

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5392671号  
(P5392671)

(45) 発行日 平成26年1月22日 (2014. 1. 22)

(24) 登録日 平成25年10月25日 (2013. 10. 25)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

A 6 1 B 5/10 3 1 O G

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-307997 (P2008-307997)  
 (22) 出願日 平成20年12月2日 (2008. 12. 2)  
 (65) 公開番号 特開2010-131085 (P2010-131085A)  
 (43) 公開日 平成22年6月17日 (2010. 6. 17)  
 審査請求日 平成23年11月25日 (2011. 11. 25)

特許法第30条第1項適用 平成20年6月5日～7日  
 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門主催  
 の「ロボティクス・メカトロニクス講演会2008」に  
 おいて文書をもって発表

(73) 特許権者 899000068  
 学校法人早稲田大学  
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地  
 (74) 代理人 100114524  
 弁理士 榎本 英俊  
 (72) 発明者 藤江 正克  
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学  
 校法人早稲田大学内  
 (72) 発明者 岡本 淳  
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学  
 校法人早稲田大学内  
 (72) 発明者 川村 和也  
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学  
 校法人早稲田大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 歩行計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

歩行者とともに移動しながら歩行者の下肢の動きを計測する歩行計測装置であって、  
 前記歩行者の大腿部及び爪先部の三次元位置・姿勢を測定する位置姿勢センサと、前記  
 下肢の状態を特定するために当該下肢内に複数設定された特徴点の位置を所定時間毎に求  
 める特徴点算出手段とを備え、

前記特徴点算出手段では、予め定めた下肢モデルに基づく演算式に前記位置姿勢センサ  
 の測定値を代入することで、前記各特徴点の位置を前記所定時間毎に算出することを特徴  
 とする歩行計測装置。

【請求項2】

歩行者に自動的に追従しながら当該歩行者の下肢の動きを計測する歩行計測装置であっ  
 て、

装置全体を駆動装置によって自律移動させる移動体と、前記歩行者の大腿部及び爪先部  
 の三次元位置・姿勢を測定する位置姿勢センサと、当該位置姿勢センサの測定値から、前  
 記歩行者との相対位置関係を予め設定した一定状態に維持するように前記駆動装置の動作  
 を制御する移動制御手段と、前記下肢の状態を特定するために当該下肢内に複数設定され  
 た特徴点の位置を所定時間毎に求める特徴点算出手段とを備え、

前記特徴点算出手段では、予め定めた下肢モデルに基づく演算式に前記位置姿勢センサ  
 の測定値を代入することで、前記各特徴点の位置を前記所定時間毎に算出することを特徴  
 とする歩行計測装置。

10

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は歩行計測装置に係り、更に詳しくは、歩行者の歩行に伴う下肢の動きを把握するための歩行計測装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

高齢化により生じる歩行機能の低下を未然に把握し、このような機能低下防止のトレーニング等を効果的に行うためには、適正な歩行評価が必要になる。また、高齢化や疾病により歩行障害が生じた場合には、適正な歩行評価を行った上で、適切なリハビリテーションを行う必要がある。以上の歩行評価は、医師や理学療法士が対象者（患者）を目視観察して行われるが、各医師や理学療法士の感覚に頼る部分が大きく、視者によって評価結果が異なる場合がある。

10

## 【0003】

ところで、特許文献1には、被験者となる歩行者の足部の動きを計測可能な歩行解析システムが開示されている。この歩行解析システムは、歩行者の足部に装着されて当該足部の加速度データや角速度データを測定した上で無線出力するセンサと、このセンサからのデータを受信するアクセスポイントと、当該アクセスポイントからネットワークを通じて前記データが入力され、当該データから歩行者の歩行速度等のリハビリテーション用解析項目を求める歩行解析装置とからなる。

20

【特許文献1】特開2008-161228号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、前記歩行解析システムにあっては、リハビリテーション用解析項目として、足部のストライド長、ステップ長、歩行速度等を求めるに過ぎないことから、歩行者の下肢全体の動きを定量的に求めることができず、下肢全体の動きの評価は、依然として医師や理学療法士の目視観察に頼らざるを得ないという問題がある。また、前記歩行解析システムでは、センサからのデータがネットワークを通じて歩行解析装置に送信される構造であるため、センサからのデータを送受信可能な領域範囲でしか利用することができず、どこでも自由に利用できないという問題もある。更に、前記歩行解析システムでは、前記センサを足部のみならず脚部の複数箇所に付けると、データ通信量が増大するため、データ通信を効率良く、且つ、瞬時に行うための別の機能を付加しなければならず、システム構成が大掛かりになってしまうという問題がある。

30

## 【0005】

本発明は、このような問題に着目して案出されたものであり、その目的は、簡単な装置構成で、設置場所を問わずに歩行者の下肢の動きを定量的に求めることができる歩行計測装置を提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

40

(1) 前記目的を達成するため、本発明は、歩行者とともに移動しながら歩行者の下肢の動きを計測する歩行計測装置であって、

前記歩行者の大腿部及び爪先部の三次元位置・姿勢を測定する位置姿勢センサと、前記下肢の状態を特定するために当該下肢内に複数設定された特徴点の位置を所定時間毎に求める特徴点算出手段とを備え、

