

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6147865号
(P6147865)

(45) 発行日 平成29年6月14日(2017.6.14)

(24) 登録日 平成29年5月26日(2017.5.26)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/11 (2006.01) A 6 1 B 5/10 3 1 0 A
A 6 1 B 5/107 (2006.01) A 6 1 B 5/10 3 0 0 D

請求項の数 18 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2015-540827 (P2015-540827)	(73) 特許権者	515058422
(86) (22) 出願日	平成25年11月1日(2013.11.1)		ヴァイタル コネクト, インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2015-536721 (P2015-536721A)		Vital Connect, Inc.
(43) 公表日	平成27年12月24日(2015.12.24)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州, サンノゼ, スイート 300, エアポート・パークウェイ 224
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/068097		224 Airport Parkway
(87) 国際公開番号	W02014/071208		, Suite 300, San Jose
(87) 国際公開日	平成26年5月8日(2014.5.8)		, CA, U. S. A.
審査請求日	平成27年6月1日(2015.6.1)	(74) 代理人	100105050
(31) 優先権主張番号	14/069,099		弁理士 鷲田 公一
(32) 優先日	平成25年10月31日(2013.10.31)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/722,069		
(32) 優先日	平成24年11月2日(2012.11.2)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 身体の体勢および活動の決定

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体の体勢および活動を決定するためのコンピュータ実装方法において、
身体センサデバイスを使用してセンサデータを検出するステップと、
前記センサデータから移行信号を計算することによって、第1の身体姿勢から第2の身体姿勢に前記身体が移行している前記身体の身体移行を検出するステップと、
前記移行信号がしきい値を超えている場合、前記身体の前記身体移行を特定の身体移行として分類するステップと、
 前記センサデータに基づいて、前記身体の活動が存在するかどうかを検出するステップと、
 、
 活動が存在する場合には、前記活動を分類するステップと、
 活動が存在しない場合には、前記センサデータに基づいて、および前の身体移行に基づいて前記身体の休止姿勢を分類するステップと
 を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、前記身体センサデバイスの軸が身体の軸に一致するように、前記センサデータを較正するステップをさらに含むことを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法において、前記身体移行を検出する前記ステップが、
前記センサデータから移行信号を計算するステップと、

前記移行信号が移行しきい値を超えているかどうか判断するステップと、
 前記移行信号が前記移行しきい値を超えている場合には、前記身体移行が特定の身体移行と同じかどうか分類するステップと
 を含むことを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の方法において、前記身体移行が、着座から起立、起立から着座、および屈みの何れかであることを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の方法において、前記身体の活動が存在するかどうか検出する前記ステップが、

前記センサデータの加速度計信号のシグナルマグニチュードエリアを決定するステップと、

前記シグナルマグニチュードエリアが活動しきい値よりも大きいかどうか判断し、前記シグナルマグニチュードエリアが前記活動しきい値よりも大きい場合、前記活動の存在が検出されるステップと、
 を含むことを特徴とする方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の方法において、前記活動が、歩行およびランニングの何れかであることを特徴とする方法。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の方法において、前記身体の前記休止姿勢を分類する前記ステップが、垂直角度を計算するステップと、

前記垂直角度および前記前の身体移行に基づいて前記休止姿勢を分類するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の方法において、前記休止姿勢が、着座、起立、および横たわりの何れかであることを特徴とする方法。

【請求項 9】

センサデータを検出するセンサと、前記センサに結合された処理装置と、前記処理装置に結合されたメモリデバイスとを備える身体センサデバイスにおいて、前記センサデバイスが、アプリケーションを含み、前記アプリケーションが、前記処理装置によって実行されるときに、前記処理装置に、

前記センサデータから移行信号を計算することによって、第 1 の身体姿勢から第 2 の身体姿勢に前記身体が移行している前記身体の前記身体移行を検出するステップと、

前記移行信号がしきい値を超えている場合、前記身体の前記身体移行を特定の身体移行として分類するステップと、

前記センサデータに基づいて、前記身体の活動が存在するかどうか検出するステップと、

活動が存在する場合には、前記活動を分類するステップと、

活動が存在しない場合には、前記センサデータに基づいて、および前の身体移行に基づいて前記身体の前記休止姿勢を分類するステップと
 を含む操作を行わせることを特徴とする身体センサデバイス。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記処理装置が、前記身体センサデバイスの軸が身体の軸に一致するように、前記センサデータを校正するステップを含む操作をさらに行うことを特徴とする身体センサデバイス。

【請求項 11】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記身体移行を検出する前記ステップが、

前記センサデータから移行信号を計算するステップと、

10

20

30

40

50

前記移行信号が移行しきい値を超えているかどうか判断するステップと、
 前記移行信号が前記しきい値を超えている場合には、前記身体移行が特定の身体移行と
同じかどうか分類するステップと
 を含むことを特徴とする身体センサデバイス。

【請求項 1 2】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記身体移行が、着座から起立、起立
 から着座、および屈みの何れかであることを特徴とする身体センサデバイス。

【請求項 1 3】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記身体の活動が存在するかどうか検
 出する前記ステップが、

前記センサデータの加速度計信号のシグナルマグニチュードエリアを決定するステップ
 と、

前記シグナルマグニチュードエリアが活動しきい値よりも大きいかどうか判断し、前記
シグナルマグニチュードエリアが前記活動しきい値よりも大きい場合、前記活動の存在が
検出されるステップと、
 を含むことを特徴とする身体センサデバイス。

【請求項 1 4】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記活動が、歩行およびランニングの
何れかであることを特徴とする身体センサデバイス。

【請求項 1 5】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記身体の前記休止姿勢を分類する前
 記ステップが、

垂直角度を計算するステップと、

前記垂直角度および前記前の身体移行に基づいて前記休止姿勢を分類するステップと
 を含むことを特徴とする身体センサデバイス。

【請求項 1 6】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記休止姿勢が着座であることを特徴
 とする身体センサデバイス。

【請求項 1 7】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記休止姿勢が起立であることを特徴
 とする身体センサデバイス。

【請求項 1 8】

請求項 9 に記載の身体センサデバイスにおいて、前記休止姿勢が横たわりであることを
 特徴とする身体センサデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、ワイヤレスセンサデバイスに関し、より詳細には、身体の体勢およ
 び活動を決定するためのワイヤレスセンサデバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

ワイヤレスセンサデバイスは、ユーザの体勢検出および活動監視を含めた様々な用途で
 使用される。これらの用途の多くにおいて、ワイヤレスセンサデバイスは、特定のデー
 タを測定するためにユーザの皮膚（例えば、胸部領域の近く）に直接取り付けられる。次
 で、この測定されたデータが、ユーザの体勢検出および活動監視のために利用される。上
 記の問題を克服する費用対効果の高い解決策が強く求められている。本発明は、そのよ
 うな要求に対処する。

【発明の概要】

【0003】

身体の体勢および活動を決定するための方法およびワイヤレスセンサデバイスを開示す

10

20

30

40

50

る。一態様では、方法は、センサデータを受信するステップを含む。この方法はまた、センサデータに基づいて、身体の体勢移行を検出して分類するステップを含む。この方法はまた、センサデータに基づいて身体の活動が存在するかどうかを検出するステップも含む。活動が存在する場合には、この方法はまた、活動を分類するステップも含む。活動が存在しない場合には、この方法はまた、センサデータに基づいて、および前の体勢移行に基づいて、身体の休止姿勢を分類するステップを含む。

【0004】

別の態様では、身体センサデバイスは、処理装置と、処理装置に結合されたメモリデバイスとを備える。身体センサデバイスは、アプリケーションを含み、このアプリケーションは、処理装置によって実行されるときに、処理装置に、センサデータを受信するステップと、センサデータに基づいて、身体の身体移行を検出して分類するステップと、センサデータに基づいて、身体の活動が存在するかどうかを検出するステップと、活動が存在する場合には、活動を分類するステップと、活動が存在しない場合には、センサデータに基づいて、および前の身体移行に基づいて身体の休止姿勢を分類するステップとを含む操作を行わせる。

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図1】図1は、一実施形態によるワイヤレスセンサデバイスを示す。

【図2】図2は、一実施形態による身体の体勢および活動を決定するための方法を示す。

【図3】図3は、一実施形態による身体の体勢および活動を決定するための方法を示す。

【図4】図4は、一実施形態による歩行とランニングとの活動の相違を示すグラフの一例の図を示す。

【図5】図5は、一実施形態による活動を検出するための方法を示す。

【図6】図6は、一実施形態による活動を分類するための方法を示す。

【図7】図7は、一実施形態による着座、起立、および横たわり身体角度を示すグラフを示す。

【図8】図8は、一実施形態による身体移行を示すグラフを示す。

【図9】図9は、一実施形態による身体移行を示すグラフを示す。

【図10】図10は、一実施形態による移行を検出するための方法を示す。

【図11】図11は、一実施形態による移行検出を示すグラフを示す。

【図12】図12は、一実施形態による移行を分類するための方法を示す。

【図13】図13は、一実施形態による移行特徴量および移行検出を示すグラフを示す。

【図14】図14は、一実施形態による特徴量の線形分類を示すグラフを示す。

【図15】図15は、一実施形態による休止を分類するための方法を示す。

【図16】図16は、一実施形態による身体の例示的な仰臥姿勢を示す。

【図17】図17は、一実施形態による身体の例示的な仰臥姿勢を示す。

【図18】図18は、一実施形態による歩数計数アルゴリズムに関する方法を示す。

【図19】図19は、一実施形態による歩行中の較正された垂直加速度を示すグラフを示す。

【図20】図20は、一実施形態による、平均除去された較正された垂直加速度（1歩）を示すグラフを示す。

【図21】図21は、一実施形態による歩数ピックアップアルゴリズムに関する方法を示す。

【図22】図22は、一実施形態による歩数フィルタアルゴリズムに関する方法を示す。

【図23】図23は、一実施形態による歩行中の歩調間隔の分布を示すグラフを示す。

【図24】図24は、一実施形態による運転中の偽の歩調間隔の分布を示すグラフを示す。

【図25】図25は、一実施形態による検出された歩調間隔の尖度を示すグラフを示す。

【図26】図26は、一実施形態による歩行/ランニング中の左右の揺れを示すグラフを示す。

10

20

30

40

50

【図 27】図 27 は、一実施形態による垂直方向および左右方向での周波数の比を示すグラフを示す。

【図 28】図 28 は、一実施形態による活動を検出するための方法を示す。

【発明を実施するための形態】

【0006】

本発明は、一般に、ワイヤレスセンサデバイスに関し、より詳細には、人の身体の体勢および活動を決定するためのワイヤレスセンサデバイスに関する。以下の説明は、当業者が本発明を作製して使用することを可能にするために提示され、特許出願およびその要件に関連して提供される。本明細書で述べる実施形態ならびに全般的な原理および特徴に対する様々な修正形態が当業者には容易に明らかであろう。したがって、本発明の実施形態は、図示される例に限定されることは意図されず、本明細書で述べる原理および特徴と整合性のある最も広い範囲を与えられるべきである。

