
- 2 データ採取部
- 3 記録部
- 4 メモリ部
- 5 処理部

50

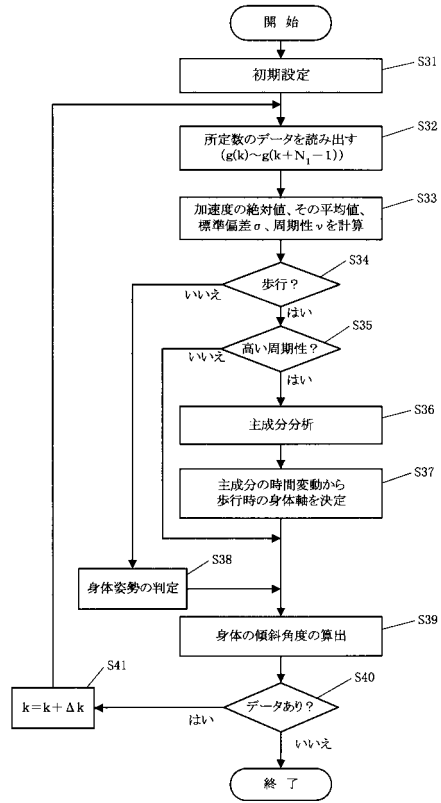
【図1】



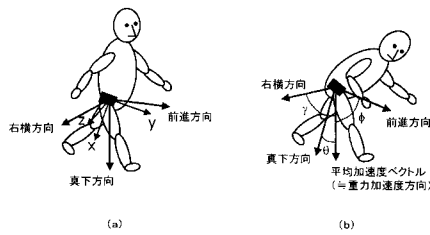
【図2】



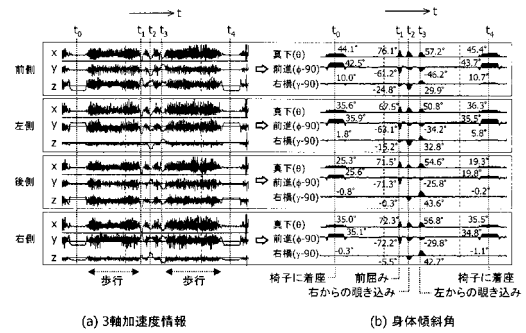
【図3】



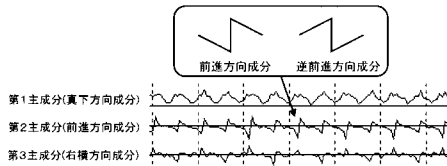
【図4】



【図6】



【図5】



## フロントページの続き

(出願人による申告)平成16年度経済産業省石油精製業保安対策委託費(石油プラント保守・点検作業支援システムの開発)「ウェアラブルセンサ情報理解・解析手法の開発」委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受けるもの

(56)参考文献 特開平09-089584(JP,A)

特開2006-220653(JP,A)

特開2003-024287(JP,A)

特開2004-121539(JP,A)

AMINIAN K, ROBERT P (Swiss Federal Inst. Technol.-Lausanne, Lausanne, CHE), BUCHSER E E, RUTSCHMANN B (Hopital de Morges-Morges, Lausanne, CHE), HAYOZ D, DEPAIRON M (Centre Hospitalier Univ. Vaudois-Lausanne, Lausanne, CHE), Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation. , Med Biol Eng Comput, 英国, 1999年 5月, Vol.37 No.3, Page.304-308

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/11