前記特徴点算出手段では、予め定めた下肢モデルに基づく演算式に前記位置姿勢センサの測定値を代入することで、前記各特徴点の位置を前記所定時間毎に算出する、という構成を採っている。

## 【0007】

(2) また、本発明は、歩行者に自動的に追従しながら当該歩行者の下肢の動きを計測

50

する歩行計測装置であって、

装置全体を駆動装置によって自律移動させる移動体と、前記歩行者の大腿部及び爪先部の三次元位置・姿勢を測定する位置姿勢センサと、当該位置姿勢センサの測定値から、前記歩行者との相対位置関係を予め設定した一定状態に維持するように前記駆動装置の動作を制御する移動制御手段と、前記下肢の状態を特定するために当該下肢内に複数設定された特徴点の位置を所定時間毎に求める特徴点算出手段とを備え、

前記特徴点算出手段では、予め定めた下肢モデルに基づく演算式に前記位置姿勢センサの測定値を代入することで、前記各特徴点の位置を前記所定時間毎に算出する、という構成を採ることが好ましい。

【発明の効果】

10

【0008】

本発明によれば、下肢の状態を特定するのに必要となる複数の特徴点の位置が一定時間毎に測定されることになるため、各測定時間において、得られた各特徴点の位置を順に結ぶことで、時間毎の下肢の状態を得ることができ、当該下肢状態を時系列的に並べて対比することで、下肢の動きを定量的に求めることができる。また、本発明の歩行計測装置では、歩行者とともに移動しながら当該歩行者の下肢の動きを計測するため、インターネット等のネットワーク通信等の通信環境が不要となり、簡単な装置構成により、屋内屋外問わずに通信環境が整わない場所でも、歩行者の下肢の動きを求めることができる。更に、下肢の状態を特定するのに必要となる複数の特徴点全部にセンサを取り付ける必要がなく、大腿部及び爪先部の最低二箇所の位置姿勢をセンシングすることで、各特徴点の位置を

20

【0009】

特に、前記(2)のように構成することで、歩行者に自動追従しながら、歩行者の下肢の動きを求めることができるため、位置姿勢センサの本体や特徴点算出手段等を構成する機器が大型であり、当該機器を歩行者の身体の一部に取り付けできないような場合でも、歩行者や他の者が前記機器を歩行者の歩行とともに人為的に移動させる必要がなく、この

30

ような手間を掛けずに下肢の動きを求めることができる。また、歩行者の歩行動作を測定するための位置姿勢センサの測定値を使って、移動体の自動追従制御も行われることになるため、当該自動追従制御用として新たなセンサ等を歩行者に取り付ける必要がなく、当該自動追従制御に伴う装置構成の大型化や複雑化を抑制することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0011】

図1には、本実施形態に係る移動式の歩行計測装置の概略構成図が示されている。この図において、歩行計測装置10は、装置全体を移動させる移動体11と、移動体11に搭載された位置姿勢センサ13及び計測制御機器14とを備えて構成されている。

40

【0012】

前記移動体11は、計測制御機器14による後述の動作制御によって、被験者となる歩行者Hの歩行に伴い、当該歩行者Hの後方で自動的に追従可能となるように自律移動する。この移動体11は、位置姿勢センサ13及び計測制御機器14が配置された本体16と、本体16の底部の前側左右二箇所に回転可能に支持されたキャスター17, 17と、本体16の底部の後側左右二箇所に回転可能に支持された駆動輪18, 18と、左右両側の駆動輪18, 18をそれぞれ独立して駆動させる駆動装置としてのモータ20と、左右両側の各駆動輪18, 18の回転角度を測定するエンコーダ21とを備えて構成されている

50

。

## 【 0 0 1 3 】

前記位置姿勢センサ 1 3 は、歩行者 H の下肢 K に存在する所定点の三次元位置・姿勢を測定可能なセンサであり、本実施形態では、公知の磁気センサが用いられている。この位置姿勢センサ 1 3 は、本体 1 6 に固定されて交流磁場を発生させるトランスミッタ 2 2 と、トランスミッタ 2 2 で本体 1 6 周辺に発生した交流磁場に応じて電流を発生するコイルからなるレシーバ 2 3 ( マーカ ) と、本体 1 6 に固定されるとともに、レシーバ 2 3 からの電流に応じて当該レシーバ 2 3 の三次元位置・姿勢を特定するセンサ本体 2 5 とからなる。