10

【0007】

いくつかの実施形態は、人の身体の体勢および活動を決定するための方法およびシステムを提供する。以下により詳細に述べるように、身体センサデバイスが、センサデータを受信する。次いで、身体センサデバイスは、センサデータに基づいて、身体の身体移行を検出して分類する。次いで、身体センサデバイスは、センサデータに基づいて、身体の活動が存在するかどうかを検出する。活動が存在する場合には、身体センサデバイスは、その活動を分類する。活動が存在しない場合には、身体センサデバイスは、センサデータに基づいて、および前の身体移行に基づいて、身体の休止姿勢を分類する。

20

【0008】

図 1 は、一実施形態によるワイヤレスセンサデバイス 100 を示す。図示されるように、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、センサ 102 と、センサ 102 に結合された処理装置 104 と、処理装置 104 に結合されたメモリ 106 と、メモリ 106 に結合されたアプリケーション 108 と、アプリケーション 108 に結合された送信機 110 とを含む。ワイヤレスセンサデバイス 100 を使用して、身体センサデバイスを実装することができる。一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、ユーザに対して任意の向きで、ユーザの任意の位置に取り付けられる。一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、ユーザの胸部、胴部、または胸郭に取り付けられる。センサ 102 は、ユーザからデータを取得して、そのデータをメモリ 106 に、さらにはアプリケーション 108 に送信する。処理装置 104 は、アプリケーション 108 を実行して、ユーザの体勢および活動レベルに関する情報を監視する。この情報は、送信機 110 に送信され、さらに別のユーザまたはデバイスに中継される。

30

【0009】

一実施形態では、センサ 102 は、微小電気機械システム (MEMS) 3 軸加速度計であり、処理装置 104 は、マイクロプロセッサである。処理装置 104、メモリ 106、アプリケーション 108、および送信機 110 に関して様々なデバイスを利用することができ、それらが本発明の趣旨および範囲に含まれることを当業者は容易に理解されよう。

【0010】

一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイスは、3 軸加速度計である。様々なワイヤレスセンサデバイスを利用できることを当業者は容易に理解されよう。例えば、様々な実施形態、ワイヤレスセンサデバイスは、3 軸加速度計、1 軸加速度計、2 軸加速度計、ジャイロスコープ、圧力センサ、パッチ形態などの少なくとも 1 つでよく、それらは全て、本発明の実施形態の趣旨および範囲内にある。

40

【0011】

一実施形態では、加速度サンプルが較正される。従来、較正なしの加速度計データを利用するのみのワイヤレスセンサデバイスは、より低い精度の体勢検出および活動レベル監視をもたらす。較正なしの加速度計データは、実際の身体軸に対して任意に位置決めすることができる。したがって、本明細書で述べる実施形態は、ワイヤレスセンサデバイスの較正処置を含むことがあり、これは、加速度データから導出される 3 つの軸の生成を可能

50

にし、これらの軸は、実際の身体軸と一致する。すなわち、前側 - 後側 A P (前後) - Z 軸；中央 - 側方 M L (左右) - X 軸；および垂直 V T (上下) - Y 軸である。較正処置は、少なくとも V T 軸の方向を決定することを必要とし、その後、V T 軸を使用して他の 2 軸を決定する。別の実施形態では、前傾または仰臥中のさらなる較正を利用して、較正精度を改良する。

【 0 0 1 2 】

いくつかの実施形態は、自動較正、手動較正、および睡眠学習較正によって、ワイヤレスセンサデバイスを較正する。自動較正では、アルゴリズムは、ユーザが歩行しているかどうかを解析し、次いで、この検出された歩行期間中に、垂直較正ベクトルを取得する。手動較正では、パッチ形態ワイヤレスセンサデバイスと中継器（例えば、スマートフォン、ハンドヘルドデバイス、コンピュータ、通信デバイス）との間のワイヤレス通信が存在し、中継器は、選択時に、または自動較正に失敗したときに、ワイヤレスセンサデバイスを手動で較正する。手動較正は、限定はしないが、精度の改良のために、1 回の直立較正、歩行較正、直立および前傾較正を含み、寝たきりの患者のために、仰臥および起き上がり較正を含む。睡眠学習較正では、ユーザが横になっているときの睡眠データのみが利用可能である（例えば睡眠学習中）場合に、アルゴリズムは、一晩のデータに関して、ワイヤレスセンサデバイスを較正する。

10

【 0 0 1 3 】

いくつかの実施形態は、垂直軸 V T を決定し、V T を使用して他の 2 軸を決定する。手動較正が選択される場合には、ワイヤレスセンサデバイスの微小電気機械システム (MEMS) ベースのアルゴリズムは全て、手動較正を利用して、ユーザの体勢および活動レベルを検出する。自動較正が選択される場合には、ワイヤレスセンサデバイスの MEMS ベースのアルゴリズムは全て、自動較正を利用して、ユーザの体勢および活動レベルを検出する。手動較正も自動較正も選択されない場合には、体勢検出は使用不可にされ、ワイヤレスセンサデバイスの MEMS ベースのアルゴリズムは全て、非較正モードで動作する。

20

【 0 0 1 4 】

ワイヤレスセンサデバイスの自動較正が実現された後、導出された較正ベクトルにより、ワイヤレスセンサデバイスは、様々なアルゴリズムを利用できるようになり、これらのアルゴリズムは、限定はしないが、歩数計の歩数計数、転倒検出、および体勢検出を含むユーザの活動レベルを測定する。一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイスをユーザに取り付けた後、ワイヤレスセンサデバイスは、限定はしないがユーザの少なくとも 1 つの軸に沿った加速度サンプルを含む様々なタイプのデータを継続的にかつ自動的に取得する。ワイヤレスセンサデバイスの処理装置内部に埋め込まれたアプリケーションは、加速度サンプルをしきい値と比較して、ユーザの活動レベルを測定する。

30

【 0 0 1 5 】

図 2 は、一実施形態による身体の体勢および活動を決定するための方法を示す。図 1 および図 2 を合わせて参照すると、第 1 に、ステップ 2 0 2 によって、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 が、センサデータを受信する。一実施形態では、センサデータは、所定の時間窓にわたって、人の身体に関連付けられる少なくとも 1 つの軸に関する加速度サンプルを含む。一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、センサの軸が身体

40

【 0 0 1 6 】

の軸と一致するようにセンサデータを較正する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、ステップ 2 0 4 で、センサデータに基づいて身体の体勢移行を検出して分類する。一実施形態では、体勢移行を検出するために、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、身体が第 1 の体勢から第 2 の体勢に移行しているかどうかを検出する。

【 0 0 1 7 】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、ステップ 2 0 6 で、センサデータに基づいて身体の活動が存在するかどうかを検出する。一実施形態では、身体移行を検出するために、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、移行信号を計算し、次いで、移行信号が移行し

50

きい値を超えるかどうか判断する。移行信号が移行しきい値を超える場合には、ワイヤレスセンサデバイスは、体勢移行が特定の体勢移行かどうか分類する。一実施形態では、体勢移行は、着座から起立、起立から着座、または屈みの1つである。

【0018】

身体が活動が存在する場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、次いで、ステップ208で活動を分類する。一実施形態では、身体が活動が存在するかどうか検出するために、ワイヤレスセンサデバイス100は、加速度計信号のシグナルマグニチュードエリアを決定する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、シグナルマグニチュードエリアが活動しきい値よりも大きいかどうか判断する。一実施形態では、活動は、歩行またはランニングの1つである。

10

【0019】

活動が存在しない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、次いで、ステップ210で、センサデータに基づいて、および前の身体移行に基づいて、身体の休止姿勢を分類する。一実施形態では、身体が休止姿勢を分類するために、ワイヤレスセンサデバイス100は、垂直角度を計算し、垂直角度および前の身体移行に基づいて休止姿勢を分類する。一実施形態では、休止姿勢は、着座、起立、または横たわりの1つである。

【0020】

いくつかの実施形態では、体勢および活動を自動的に検出して分類することは、(例えば、老人ホーム入居者、身体活動を必要とする患者など)様々な集団の日常の活動を監視するのに非常に有用であり得る。

20

【0021】

いくつかの実施形態では、3軸加速度計など任意のタイプのセンサを身体(例えば、胸部、胴部など)に取り付けることができ、これは、安価であり、継続的な監視を可能にする。

【0022】

様々な実施形態において、体勢/活動分類器をなす2つの主要な部分が存在する。第1の部分は、体勢分類であり、これは、着座、起立、屈み、および(様々な副次的体勢:仰臥、腹臥、左横臥、右横臥での)横たわりなど、静止活動を区別する。第2の部分は、活動分類であり、これは、歩行と、ランニングと、運転やサイクリングなど他のタイプの活動とを区別し、歩行/ランニング中の歩数を計数する。

30

【0023】

身体角度のみに基づく体勢分類は、着座と起立が似たように見えることがあるため、しばしば不正確である。様々な実施形態において、システムは、最初に、体勢移行を検出して分類する。休止中には、システムは、最後の活動、最後の移行、および身体角度を見て、最も可能性の高い体勢を判断する。

【0024】

活動分類は、以下のものを見ることによって、歩行/ランニングを他のタイプの活動(例えば運転)から区別することができる:歩みの規則性、水平方向よりも垂直方向で大きい動き、および歩行/ランニング中に現れる左右の揺れ運動。