## 【 0 0 1 4 】

前記レシーバ 2 3 は、歩行者 H に装着されて当該装着部位の位置及び姿勢を測定するための装着用レシーバ 2 7 と、事前の設定に使用される初期設定用レシーバ 2 8 とが存在する。装着用レシーバ 2 7 は、歩行者 H の左右の大腿部 K 1 と左右の爪先部 K 4 とにベルト等の装着具 3 0 で着脱自在に装着される。初期設定用レシーバ 2 8 は、後述するように、歩行者 H が歩行を開始する前の静止状態で、歩行者 H の下肢 K に設定された複数の特徴点 A ~ E の位置及び姿勢を測定する際に用いられる。これら各レシーバ 2 7 , 2 8 は、それぞれで発生した電流がケーブル 3 2 を通じてセンサ本体 2 5 に伝送するようになっている。なお、以下の説明において、大腿部 K 1 に取り付けられた装着用レシーバ 2 7 の装着点を「大腿部測定点 P 1 」と称し、爪先部 K 4 に取り付けられた装着用レシーバ 2 7 の装着点を「爪先部測定点 P 2 」と称する。また、以上の装着用レシーバ 2 7 及び初期設定用レシーバ 2 8 で検出される位置及び姿勢は、移動体 1 1 に取り付けられたトランスミッタ 2 2 の所定位置を原点 G 1 とする位置姿勢センサ 1 3 の座標系における位置及び姿勢であり、以下、当該座標系を「移動体座標系」と称する。ここで、移動体座標系は、直交三軸 ( x 軸、y 軸、z 軸 ) とし、以下、特に明示しない限り、移動体座標系における座標を ( x , y , z ) と表し、z 軸回りの回転角 A、y 軸回りの回転角 E、x 軸回りの回転角 R とし、移動体座標系における姿勢を ( A , E , R ) と表す。

## 【 0 0 1 5 】

なお、ここでの位置姿勢センサ 1 3 は、公知のセンサを用いており、その構成や構造は、本発明の本質ではないことから、詳細な説明を省略する。また、位置姿勢センサ 1 3 としては、歩行者の大腿部 K 1 及び爪先部 K 4 の三次元位置・姿勢を測定可能なセンサであれば何でも良く、無線式等の他の磁気センサや光学式センサを用いることも可能である。但し、磁気センサを用いた方が、遮蔽物等が存在する等、計測環境が変化する屋外等で使用しても、より高精度に大腿部 K 1 及び爪先部 K 4 の三次元位置・姿勢を測定することができる。

## 【 0 0 1 6 】

前記計測制御機器 1 4 は、C P U ボード、シリアルボード、カウンタボード、D A ボード、モータドライバ、メモリ等からなるコンピュータによって構成され、複数のプログラムモジュール及び / 又は処理回路より成り立っている。

## 【 0 0 1 7 】

この計測制御機器 1 4 は、位置姿勢センサ 1 3 の測定値から、歩行者 H との相対位置関係を予め設定した一定状態に維持するようにモータ 2 0 の動作を制御する移動制御手段 3 4 と、予め仮定した下肢モデルに基づく演算式に所定時間毎に検出した位置姿勢センサ 1 3 の測定値を代入することで、前記特徴点 A ~ E の位置を演算で求める特徴点算出手段 3 5 とを備えている。

## 【 0 0 1 8 】

前記移動制御手段 3 4 は、以下のようにモータ 2 0 を動作制御する。まず、歩行者 H が歩行を開始する初期時 ( 図 2 ( A ) ) に、歩行者 H の後方に位置する移動体 1 1 に取り付けられたセンサ本体 2 5 により、前記移動体座標系における左右両側の大腿部測定点 P 1 , P 1 の位置が検出され、これら各測定点 P 1 , P 1 の中点の位置が算出される。当該中点の位置は、歩行者 H を基準とした座標系 ( 以下、「歩行者座標系」と称する。 ) の原点

10

20

30

40

50

G 2 とされる。そして、歩行者座標系の原点 G 2 から移動体座標系の原点 G 1 に延びる位置ベクトル  ${}^H p$  が求められる。位置ベクトル  ${}^H p$  は、移動中一定となるように記憶される。なお、位置ベクトル  ${}^H p$  は、一定値を予め記憶しておいてもよい。

【 0 0 1 9 】

そして、所定時間後、歩行者 H が移動したときに（図 2（B））には、歩行者座標系の原点 G 2 から延びる一定の前記位置ベクトル  ${}^H p$  が達する地点が、一瞬、移動体座標系の原点 G 1 から外れ、この地点が移動体 1 1 の移動目標地点 M となる。このとき、センサ本体 2 5 により、移動体座標系における左右両側の大腿部測定点 P 1 , P 1 の位置及び姿勢が検出され、これら各測定点 P 1 , P 1 の中点となる原点 G 2 について、移動体座標系における平面位置が算出されるとともに、移動体座標系における上下方向（同図中紙面直交方向）となる z 軸回りの回転角が算出される。

10

【 0 0 2 0 】

次に、移動体座標系の原点 G 1 から移動目標地点 M への位置ベクトル  ${}^E p$  が、以下の演算式を使って算出される。

【数 1】

$${}^E p = {}^E T_H {}^H p \quad (1)$$

ここで、位置ベクトル  ${}^H p$  は、前述したように、移動体 1 1 の静止状態で予め記憶された一定値であり、変換マトリクス  ${}^E T_H$  は、前述のように算出された原点 G 2 の平面位置（x , y）及び z 軸回りの回転角 A から、次式で求められる。

20

【数 2】

$${}^E T_H = T_0 \cdot R_z^{-1}(A)$$

$$T_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & x \\ 0 & 1 & y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

30

$$R_z^{-1}(A) = \begin{bmatrix} \cos A & -\sin A & 0 \\ \sin A & \cos A & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【 0 0 2 1 】

そして、上式で求めた位置ベクトル  ${}^E p$  の大きさと移動体座標系の y 軸（図 2（B）中上下方向）とのなす角  $\theta$  を内積によって求め、次式により、左右両側の駆動輪 1 8 , 1 8 の平均角速度  $\omega$  と、移動体 1 1 の左右方向の回転（ステアリング）に必要となる左右両側の駆動輪 1 8 , 1 8 の差分速度  $\omega_s$  とが算出される。

40

【数 3】

$$\omega = K \cdot \left| {}^E p \right| \quad \omega_s = K_s \cdot \theta \quad (3)$$

なお、以上において、K と  $K_s$  は、実験により算出された比例定数である。

更に、平均角速度  $\omega$  から差分速度  $\omega_s$  を減算することで、左側の駆動輪 1 8 の角速度  $\omega_1$  が決定される一方、平均角速度  $\omega$  に差分速度  $\omega_s$  を加算することで、右側の駆動輪 1 8 の角速度  $\omega_2$  が決定される。

【 0 0 2 2 】

以上で求められた角速度  $\omega_1$  ,  $\omega_2$  で各駆動輪 1 8 , 1 8 が回転するように、モータ 2

50

0の駆動が制御される。この結果、移動体11は、自律移動して移動目標地点Mに到達し、歩行者Hの歩行に自動的に追従して、当該歩行者Hの後方の一定位置に移動することになる。なお、この移動制御は、移動体11の追従性を損ねない程度に一定時間毎に行われる。

#### 【0023】

前記特徴点算出手段35では、次のように歩行者Hの歩行中の特徴点A～Eの位置(座標)が求められる。この特徴点A～Eは、下肢Kの状態を特定するのに必須となる左右両側の下肢Kの五箇所それぞれにそれぞれ設定され、これら特徴点A～Eを順に直線で結ぶと実際の下肢Kの状態に沿う模擬脚線が得られる。ここで、図1に示されるように、特徴点Aは、大腿骨の一部位である大転子であり、特徴点Bは、膝関節中心付近となる大腿骨外側顆(膝外側点)であり、特徴点Cは、足関節付近となるくるぶし部分(踝点)であり、特徴点Dは、中足骨関節付近となる足部で最も外側に張り出している部位(第五中足骨頭点)であり、特徴点Eは、足部で最も前側に張り出している部位(第一末節骨先端)である。

#### 【0024】

そして、前記下肢モデルとして、図3に示されるように、片方の下肢Kを大腿部K1、下腿部K2、後足部K3、爪先部K4の四つの剛体で構成されていると考える。そこで、特徴点A、特徴点Bが大腿部K1の剛体上に存在し、特徴点D、特徴点Eが爪先部K4の剛体上に存在していると仮定する。また、大腿部K1と下腿部K2の間は、これらを直交三軸回りに相対回転可能にする三自由度の膝関節S1で連結され、下腿部K2と後足部K3の間は、同三自由度の足関節S2で連結され、後足部K3及び爪先部K4の間は、爪先部K4を後足部K3に対して上下方向にのみ回転可能にする一自由度の中足骨関節S3で構成されていると考える。

#### 【0025】

そこで、特徴点算出手段35では、先ず、大腿部測定点P1を原点としたローカル座標系において当該大腿部測定点P1から特徴点A、特徴点Bにそれぞれ延びる剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ と、爪先部測定点P2を原点としたローカル座標系において当該爪先部測定点P2から特徴点D、特徴点Eにそれぞれ延びる剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ とが算出される。これら剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ は、大腿部測定点P1と特徴点A、特徴点Bとの相対位置関係、及び爪先部測定点P2と特徴点D、特徴点Eとの相対位置関係が歩行中も変わらないため、歩行者Hが歩行中であっても常に一定である。また、歩行者Hが歩行中のときは、大腿部K1及び爪先部K2に装着用レシーバ27が装着され、大腿部測定点P1と爪先部測定点P2の三次元位置・姿勢が測定されるため、これら測定値と、一定となる前記剛体内の位置ベクトル ${}^t_h p$ とから、歩行中における特徴点A、B、D、Eの座標が算出され、当該座標から、歩行中における残りの特徴点Cの座標が算出されることになる。当該算出手順につき、図4のフローチャートを用いながら以下に詳述する。

#### 【0026】

先ず、歩行者Hが歩行を開始する前の静止状態(以下、「測定開始前状態」と称する。)において、各剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ が次のように求められる(ステップS101)。

#### 【0027】

この際に用いられる前記初期測定用レシーバ28には、図1に示されるように、棒状体37が取り付けられており、医師や理学療法士等が、測定対象となる歩行者Hの左右両側の下肢Kにおける特徴点A～Eに相当する部位を目視等で特定し、当該各部位に棒状体37の先端をそれぞれ接触させることで、移動体11のセンサ本体25で、各接触時における初期測定用レシーバ28の移動体座標系における三次元位置・姿勢がそれぞれ検出される。そして、次式により、移動体座標系の原点G1から各特徴点A～Eにそれぞれ延びる移動体座標系の初期位置ベクトル ${}^t_r p$ が求められる。