【0025】

全体的な体勢/活動分類

40

図3は、一実施形態による身体が体勢および活動を決定するための方法を示す。図1~図3をまとめて参照すると、最初に、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ302で、3軸加速度計データ $a[n]$ を取得する。ここで、 $a[n]$ は、3軸(x、y、z)での生の加速度サンプルである。

【0026】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ304で、回転 $A[n] = R^* a[n]$ を適用し、ここで、 $A[n]$ は、3つの較正された軸(x、y、z)での回転された加速度であり、 R は、 $a[n]$ を $A[n]$ に変換するための回転行列である。いくつかの実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100は、垂直および水平身体軸を一致さ

50

せるために加速度計軸の回転を適用する。加速度計は任意の位置に取り付けることができるため、ワイヤレスセンサデバイス100が真の身体軸を知ることができるように最初の起立/歩行期間中に較正され、Xが右に向き、Yが上に向き、Zが後ろに向くように較正される。

【0027】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ306でローパスフィルタを適用し、ここで、ALPは、ローパスフィルタ後の加速度である。

【0028】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ308で、移行を検出する。移行が検出された場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ310で、その移行を分類する。移行が検出された場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ312および314で、移行が行われていることを示すフラグを設定する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ316で、体勢を、最後の非移行体勢として設定する。

10

【0029】

ステップ310で、ワイヤレスセンサデバイス100が移行を検出していないが、ステップ318で、移行が行われていることを示すフラグが設定された場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ320でその移行の検出を終了し、次いでステップ322でそれを分類する。例えば、移行分類は、着座から起立、起立から着座、および屈みを含むことがある。

20

【0030】

ワイヤレスセンサデバイス100が過去に移行を検出しておらず、依然として移行を検出しない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ324で、活動を検出する。ステップ326で活動が存在する場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ328でそれを分類する。例えば、そのような活動分類は、歩行、ランニング、または他の活動を含むことがある。

【0031】

活動が存在しない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ330で、それを休止期間と判断し、次いで、前の移行を使用して休止期間を分類する(例えば、最後の移行、最後の活動、および身体角度などを使用する)。例えば、休止分類は、着座、起立、横たわり(例えば、仰臥、腹臥、左横臥、右横臥)を含むことがある。

30

【0032】

したがって、前に検出された移行および活動を使用して、休止期間中の体勢を決定する。多くのシナリオにおいて、人が休止しているときにセンサによって観察する場合、その人が着座しているか起立しているかを判断することは難しい。しかし、移行および運動が予め検出されている場合(例えば、歩行し、次いで停止する)、人は、起立している可能性が最も高い。起立から着座への移行が検出され、人が動かずに休んでいる場合には、人は着座している可能性が最も高い。

【0033】

図4は、一実施形態による歩行とランニングとの活動の相違を示すグラフ400の一例の図を示す。一実施形態では、検出の活動は、加速度計信号のシグナルマグニチュードエリアを使用して行われる。図示されるように、歩行とランニングは、活動の異なる大きさを示し、ここで、歩行は、より小さな大きさを左側に示されており、ランニングは、より大きな大きさを右側に示されている。

40

【0034】

活動の検出

図5は、一実施形態による活動を検出するための方法を示す。図3および図5を参照すると、図5のフローチャートは、図3のフローチャートのステップ324(活動を検出する)に対応する。図5を参照すると、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ502で、加速度計データ(例えば1秒窓)を取得する。一実施形態では、1秒窓は、1秒の

50

加速度計データである。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ504で、バンドパス（例えば、0.6～15ヘルツの間）を適用する。一実施形態では、3つの軸全ての加速度計データが、バンドパスフィルタにかけられる。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ506で、窓期間（例えば1秒窓）内で、各バンドパスフィルタ後の加速度の絶対値を合算する。1秒内でのこのフィルタ後のデータの絶対値の和が、各軸ごとに計算される。

【0035】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ508で、シグナルマグニチュードエリアの合算値を計算する（ $SMA_{sum} = SMA_X + SMA_Y + SMA_Z$ ）。各軸からの合算されたシグナルマグニチュードエリア（SMA）が加えられて、その窓に関する最終的なSMAを得る。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ510で、活動（ $SMA_{sum} > 10$ ）を検出する。一実施形態では、活動の検出は、シグナルマグニチュードエリア（SMA）に対するしきい値に基づく。活動が生じていることを検出するために、しきい値（この場合には10）よりも大きいSMAが使用される。次いで、この情報が活動分類器に進み、活動分類器は、どの種類の活動が行われているかを判断する。

10

【0036】

活動の分類

図6は、一実施形態による活動を分類するための方法を示す。図3および図6を参照すると、図6のフローチャートは、図3のフローチャートのステップ328（活動を分類する）に対応する。以下により詳細に述べるように、歩行またはランニングでない活動（例えば運転、サイクリングなど）をフィルタ除去するために、アルゴリズムは、水平方向での加速度を全体的な加速度の大きさと比較する。また、アルゴリズムは、垂直方向の加速度と水平面内での加速度との差も求める。垂直加速度が水平面よりも大きい活動は、歩行およびランニングである可能性が最も高い。

20

【0037】

図6を参照すると、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ602で、回転された加速度を取得する。ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ604で、全ての3つの方向x、y、zで加速度の大きさを計算し、全体の加速度を与える。x方向とy方向での加速度の大きさが、水平面内での加速度をなす。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ606で、加速度にローパスフィルタを適用する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ608で、絶対値を取り、それを再びローパスフィルタにかける。結果は、活動の全体的な大きさ、および水平面内での加速度の大きさの尺度である。

30

【0038】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、いくつかの比較を行う。例えば、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ610で、活動の合計の大きさが何らかの歩行しきい値よりも大きいかどうか判断し、また、合計の活動が、ある定数を水平面での活動に掛けた値よりも大きいかどうか判断する。歩行およびランニングにおいて、上下の跳ね運動は、加速度の全体的な大きさを水平方向での加速度よりも大きくし（ $mag_{total} > * mag_{horz}$ ）、ここで、 $*$ は、合計の大きさが水平方向よりもどれだけ大きいべきかを決定する定数であり、これを使用して感度を調節することができる（デフォルト=1）。また、合計の大きさ（ mag_{total} ）は、しきい値 $walk_thresh$ よりも大きくすべきである。

40

【0039】

全体の加速度が、それら2つの基準に合格する場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ612で、現在の窓（例えば1秒窓）に関するSMAを取得する。SMAは、予め計算され、活動が歩行であるかランニングであるかを判断するために使用される。

【0040】

50

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ614で、SMAをしきい値（例えば100重力単位）と比較する。このしきい値が満たされる場合（ $SMA > 100$ ）、ステップ616で、活動は、ランニングと定義される。そうでない場合には、ステップ618で、この活動は歩行となる。

【0041】

ワイヤレスセンサデバイス100が歩行またはランニングを検出した場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ620で、実際の歩数を計数するためにその活動を歩数フィルタまたは歩数カウンタに通すことができる。以下により詳細に述べるように、歩行またはランニング中の歩数を計数するために、別の歩数計数アルゴリズムも使用される。

10

【0042】

加速度の全体的な大きさが上記の2つの基準に合格しない場合には、ステップ622で、活動はそれ以外（未決定）となる。

【0043】

着座、起立、横たわり身体角度

図7は、一実施形態による着座、起立、および横たわり身体角度を示すグラフ700を示す。ワイヤレスセンサデバイス100は、この校正された加速度データを取得した後に、胸部の垂直角度を計算することができる。ワイヤレスセンサデバイス100は、垂直方向のアーコサインとしてそれを計算することができる。すなわち、 $\theta = \arccos(-ALPY)$ である。したがって、y方向は、垂直と定義される。

20

【0044】

横たわりは、垂直角度に基づいて検出することができる。ワイヤレスセンサデバイス100は、分類を行うために、垂直角度に対するしきい値を使用することができる（例えば、 60° が横たわりとみなされる）。着座と起立はかなり重なり合うが、着座は、起立よりも極端な角度で行われることがある（ $15^\circ < 60^\circ$ が着座とみなされる）。いくつかの実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100は、移行を解析して、 $< 15^\circ$ のときに着座と起立とを区別する助けとなる。

【0045】

ワイヤレスセンサデバイス100は、身体が寄りかかっているときや、寝椅子に横になっているときなど、特定のタイプの着座を検出することができる。ワイヤレスセンサデバイス100が $15^\circ \sim 60^\circ$ の間の垂直角度を検出する場合には、身体が着座している可能性がかなり高い。しかし、 15° 未満の範囲では、身体が着座しているか起立しているかを判断するのは難しい。

30

【0046】

3軸加速度計での移行

図8は、一実施形態による身体移行を示すグラフ800を示す。グラフ800は、x、y、z加速度データを示す。水平軸は時間であり、垂直軸は、単位gでの加速度である。3つの線は、x、y、およびz加速度計データである。最初の大きな振れは、起立から着座に移行するときの加速度計信号の変化を示す。もう1回の大きな振れは、着座から起立に再び戻る移行を示す。

40

【0047】

グラフ800を参照すると、最初に、身体は起立している。途中で、身体は着座しており、最後に、身体は再び起立している。したがって、起立から着座、次いで着座から起立が、2つの移行である。身体が着座するとき、身体はわずかに前傾し、z軸での大きな変化を引き起こす。身体が再び起立するとき、身体は再び前傾し、z軸でもう一度大きな変化を引き起こす。一番下の点線は、yである。破線は、zである。実線は、xである。

【0048】

図示されるように、起立から着座および着座から起立への移行は、3軸加速度計で容易にみられ、z軸での最小値およびy軸での最大値として見られる。起立から着座への移行に関して、Z軸（前後）での最小値は、Y軸（垂直）での最大値よりも後である。また、

50

Z最小値の左に、右よりも大きな面積が存在する。着座から起立への移行に関しては、Zでの最小値が、Yでの最大値よりも前である。Z最小値の右に、左よりも大きな面積が存在する。

【0049】

図9は、一実施形態による身体移行を示すグラフを示す。屈みに関して、グラフは、着座/起立移行と同様に見えるが、Y最大値ははるかに大きく、期間がより長い。最大値はより大きく、最小値はより小さい。