【数 4】

$${}^{tr}p = {}^{tr}T_{re} {}^{re}p \quad (4)$$

ここで、 ${}^{re}p$  は、初期測定用レシーバ 28 の所定部位を原点としたローカル座標系において、当該原点から棒状体 37 の先端に延びる位置ベクトルであり、予め設定された一定値となっている。また、 ${}^{tr}T_{re}$  は、初期測定用レシーバ 28 からの測定に基づく座標変換マトリクスであり、特徴点 A ~ E それぞれに棒状体 37 の先端が接触したときの各初期測定用レシーバ 28 の三次元位置 (x, y, z) 及び姿勢 (A, E, R) から、各特徴点 A ~ E それぞれの場合について次式で求められる。

10

【数 5】

$${}^{tr}T_{re} = T_0 \cdot R_z^{-1}(A) \cdot R_y^{-1}(E) \cdot R_x^{-1}(R)$$

$$T_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

20

$$R_z^{-1}(A) = \begin{bmatrix} \cos A & -\sin A & 0 & 0 \\ \sin A & \cos A & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$R_y^{-1}(E) = \begin{bmatrix} \cos E & 0 & \sin E & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin E & 0 & \cos E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

30

$$R_x^{-1}(R) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos R & -\sin R & 0 \\ 0 & \sin R & \cos R & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0028】

40

次に、歩行者 H が静止状態のままで、装着用レシーバ 23 により、大腿部測定点 P1 及び爪先部測定点 P2 の位置 (x, y, z) 及び姿勢 (A, E, R) がそれぞれ検出され、当該位置 (x, y, z) 及び姿勢 (A, E, R) を使い、先に求めた特徴点 A、B、D、E 点の初期位置ベクトル  ${}^{tr}p$  から、次式により、各剛体内位置ベクトル  ${}^{th}p$  が求められる。

【数 6】

$${}^{th}p = {}^{tr}T_{th}^{-1} {}^{tr}p \quad (6)$$

ここで、 ${}^{tr}T_{th}$  は、装着用レシーバ 23 からの測定に基づく座標変換マトリクスで

50

あり、前述した座標変換マトリクス ${}^t_r T_{r_e}$ の式と同一の上式(5)で求められる。すなわち、特徴点Aへの剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ は、大腿部K1に装着された装着用レシーバ27で検出された三次元の位置 $(x, y, z)$ 及び姿勢 $(A, E, R)$ を上式(5)に代入して座標変換マトリクス ${}^t_r T_{t_h}$ を特定し、特徴点Aの初期位置ベクトル ${}^t_r p$ を上式(6)に代入することで求められる。また、特徴点Bへの剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ も、特徴点Aと同様に求められる。一方、特徴点Dへの剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ は、爪先部K4に装着された装着用レシーバ27で検出された三次元の位置 $(x, y, z)$ 及び姿勢 $(A, E, R)$ と、特徴点Dの初期位置ベクトル ${}^t_r p$ とにより、特徴点A、Bの場合と同様に求められる。また、特徴点Eへの剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ も、特徴点Dと同様に求められる。

10

#### 【0029】

その後、歩行者Hが移動を開始し、一定時間毎に、装着用レシーバ27により、大腿部測定点P1及び爪先部測定点P2の位置 $(x, y, z)$ 及び姿勢 $(A, E, R)$ がそれぞれ検出される。この際、当該検出された位置 $(x, y, z)$ 及び姿勢 $(A, E, R)$ と、先に求めた一定の各剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ とを使い、以下の式から、歩行中における移動体座標系の原点G1から特徴点A, B, D, Eにそれぞれ延びる移動時位置ベクトル ${}^t_r p$ が、前記一定時間毎に求められる(ステップS102)。

#### 【数7】

$${}^t_r p = {}^t_r T_{t_h} {}^t_h p \quad (7)$$

20

すなわち、ここでは、特徴点Aへの移動時位置ベクトル ${}^t_r p$ (以下、「移動時位置ベクトル ${}^t_r a$ 」と称する。)を求める際には、対応する大腿部K1に装着された装着用レシーバ27で検出された三次元位置 $(x, y, z)$ 及び姿勢 $(A, E, R)$ を上式(5)に代入し、座標変換マトリクス ${}^t_r T_{t_h}$ を特定し、特徴点Aへの剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ を上式(7)に代入することで求められる。また、特徴点Bへの移動時位置ベクトル ${}^t_r p$ (以下、「移動時位置ベクトル ${}^t_r b$ 」と称する。)も、特徴点Aと同様に求められる。一方、特徴点Dへの移動時位置ベクトル ${}^t_r p$ (以下、「移動時位置ベクトル ${}^t_r d$ 」と称する。)を求める際には、対応する爪先部K4に装着された装着用レシーバ27で検出された三次元位置 $(x, y, z)$ 及び姿勢 $(A, E, R)$ と、特徴点Dへの剛体内位置ベクトル ${}^t_h p$ とにより、特徴点A、Bの場合と同様に求められる。また、特徴点Eへの移動時位置ベクトル ${}^t_r p$ (以下、「移動時位置ベクトル ${}^t_r e$ 」と称する。)も、特徴点Dと同様に求められる。

30

#### 【0030】

次に、移動体座標系の原点G1から特徴点Cへ延びる移動時位置ベクトル ${}^t_r c$ が、移動時位置ベクトル ${}^t_r b$ 、 ${}^t_r d$ 、 ${}^t_r e$ を使って以下のように算出される(ステップS103)。

#### 【0031】

この際、図5に示されるように、下肢モデルの中足骨関節S3には、ローカル座標系となる中足骨関節座標系が定義される。この中足骨関節座標系は、特徴点Dを原点G3として相互に直交するX軸、Y軸、Z軸からなる。ここで、原点G3から特徴点Eを通る直線をX'軸とし、原点G3から予め設定した固定点D1を通る直線をY軸とし、X'軸とY軸との外積によってZ軸を定義し、当該Z軸とY軸との外積によってX軸を定義する。固定点D1は、第一中足骨頭点に相当する点であり、歩行者Hの歩行中でも、特徴点Dとの相対位置関係が一定になるように予め設定された定点で、特徴点Dとともに移動すると仮定される。従って、Y軸は、中足骨関節の軸方向すなわち足の横方向に沿う軸線となる。

40

#### 【0032】

先ず、前述のように求めた測定開始前状態の特徴点B, C, Dの初期位置ベクトル ${}^t_r p$ から、特徴点BC間の距離 $l_s$ と特徴点CD間の距離 $l_h$ とが算出されてメモリに記憶される。これら距離 $l_s$ ,  $l_h$ は、前述した下肢モデルの構造上、歩行中でも常に一定となる。また、先に求めた特徴点Dへの移動時位置ベクトル ${}^t_r d$ に基づき、移動体座標系

50



の原点  $G_1$  から固定点  $D_1$  に延びる移動時位置ベクトル  ${}^t r d_1$  が求められる。

【 0 0 3 3 】

次に、中足骨関節座標系の原点  $G_3$  から特徴点  $C$  に延びるローカル位置ベクトル  ${}^m e c$  は、次の通りとなる。

【 数 8 】

$${}^m e c = (l_h \sin \theta, 0, l_h \cos \theta) \quad \left( -\frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \frac{\pi}{2} \right) \quad (8)$$

ここで、 $\theta$  は、中足骨関節座標系の  $Z$  軸とローカル位置ベクトル  ${}^m e c$  のなす角度であり、 $\alpha$  は、次式で求められる。なお、以下では、 $\alpha$  の解が二つ得られる場合があるが、足首の構造から小さい方の値が選択される。

【 数 9 】

$$\theta = \sin^{-1} \left( \frac{(B_x^2 + B_y^2 + B_z^2) - (l_s^2 - l_h^2)}{2l_h \sqrt{B_x^2 + B_y^2}} \right) - \alpha \quad (9)$$

$$\cos \alpha = \frac{B_x}{\sqrt{B_x^2 + B_z^2}} \quad \sin \alpha = \frac{B_z}{\sqrt{B_x^2 + B_z^2}}$$

上式 (9) では、中足骨関節座標系における特徴点  $B$  の座標  $(B_x, B_y, B_z)$  が代入されるが、当該座標  $(B_x, B_y, B_z)$  は、先に求めた移動体座標系における特徴点  $B$  への移動時位置ベクトル  ${}^t r b$  が、次式により中足骨関節座標系における特徴点  $B$  へのローカル位置ベクトル  ${}^m e b$  に変換されることで求められる。

【 数 10 】

$${}^m e b = {}^t r T_{me}^{-1} {}^t r b \quad (10)$$

ここで、 ${}^t r T_{me}$  は、中足骨関節座標系における位置ベクトルを移動体座標系における位置ベクトルに変換する座標変換マトリクスであり、移動体座標系における中足骨関節座標系の  $X$  軸基底ベクトルを  $i$ 、同  $Y$  軸基底ベクトルを  $j$ 、同  $Z$  軸基底ベクトルを  $k$ 、同  $X'$  軸基底ベクトルを  $i'$ 、移動体座標系から中足骨関節座標系への平行移動マトリクスを  $t$  としたときに、次式の通りとなる。

10

20

30

【数 1 1】

$${}^{tr}T_{me} = \begin{bmatrix} i & j & k & t \\ \hline 0 & & & 1 \end{bmatrix}$$

$$j = \frac{{}^{tr}d_1 - {}^{tr}d}{\|{}^{tr}d_1 - {}^{tr}d\|} \quad (11)$$

10

$$i' = \frac{{}^{tr}e - {}^{tr}d}{\|{}^{tr}e - {}^{tr}d\|}$$

$$k = i' \times j$$

$$i = j \times k$$

$$t = {}^{tr}d$$

20

【0 0 3 4】

そして、以上で求めたローカル位置ベクトル<sup>m e</sup> c から、上式 ( 1 1 ) による変換マトリクス<sup>t r</sup> T<sub>m e</sub>を用いた次式により、特徴点 B の移動時位置ベクトル<sup>t r</sup> c が算出される。