【0050】

移行の検出

図10は、一実施形態による移行を検出するための方法を示す。図3および図10を参照すると、図10のフローチャートは、図3のフローチャートのステップ308（移行を検出する）に対応する。図10を参照すると、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1002で、較正/回転された加速度データを取得する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1004で、移行信号を計算する。移行信号は、Y軸での加速度からZ軸での加速度を引いたものである。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1006で、バンドパスフィルタを適用する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1008で、移行を検出する。移行信号がしきい値を超える場合には、移行が検出される。図11は、一実施形態による移行検出1100を示すグラフを示す。

【0051】

移行の分類

図12は、一実施形態による移行を分類するための方法を示す。図3および図12を参照すると、図12のフローチャートは、図3のフローチャートのステップ322（移行を分類する）に対応する。以下により詳細に述べるように、検出される移行は、起立から着座、着座から起立、および屈みを含む。

【0052】

図12を参照すると、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1202で、移行開始と移行終了との間で、回転されてローパスフィルタにかけられた加速度データALPを取得する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1204で、YおよびZ軸での極値および極値時点、すなわち $\max(ALPX)$ 、 $\min(ALPZ)$ 、 $t_{\max Y}$ 、 $t_{\min Z}$ を見つける。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1206で、移行窓の縁部までのYおよびZ極値の左右への面積（正）、すなわち $areaLY$ 、 $areaRY$ 、 $areaLZ$ 、 $areaRZ$ を計算する。

【0053】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1208で、各検出された移行に関する特徴量を計算して、特徴量を特徴量ベクトルfに設定する。いくつかの実施形態では、特徴量はまた、以下の特徴量の任意の組合せを含むこともある：Y最大の時点 - Z最小の時点、Z最小の左右への面積の比、Y最小の左右への面積の比、Z最小の総面積、Y最大の総面積、Y最大の値、およびZ最小の値。

【0054】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1210で、体勢移行に見ることがあるアーチファクトを排除する。Z軸での最小値がしきい値未満（例えば - 0.45）である場合には、対象の移行は、アーチファクトとみなされる。これが真である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1212で、最後の移行を不明なものとして記憶する。Z軸での最小値がしきい値以上である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1214で、分類モデルを取得する。一実施形態では、この分類器は、3つの重みベクトル、すなわち W_{sit} 、 W_{stand} 、 W_{bend} からなる線形SVMでよい。

【0055】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1216で、移行タイプを分類

10

20

30

40

50

するために分類モデルを使用する。いくつかの実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、サポートベクトルマシン SVM を使用する。いくつかの実施形態では、線形 SVM は、各クラス（着座（sit）、起立（stand）、屈み（bend））ごとの特徴量ベクトル f と重みベクトル（ W_{sit} 、 W_{stand} 、 W_{bend} ）とのドット積でよく、3つの判別式値 d_{sit} 、 d_{stand} 、 d_{bend} を生じる。いくつかの実施形態では、最大のドット積（ d_{sit} 、 d_{stand} 、 d_{bend} ）が、その移行の分類を決定する。いくつかの実施形態では、 $d_{sit} = W_{sit} * f$ 、 $d_{stand} = W_{stand} * f$ 、および $d_{bend} = W_{bend} * f$ である。

【0056】

ワイヤレスセンサデバイス 100 は、ステップ 1218 で、 $d_{sit} > d_{stand}$ 、 d_{bend} かどうか判断する。そうである場合には、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、ステップ 1220 で、最後の移行を、起立から着座として記憶し、最後の移行の時点記憶する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、ステップ 1222 で、 $d_{stand} > d_{sit}$ 、 d_{bend} かどうか判断する。そうである場合には、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、ステップ 1224 で、最後の移行を、着座から起立として記憶し、最後の移行の時点記憶する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、ステップ 1226 で、最後の移行を屈みとして記憶し、最後の移行の時点記憶する。

10

【0057】

移行特徴量の解説

図 13 は、一実施形態による移行特徴量および移行検出を示すグラフ 1300 を示す。各移行に関して計算された 7 つの特徴量が示されており、ここで、分類器は、特徴量を使用して、着座 > 起立、起立 > 着座、および屈みを区別する。

20

【0058】

第 1 の特徴量は、 y 最大と z 最小との間の時間であり、これは、 y 最大の時点から z 最小の時点を引きいたものである（ $t_{Ymax} - t_{Zmin}$ ）。この値は、正の値でも負の値でもよい。いくつかの実施形態では、負は、起立から着座を示し、正は、着座から起立を示す。

【0059】

第 2 の特徴量は、 z 最小の左右への面積の比（ $area_{LZ} / area_{RZ}$ ）である。これは、 z の左の面積を、 z の右の面積で割った値である。第 3 の特徴量は、 y 最小の左右への面積の比（ $area_{LY} / area_{RY}$ ）である。第 4 の特徴量は、 z 最小の総面積（ $area_Z$ ）である。第 5 の特徴量は、 y 最大の総面積（ $area_Y$ ）である。第 6 の特徴量は、 y 最大の値（ $max(A_{YLP})$ ）である。第 7 の特徴量は、 z 最小の値（ $min(A_{ZLP})$ ）である。

30

【0060】

特徴量の数は異なることがあり、特定の数は特定の実装形態に依存する。

【0061】

特徴量の線形分類

図 14 は、一実施形態による特徴量の線形分類を示すグラフ 1400 を示す。図示されるように、これらのプロットの各点は 1 回の移行であり、軸は、互いに対してプロットされた特徴量である。また、着座（円）と起立（十字）は、線によって明確に区別可能である。屈み（三角）も区別可能である。線形分類器は、線形境界を見つけて、これらのクラスを区別する。

40

【0062】

休止の分類

図 15 は、一実施形態による休止を分類するための方法を示す。図 3 および図 15 を参照すると、図 10 のフローチャートは、図 3 のフローチャートのステップ 330（休止を分類する）に対応する。一般に、活動中でない間、ワイヤレスセンサデバイス 100 は、身体角度、最後の移行、および最後の活動を使用して、着座、起立、または横たわりを分

50

類する。

【0063】

図15を参照すると、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1502で、最後の休止体勢を現在の休止体勢として記憶する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1504で、最後の移行、最後の移行時点、最後の活動、および最後の活動時点を取得する。ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1506で、回転されてフィルタにかけられた加速度を取得する。

【0064】

ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1508で、重力角度 および を計算する。いくつかの実施形態では、 $\theta = \arccos(-ALPY)$ および $\phi = \arctan(ALPX / -ALPZ)$ である。

10

【0065】

ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1510で、 $\theta > 60^\circ$ かどうか判断する。

【0066】

$\theta > 60^\circ$ の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、身体が横になっていると判断する。いくつかの実施形態では、シート は、垂直角度（例えば、身体がどれだけ直立か）であり、ファイ は、身体が横になっており回転しているときに使用される角度である。いくつかの実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100は、横たわりの副次的体勢を決定するために を使用し、ファイ は、 90° の象限として見ることができる（例えば、仰臥、左横臥、腹臥、右横臥）。 $-45^\circ < \theta < 45^\circ$ の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1514で、休止体勢が腹臥（腹這い）と判断する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1516で、着座角度時点を0にリセットする。

20

【0067】

$-45^\circ < \theta < 45^\circ$ でない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1518で、 $45^\circ < \theta < 135^\circ$ かどうか判断する。 $45^\circ < \theta < 135^\circ$ である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1520で、休止体勢が左横臥であると判断し、次いでステップ1516で、着座角度時点を0にリセットする。

30

【0068】

$45^\circ < \theta < 135^\circ$ でない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1522で、 $135^\circ < \theta < 225^\circ$ かどうか判断する。 $135^\circ < \theta < 225^\circ$ である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1524で、休止体勢が仰臥（仰向け）であると判断し、次いでステップ1516で、着座角度時点を0にリセットする。

【0069】

$135^\circ < \theta < 225^\circ$ でない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100、ステップ1526で、休止体勢が右横臥であり、次いでステップ1516で、着座角度時点を0にリセットする。

40

【0070】

再びステップ1510を参照すると、 $\theta > 60^\circ$ でない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1528で、 $15^\circ < \theta < 60^\circ$ かどうか判断する。いくつかの実施形態では、身体が $15^\circ < \theta < 60^\circ$ であるとき、ワイヤレスセンサデバイス100は、身体が着座していると判断する。

【0071】

$15^\circ < \theta < 60^\circ$ の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1530で、着座角度時点 > 2 かどうか判断し、そうである場合には、休止体勢は、着座と分類される。次いで、ステップ1532で、着座角度時点は、サンプリング時間 $1 / Fs$ だけ増分される。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1

50

534で、最後の移行時点 > 最後の活動時点かどうか判断する。身体が、起立するには厳すぎる角度で傾いている場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、身体を着座(15° < | | < 60°)と分類することに留意されたい。そうでない場合には、身体は、曖昧な区域にある。また、最後の移行が起立から着座である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、身体が着座していると判断する。

【0072】

身体が15° < | | < 60°の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、身体が、その角度範囲内にある時間を計数する。その範囲内に少なくとも2秒間ある場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、身体が着座していると判断する。2秒未満である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、着座体勢か起立体勢かを判断するためにさらなる解析を行う。一実施形態では、その角度にある間は時間が増分され、ここで、着座を検出するために時間は少なくとも2秒である必要がある。身体が起立に移行する場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1532で、着座角度時点をゼロにリセットする。

【0073】

最後の移行時点 > 最後の活動時点である場合(最後の活動よりも最近に最後の移行が生じたことを意味する)、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1536で、最後の移行 = 着座から起立かどうか判断する。そうである場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1538で、休止体勢 = 起立と判断し、次いで、ステップ1516で、着座角度時点を0に設定する。

【0074】

再びステップ1534を参照すると、最後の活動時点が最後の移行時点よりも大きかった場合(最後の活動が最後の移行よりも最近に行われたことを意味する)、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1540で、最後の活動 = 歩行であるか、それとも最後の活動 = ランニングであるかを判断する。最後の活動 = 歩行または最後の活動 = ランニングである場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1538で、休止体勢 = 起立と判断し、次いでステップ1516で、着座角度時点 = 0に設定する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1544で、休止体勢 = 最後の休止体勢と判断し、または休止体勢を変えず、次いで、ステップ1516で、着座角度 = 0に設定する。

【0075】

再びステップ1536を参照すると、最後の移行 = 着座から起立でない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1542で、最後の移行 = 起立から着座かどうか判断する。

【0076】

最後の移行 = 起立から着座である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1532で、休止体勢 = 着座であると判断し、着座角度時間 = 着座角度時間 + 1 / Fsであると判断する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1544で、休止体勢 = 最後の休止体勢と判断し、次いでステップ1516で、着座角度 = 0に設定する。

【0077】

起座呼吸の重度の推定

図16は、一実施形態による身体の例示的な仰臥姿勢1600を示す。いくつかのシナリオでは、起座呼吸を必要とする患者は、仰臥(仰向け)中には呼吸困難になる。多くの場合、患者は枕を使用して、傾斜を付けた睡眠姿勢を取る。多くの場合、臨床医は、患者が枕をいくつ使用するかを質問して重度を判定する(枕がより多いと、より重度である)。

【0078】

図17は、一実施形態による身体の例示的な仰臥姿勢1700を示す。図示されるように、身体が、より多くの枕によって支えられている。一実施形態では、睡眠中の傾きの定

10

20

30

40

50

量化のためにシートが使用されることがある。横たわり体勢（例えば仰臥）は、60よりも大きいシート（ $> 60^\circ$ ）を使用して検出することができる。次いで、特定の角度で見て、ワイヤレスセンサデバイス100は、 90° - シータを取り、それらが傾けられた角度で見て、次いで、枕1つ分、または2つ分、または3つ分、または4つ分に対応する特定の角度範囲を推定する。いくつかの実施形態では、以下の角度を定めることができる。仰臥姿勢（ $135^\circ < \text{傾斜角度} < 225^\circ$ ）；および傾斜角度 = 90° - 、ここで $0^\circ < \text{傾斜角度} < 5^\circ$ ~ 枕1つ分、 $5^\circ < \text{傾斜角度} < 15^\circ$ ~ 枕2つ分、 $15^\circ < \text{傾斜角度} < 25^\circ$ ~ 枕3つ分、 $25^\circ < \text{傾斜角度} < 35^\circ$ ~ 枕4つ分。

【0079】

ロバストな歩数計数

10

椅子に座ったまま動くなどの様々な日常の活動は、MEMSデバイスにおいて、歩行のパターンに近いパターンを記録することがある。これらの活動と歩行と間の1つの顕著な特徴は、実際の歩行（またはランニング）中の歩み間の概して規則的な間隔と、他の活動での不規則でランダムな間隔とである。この相違は、散発的な動きが歩みとして計数されるのを防止するために利用される。

【0080】

いくつかの実施形態では、フィルタが、長さ N_STEP のバッファを使用して、最後の $N_STEP + 1$ 歩の間の間隔を記憶する。新たな歩み候補が生じるたびに、最後の歩み候補からの時間間隔が計算される。バッファは更新され、歩み候補は、最後の $N_STEP + 1$ 歩が次の歩みの T_MAX_STEP 内で生じていた場合にのみ、実際の歩みとして計数される。ワイヤレスセンサデバイス100は、歩調間隔のこのバッファを計算し、次いで尖度を計算する。

20

【0081】

非歩行活動中の偽の歩みの排除

運転など他の活動（すなわち道路の凹凸）によって引き起こされる動きが、実際の歩みと間違われる可能性がある。これらの車の動きは、歩行中の歩みよりも不規則に起こる。歩行中の歩調間隔の分布は、均一な分布に近く、車の動きの分布はより鋭い。歩調間隔の尖度と活動レベルとの組合せを使用して、歩み候補が真の歩みか、それとも運転によって引き起こされた動きであるか判断する。

【0082】

30

また、歩行は、歩みの周波数の半分で生じる左右の揺れを生じ、他の活動はこれを示さない。いくつかの実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100は、垂直軸での最小値の平均周波数 $mean(freq Y)$ 、および左右軸での最小値と最大値の平均周波数 $mean(freq X)$ を決定する。比 $mean(freq Y) / mean(freq X)$ は、歩行およびランニングに関しては1に近いはずである。

【0083】

いくつかの実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100は、偽の歩みを排除する。偽の歩みは、運転や、歩行せずに足踏みすることなどによって引き起こされることがある。歩調間隔の分布は、実際の歩行中には非常に規則的である。したがって、ヒストグラムにプロットされる場合、実際の歩行に関しては、ほとんどの歩みがほぼ同じ間隔を有するため、間隔は非常に鋭くなる。人が運転している場合、間隔は広がる。尖度は、分布の鋭さを測る統計的尺度である。ワイヤレスセンサデバイス100は、それを使用して、実際の歩みと偽の歩みとを区別することができる。また、ワイヤレスセンサデバイス100は、歩行中に生じる左右の揺れを解析することもでき、これは、上下の跳ね運動の周波数の半分で生じる。ワイヤレスセンサデバイス100は、幅方向（y方向）で、周波数のこの比を決定する。

40

【0084】

全体的な歩数計数アルゴリズム

図18は、一実施形態による歩数計数アルゴリズムに関する方法を示す。ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1802で、歩数カウントを0に初期化する。ワイヤレ

50

スセンサデバイス100は、ステップ1804で、歩みを正規化する。ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1806で、サンプリングレート f_s で、MEMSデバイスから x 、 y 、 z を取得する。次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1808で、 x 、 y 、および z を正規化する。ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1810で、平均を求める。

【0085】

ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1812で、途中交差検出アルゴリズムを適用する。一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100は、最小値と最大値の間の途中で加速度が交差するときを決定することによって歩みを検出する。その時点で、歩みは、歩み候補となり得る。

10

【0086】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1814で、歩み候補フラグ=1かどうか判断する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1804に戻る。歩み候補フラグ=1である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1816で、歩数フィルタアルゴリズムを適用する。ワイヤレスセンサデバイス100は、歩数フィルタアルゴリズムを使用して、歩みが実際の歩みかどうか判断し、偽の歩みと思われるものをフィルタ除去する。

【0087】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1818で、歩み候補フラグ=1かどうか判断する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1804に戻る。歩み候補フラグ=1である場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1820で、散発的運動検出アルゴリズムを適用する。

20

【0088】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1822で、歩み候補フラグ=1かどうか判断する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ1804に戻る。歩み候補フラグ=1である場合には、ステップ1824で、増分歩数カウント。歩みの検出は、極小値と極大値を見つけることによって行われる。最大値は、何らかのしきい値よりも高くなければならず、最小値は、何らかのしきい値よりも低くなければならず、加速度がゼロに交差したときは常に、それらの両方が検出されるときに、そのゼロ交差で歩数が計数される。

30

【0089】

図19は、一実施形態による歩行中の較正された垂直加速度を示すグラフ1900を示す。図20は、一実施形態による、平均除去された較正された垂直加速度(1歩)を示すグラフ200を示す。

【0090】

図21は、一実施形態による歩数ピックアップアルゴリズムに関する方法を示す。図18および図21を参照すると、図21のフローチャートは、図18のフローチャートのステップ1814への入力である。図21を参照すると、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2102で、 $normavg(n) - normavg(n-1) > \text{しきい値}$ かどうか判断する。「はい」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2104で、傾き=1を設定する。「いいえ」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2106で、 $normavg(n) - normavg(n-1) < -\text{しきい値}$ かどうか判断する。「はい」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2108で、傾き=0を設定する。「いいえ」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2110で、傾き=1を定める。「いいえ」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2112で、正規化された歩みがしきい値よりも大きいかどうか判断する。「はい」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2114で、傾き=0を設定し、ここで、 $normmin = \min(normmin, normavg(n-1))$ であり、次いでステップ2116で、歩み候補フラグ=0を設定する。

40

50

【0091】

再びステップ2110を参照すると、傾き = 1の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2218で、 $normmax > normmin$ 、および $normavg(n) > (normmax + normmin) / 2$ 、および $normavg(n-1) < (normmax + normmin) / 2$ かどうか判断する。「はい」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2220で、歩み候補フラグ = 1を設定する。「いいえ」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2222で、 $normavg(n) - normavg(n-1) < -しきい値$ かどうか判断し、次いでステップ2216で、歩み候補フラグ = 0を設定する。

【0092】

$normavg(n) - normavg(n-1) < -しきい値$ の場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2224で、傾き = 0を設定し、ここで、 $normmax = min(normmax, normavg(n-1))$ であり、次いでステップ2216で、歩み候補フラグ = 0を設定する。

【0093】

図22は、一実施形態による歩数フィルタアルゴリズムに関する方法を示す。図18および図22を参照すると、図22のフローチャートは、図18のフローチャートのステップ1816（フィルタアルゴリズム）に対応する。以下により詳細に述べるように、歩数フィルタアルゴリズムは、最後の歩み以降の間隔を計算する。全ての歩調間隔が所定のしきい値未満である場合には、それは候補である。図22を参照すると、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2202で、最後の歩み候補以降の間隔を計算し、最後の歩数ジャンプ間隔を含む循環バッファを更新する。

【0094】

ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2204で、バッファエントリが全て T_MAX_STEP よりも小さいかどうか判断する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2206で、歩数ジャンプフラグ = 1および歩み候補フラグ = 0を設定する。そうである場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2208で、歩み候補フラグ = 1を設定する。

【0095】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2210で、歩数ジャンプフラグ = 1かどうか判断する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2212で、歩数増分 = 1を設定する。そうである場合には、ワイヤレスセンサデバイス100は、ステップ2214で、歩数ジャンプフラグ = 0および歩数増分 = 歩数ジャンプを設定する。

【0096】

図23は、一実施形態による歩行中の歩調間隔の分布を示すグラフ2300を示す。図24は、一実施形態による運転中の偽の歩調間隔の分布を示すグラフ2400を示す。図25は、一実施形態による検出された歩調間隔の尖度を示すグラフ2500を示す。