【数 1 2】

$${}^{tr}c = {}^{tr}T_{me} {}^{me}c \quad (12)$$

30

【0 0 3 5】

最後に、移動体座標系の各移動時位置ベクトル<sup>t r</sup> p ( <sup>t r</sup> a、<sup>t r</sup> b、<sup>t r</sup> c、<sup>t r</sup> d、<sup>t r</sup> e ) は、次式により、移動体 1 1 が移動を開始する前の移動体 1 1 の所定部分を原点とするワールド座標系の移動時位置ベクトル<sup>w</sup> p に変換される (ステップ S 1 0 4 ) 。

【数 1 3】

$${}^w p = {}^w T_{tr} {}^{tr} p \quad (13)$$

ここで、<sup>w</sup> T<sub>t r</sub> は、移動体座標系の位置ベクトルをワールド座標系の位置ベクトルに変換するための変換マトリクスであり、次のように求められる。

40

【数 1 4】

$${}^wT_r = T_0 \cdot R_z^{-1}(\theta_t)$$

$$T_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x_t \\ 0 & 1 & 0 & y_t \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$R_z^{-1}(\theta_t) = \begin{bmatrix} \cos\theta_t & -\sin\theta_t & 0 & 0 \\ \sin\theta_t & \cos\theta_t & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

10

上式(14)の $x_t$ 、 $y_t$ は、歩行者Hが歩行を開始してからの時間 $t$ における原点G1のワールド座標系における平面位置を表す。また、 $\theta_t$ は、前記時間 $t$ における原点G1のワールド座標系の $z$ 軸回りの移動体11の回転角度を表す。これら平面位置( $x_t$ 、 $y_t$ )と回転角度 $\theta_t$ は、前記エンコーダ21の測定値に基づき、次式で求められる。ここでは、エンコーダ21の測定値から求めた左右の各駆動輪18、18の角速度を $\omega_l$ 、 $\omega_r$ とし、各駆動輪18、18の間隔を予め記憶された一定値 $l$ とし、各駆動輪18、18の半径を予め記憶された一定値 $r$ としている。

20

【数 1 5】

$$\theta_t = \frac{1}{l} \int_0^t r(\omega_r - \omega_l) dt$$

$$x_t = \frac{r}{2} \int_0^t \cos\theta(\omega_r + \omega_l) dt \quad (15)$$

$$y_t = \frac{r}{2} \int_0^t \sin\theta(\omega_r + \omega_l) dt$$

30

【0036】

なお、ここでは、エンコーダ21の測定値に基づき、前記平面位置 $x_t$ 、 $y_t$ と回転角度 $\theta_t$ を演算で求めているが、本発明はこれに限らず、GPSを使い、その測定値をそのまま適用することもできる。

【0037】

40

以上のように、ワールド座標系に変換された特徴点A～Eの移動時位置ベクトル ${}^w p$ が一定時間毎にそれぞれ求められると、当該移動時位置ベクトル ${}^w p$ から、ワールド座標系における特徴点A～Eの三次元座標がそれぞれ求められる。これら特徴点A～Eの三次元座標は、当該各座標を直線で結ぶ解析ソフトウェアに入力されることで、測定時間毎に、歩行者Hの下肢Kの状態を表す模擬脚線が形成され、当該模擬脚線を図示しないモニター等で時系列的に表示することで、歩行者Hの下肢の動きを定量的に把握することができる。

【0038】

なお、前記移動体11は、キャスター17及び駆動輪18からなる車輪の回転で移動するが、キャタビラーや脚体等による移動構造に代替することもできる。また、駆動装置と

50

しては、本体 1 6 に駆動力を与えることができる限り、他のアクチュエータに代替してもよい。

【 0 0 3 9 】

また、前記実施形態では、前記移動体 1 1 が歩行者 H の後方に自動追従しているが、本発明はこれに限らず、移動体 1 1 が歩行者 H の側方や前方に自動追従させるようにしてもよい。

【 0 0 4 0 】

更に、移動制御手段 3 4 を省略し、歩行者 H やその他の者の操作によって移動体 1 1 を手動又は自動で動かすようにしてもよい。但し、前記実施形態のようにすることで、移動体 1 1 の操作が不要になり、歩行者 H の下肢 K の動きを簡単に測定することができる。

10

【 0 0 4 1 】

また、前記位置姿勢センサ 1 3 及び特徴点算出手段 3 4 を含む機器は、歩行者 H が携帯或いは装着できるサイズ及び重量である場合、歩行者 H が保持することにより、移動体 1 1 に搭載しなくても良く、この場合には、移動体 1 1 及び移動制御手段 3 4 を省略することができる。

【 0 0 4 2 】

その他、本発明における装置各部の構成は図示構成例に限定されるものではなく、実質的に同様の作用を奏する限りにおいて、種々の変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 3 】