【0097】

図26は、一実施形態による歩行/ランニング中の左右の揺れを示すグラフ2600を示す。図示されるように、歩行およびランニング中、左右の周波数は、垂直の周波数の半分である。したがって、各最小値が垂直加速度に関して選択される場合には、垂直最小値の平均周波数は、 $1 / \text{最小値間の時間の平均}$ として計算することができる。最小値および最大値が左右の加速度に関して選択される場合には、左右の極値の平均周波数は、 $1 / \text{極値間の時間の平均}$ として計算することができる。歩行またはランニング中、2つの周波数の比は約1であり、この基準を使用して、歩行またはランニングを検出することができる。

【0098】

図27は、一実施形態による垂直方向と左右方向での周波数の比を示すグラフ2700を示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 9 】

図 2 8 は、一実施形態による活動を検出するための方法を示す。図 1 8 および図 2 8 を参照すると、図 2 8 のフローチャートは、図 1 8 のフローチャートのステップ 1 8 2 0 (散発的運動検出アルゴリズム) に対応する。

【 0 1 0 0 】

図 2 8 を参照すると、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、ステップ 2 8 0 2 で、最後の歩み候補以降の間隔を計算し、一步ごとに、歩調間隔および活動に関する循環バッファを更新する。

【 0 1 0 1 】

次いで、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、バッファ内の歩調間隔の尖度を計算し、偽の歩み = (時間間隔 < しきい値間隔) および (活動レベル < 活動しきい値) であるバッファ内の歩みの数を計算し、ステップ 2 8 0 4 で、 $Y \times 比 = y$ 軸最小値の周波数の平均 / x 軸極値の周波数の平均を計算する。

10

【 0 1 0 2 】

ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、ステップ 2 8 0 6 で、非歩行活動インジケータ = 尖度 $\times a$ + 偽の歩み $\times b$ を設定する。

【 0 1 0 3 】

ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、ステップ 2 8 0 8 で、非歩行活動インジケータ < 運転しきい値であるか判断し、下限 < $Y \times 比$ < 上限かどうか判断する。そうでない場合には、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、ステップ 2 8 1 0 で、歩み候補フラグ = 0 を設定する。「はい」の場合には、ワイヤレスセンサデバイス 1 0 0 は、ステップ 2 8 1 2 で、歩み候補フラグ = 1 を設定する。

20

【 0 1 0 4 】

本明細書で開示される実施形態は、多くの利益を提供する。例えば、本明細書で述べる実施形態のいくつかの実装形態は、身体の体勢および活動を決定するために人の胸部または胸部に取り付けられた加速度計など、ワイヤレスセンサデバイスを使用する。

【 0 1 0 5 】

本明細書で述べたように、いくつかの実施形態は、人の身体の体勢および活動を決定するための方法およびシステムを提供する。以下により詳細に述べるように、身体センサデバイスが、センサデータを受信する。次いで、身体センサデバイスは、センサデータに基づいて、身体の状態移行を検出して分類する。次いで、身体センサデバイスは、センサデータに基づいて、身体の状態が存在するかどうかを検出する。状態が存在する場合には、身体センサデバイスは、その状態を分類する。状態が存在しない場合には、身体センサデバイスは、センサデータに基づいて、および前の状態移行に基づいて、身体の状態を分類する。

30

【 0 1 0 6 】

人の身体の体勢および活動を決定するための方法およびシステムが開示されている。本明細書で述べた実施形態は、完全にハードウェア実装の形態、完全にソフトウェア実装の形態、またはハードウェア要素とソフトウェア要素との両方を含む実装の形態を取ることができる。実施形態は、限定はしないが、アプリケーションソフトウェア、ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコードなどを含むソフトウェアとして実装することができる。

40

【 0 1 0 7 】

本明細書で述べるステップは、任意の適切な制御装置または処理装置と、任意の適切な記憶位置またはコンピュータ可読媒体に記憶されていることがあるソフトウェアアプリケーションとを使用して実装することができる。ソフトウェアアプリケーションは、本明細書で述べる機能を処理装置が受信機に行わせることを可能にする命令を提供する。

【 0 1 0 8 】

さらに、いくつかの実施形態は、コンピュータまたは任意の命令実行システムによって使用するため、またはそれに関連付けて使用するためのプログラムコードを提供するコン

50

コンピュータ使用可能またはコンピュータ可読媒体からアクセス可能なコンピュータプログラム製品の形態を取ることができる。本明細書では、コンピュータ使用可能またはコンピュータ可読媒体は、命令実行システム、装置、またはデバイスによって使用するため、またはそれに関連付けて使用するためのプログラムを格納、記憶、通信、伝播、または輸送することができる任意の装置でよい。

【0109】

媒体は、電子、磁気、光学、電磁、赤外線、半導体システム（もしくは装置もしくはデバイス）、または伝播媒体でよい。コンピュータ可読媒体の例には、半導体またはソリッドステートメモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み出し専用メモリ（ROM）、リジッド磁気ディスク、および光ディスクが含まれる。光学ディスクの現在の例には、DVD、コンパクトディスク読み出し専用メモリ（CD-ROM）、およびコンパクトディスク-読み出し/書き込み（CD-R/W）が含まれる。

10

【0110】

本発明を、図示される実施形態に従って説明してきたが、それらの実施形態に対する変形形態があり得、それらの変形形態も本発明の趣旨および範囲に含まれることを当業者は容易に理解されよう。したがって、添付の特許請求の範囲の趣旨および範囲から逸脱することなく、当業者は多くの修正を施すことができる。

【図1】

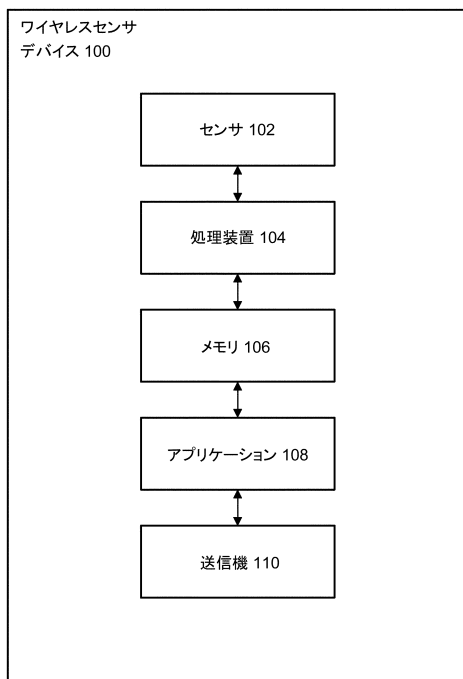


図1

【図2】

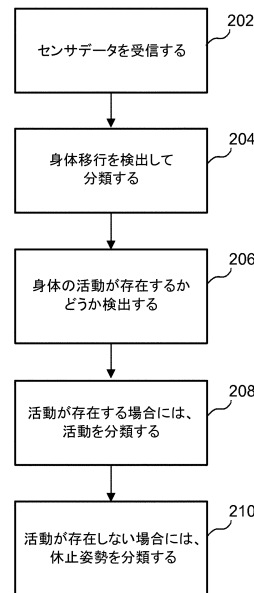


図2

【図3】

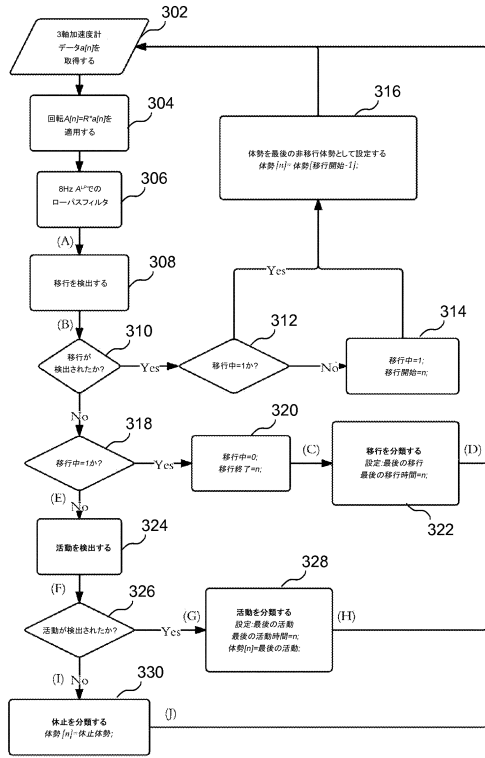


図3

【図4】

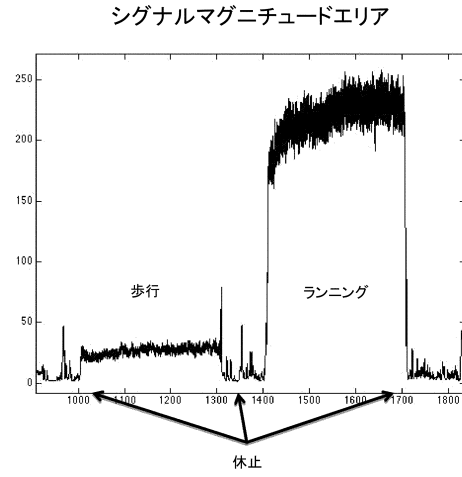


図4

【図5】

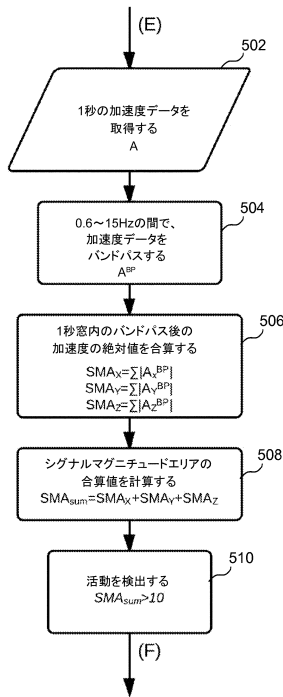


図5

【図6】

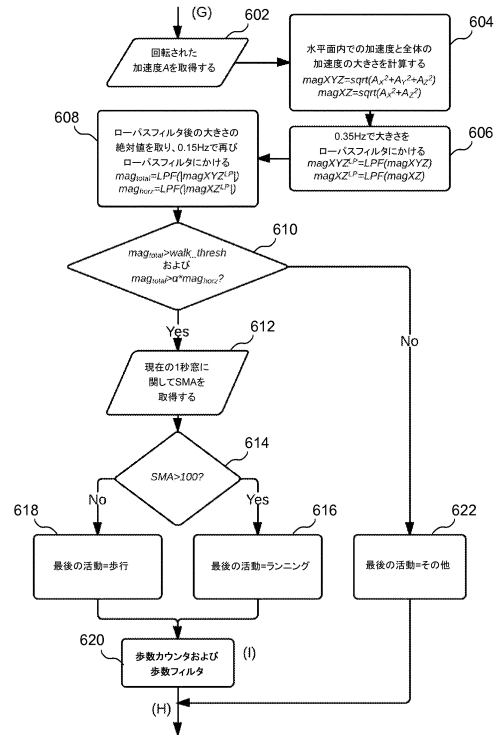
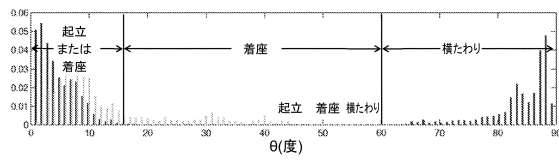


図6

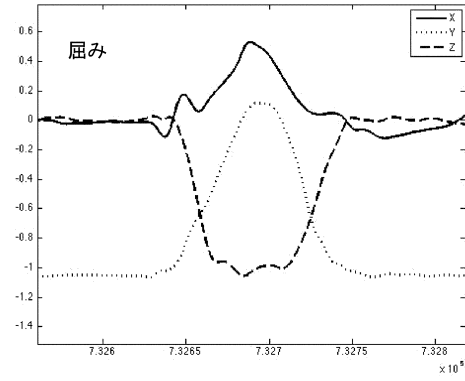
【 図 7 】



700

図 7

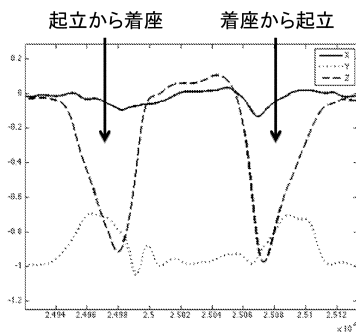
【 図 9 】



900

図 9

【 図 8 】



800

図 8

【 図 10 】

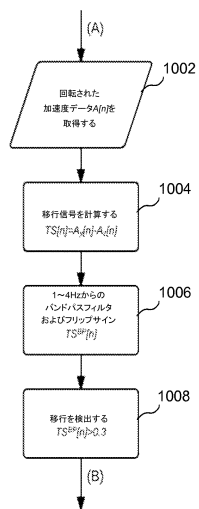
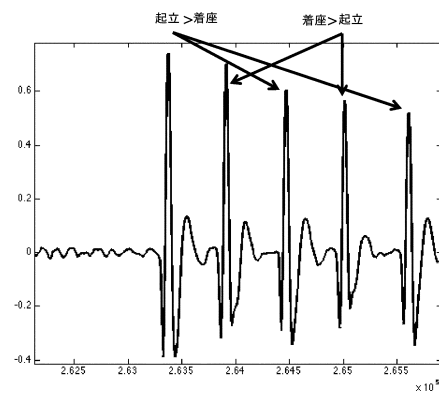


図10

【 図 11 】



1100

図 11

【 図 1 2 】

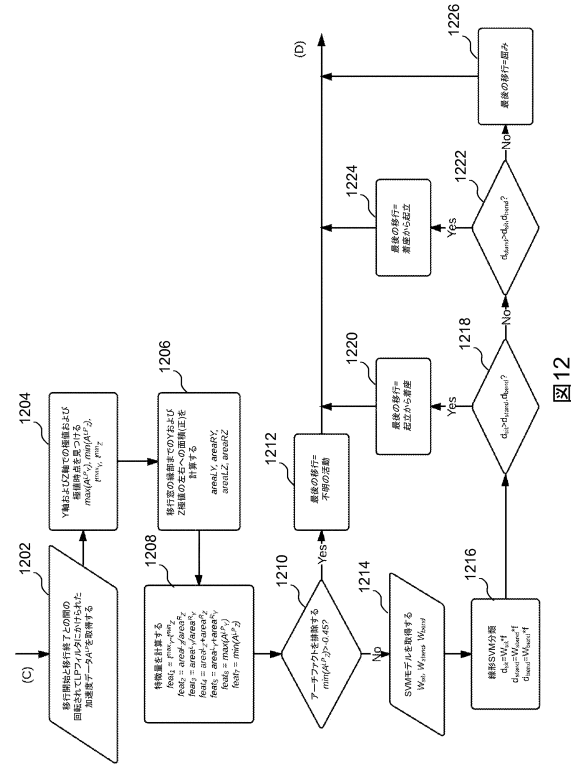
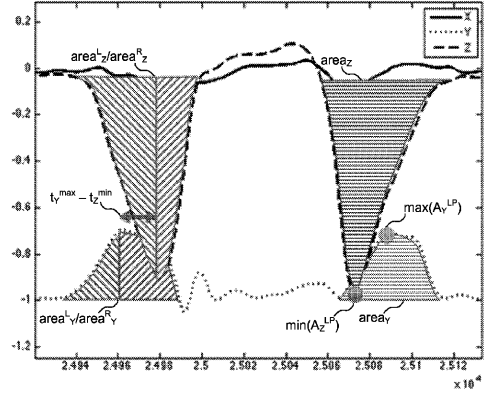


図 12

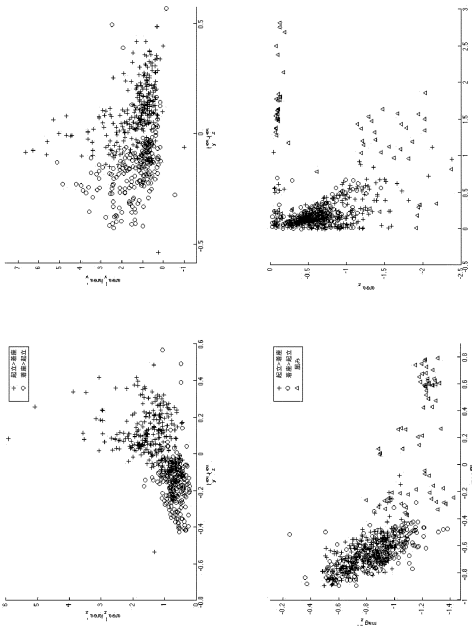
【 図 1 3 】



1300

FIG. 13

【 図 1 4 】



1400

図 14

【 図 1 5 】

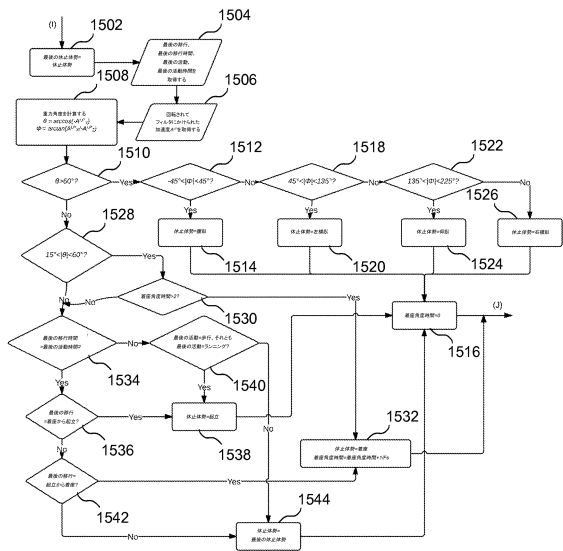


図 15

【 図 16 】

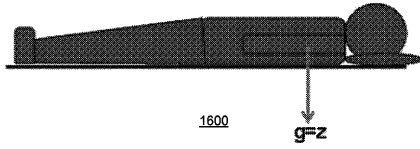


FIG. 16

【 図 17 】

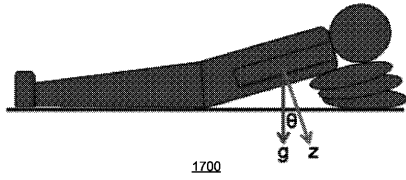


FIG. 17

【 図 18 】

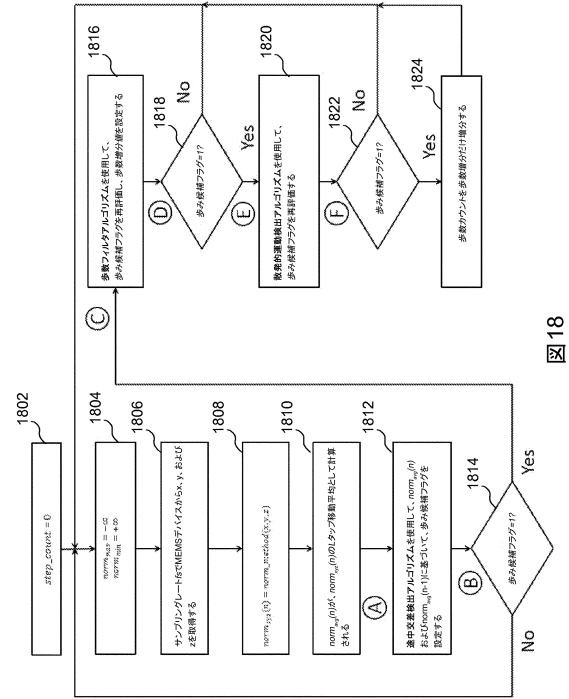
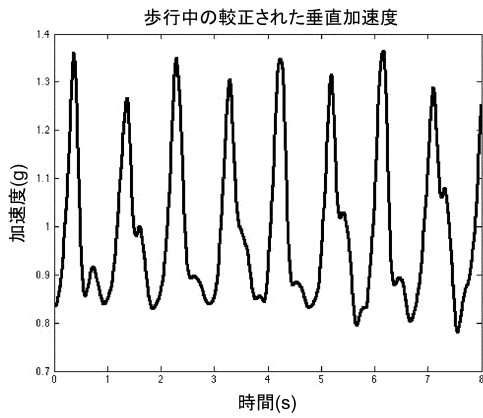