20

【図 1】本実施形態に係る移動式歩行計測装置の概略システム構成図。

【図 2】移動制御手段による制御を説明するための移動体の概念的な平面図。

【図 3】下肢モデルを説明するための概念図。

【図 4】特徴点算出手段での処理手順を表すフローチャート。

【図 5】中足骨関節座標系を使った処理を説明するための図。

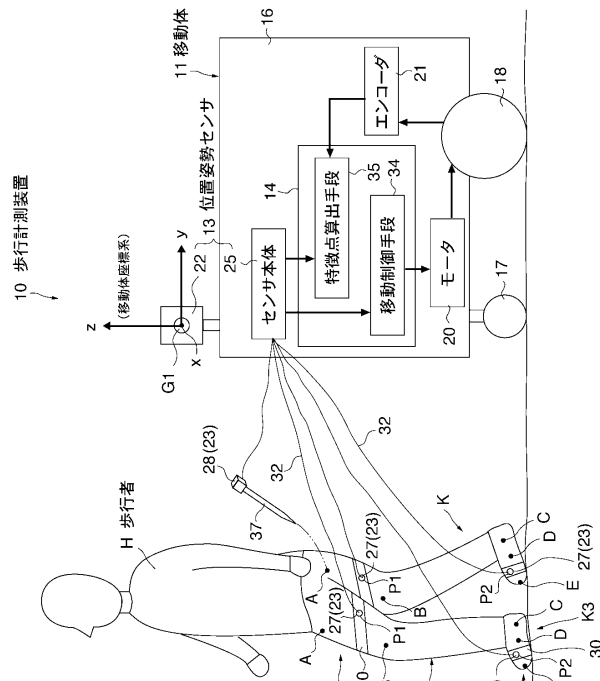
【符号の説明】

【 0 0 4 4 】

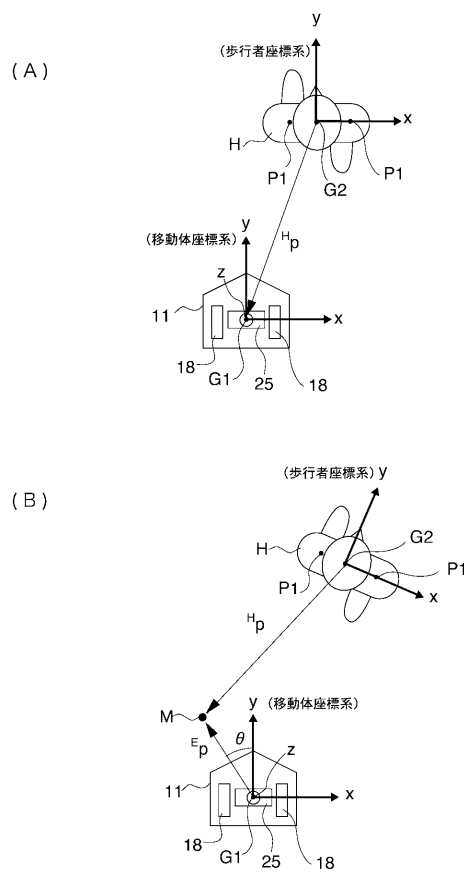
- 1 0 移動式歩行制御装置
- 1 1 移動体
- 1 2 位置姿勢センサ
- 2 0 モータ（駆動装置）
- 3 4 移動制御手段
- 3 5 特徴点算出手段

30

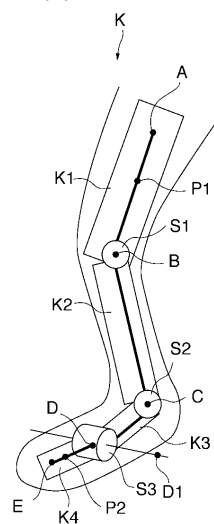
【図 1】



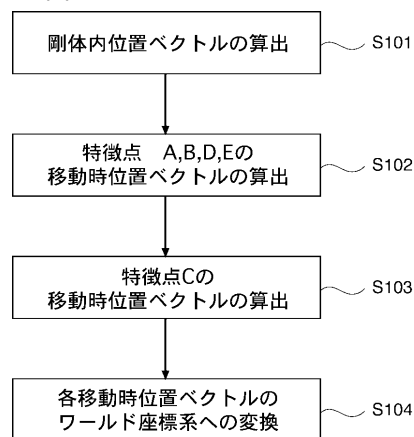
【図 2】



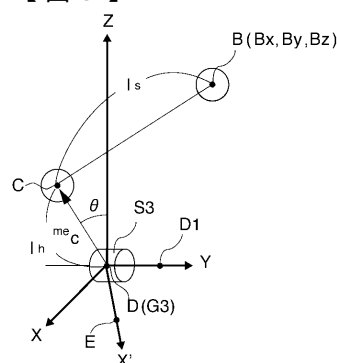
【図 3】



【図 4】



【図 5】



## フロントページの続き

- (72)発明者 熊坂 悠  
東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学校法人早稲田大学内
- (72)発明者 野村 真理子  
東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学校法人早稲田大学内
- (72)発明者 高杉 紳一郎  
福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内
- (72)発明者 剣持 一  
福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内
- (72)発明者 橋爪 誠  
福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内
- (72)発明者 岩本 幸英  
福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内

審査官 福田 裕司

- (56)参考文献 特開2004-314250(JP,A)  
特開2006-068312(JP,A)  
特開2008-173250(JP,A)  
特開平10-261090(JP,A)  
特開平11-272877(JP,A)  
特開平09-138863(JP,A)  
特開2005-245476(JP,A)  
特開2007-236602(JP,A)  
国際公開第2006/085387(WO,A1)  
特開2002-000584(JP,A)  
特開2007-229157(JP,A)  
特開2006-285425(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/11