図 18

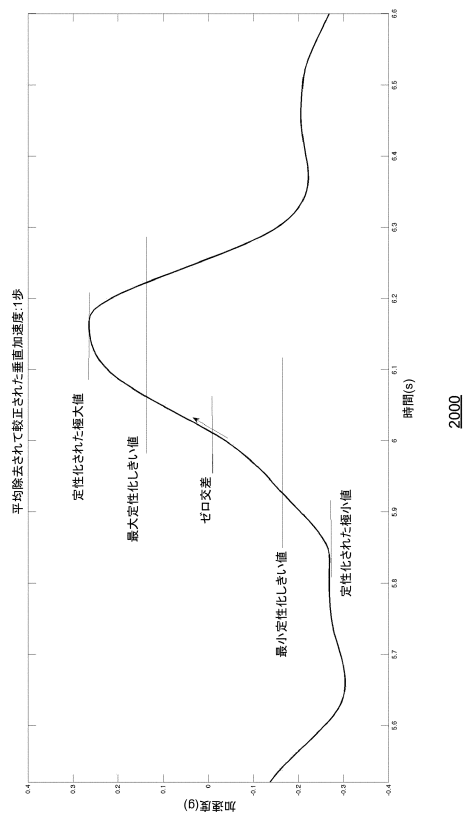
【 図 19 】



1900

図 19

【 図 20 】



2000

図 20

【 図 2 1 】

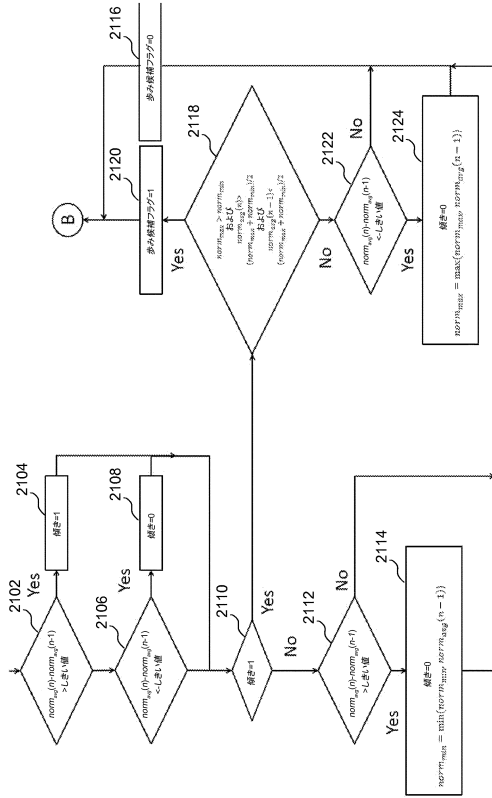


図 21

【 図 2 2 】

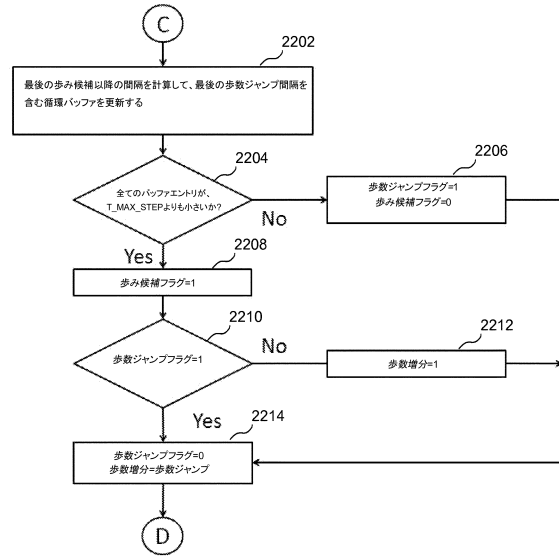
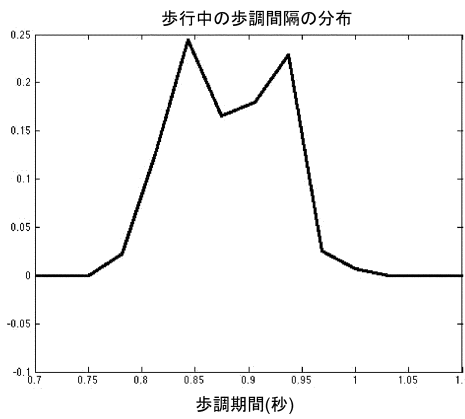


図 22

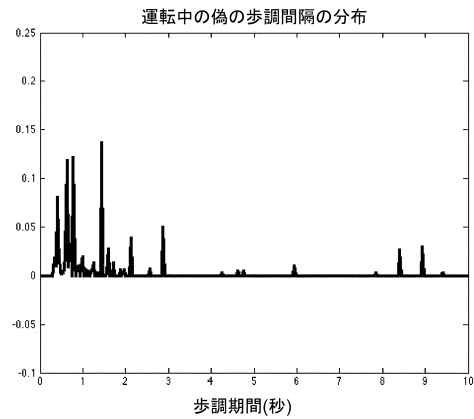
【 図 2 3 】



2300

図 23

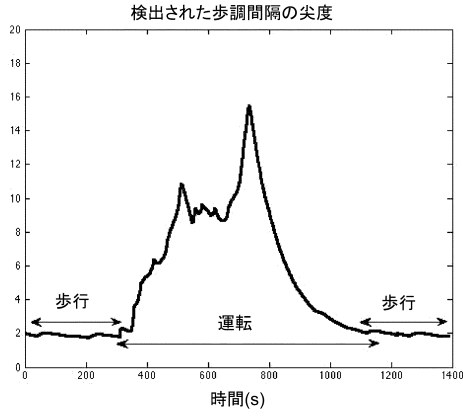
【 図 2 4 】



2400

図 24

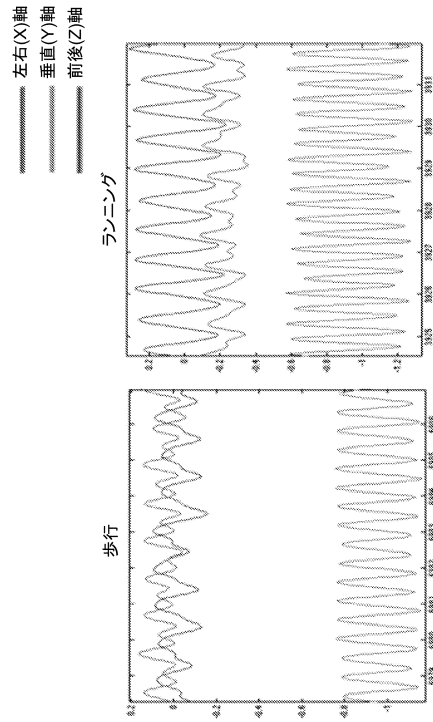
【図25】



2500

図25

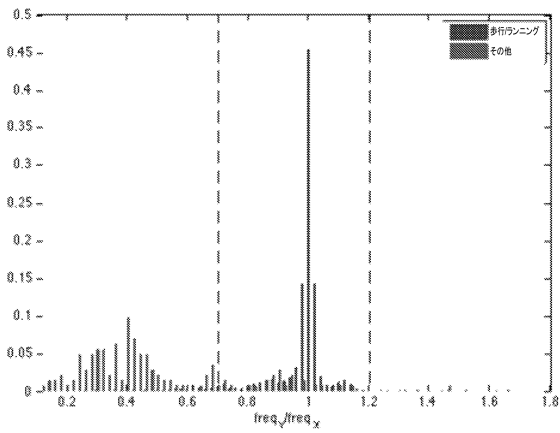
【図26】



2600

図26

【図27】



2700

図27

【図28】

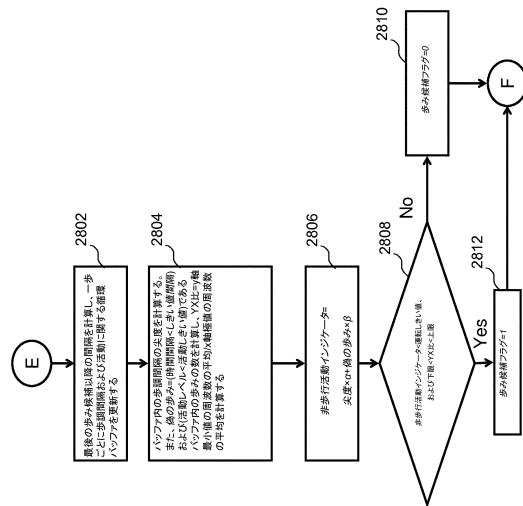


図28

フロントページの続き

- (72)発明者 チャン, アレクサンダー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95008, キャンベル, イースト ハミルトン アヴェニ
ュー 900, スイート 500
- (72)発明者 フェルドシ, ニマ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95008, キャンベル, イースト ハミルトン アヴェニ
ュー 900, スイート 500
- (72)発明者 ナラシマーン, ラヴィ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95008, キャンベル, イースト ハミルトン アヴェニ
ュー 900, スイート 500

審査官 佐藤 高之

- (56)参考文献 国際公開第2012/014110 (WO, A2)
米国特許第08206325 (US, B1)
米国特許出願公開第2009/0082699 (US, A1)
米国特許出願公開第2011/0066383 (US, A1)
米国特許出願公開第2010/0217533 (US, A1)
米国特許出願公開第2007/0118056 (US, A1)
国際公開第2011/133799 (WO, A1)
米国特許出願公開第2010/0256532 (US, A1)
米国特許出願公開第2010/0298655 (US, A1)
米国特許出願公開第2011/0054359 (US, A1)
国際公開第2012/106770 (WO, A1)
特開2010-125239 (JP, A)
特開2007-160076 (JP, A)
特開2003-061935 (JP, A)
Dean M. Karantonis, Michael R. Narayanan, Merryn Mathie, Nigel H. Lovell, and Branko G
. Celler, Implementation of a Real-Time Human Movement Classifier Using a Triaxial Acc
elerometer for Ambulatory Monitoring, IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN B
IOMEDICINE, 2006年 1月, 第10巻, 第1号, p. 156-167

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/22