

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-15017
(P2018-15017A)

(43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 G	4 C 0 3 8
A 6 1 H 1/02 (2006.01)	A 6 1 H 1/02 R	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2014-244753 (P2014-244753)
(22) 出願日 平成26年12月3日 (2014.12.3)

(71) 出願人 504173471
国立大学法人北海道大学
北海道札幌市北区北8条西5丁目
(71) 出願人 000135036
ニプロ株式会社
大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号
(71) 出願人 592059448
原田電子工業株式会社
北海道札幌市西区官の沢2条5丁目3番地5号
(74) 代理人 110001542
特許業務法人銀座マロニエ特許事務所
(72) 発明者 但野 茂
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内

最終頁に続く

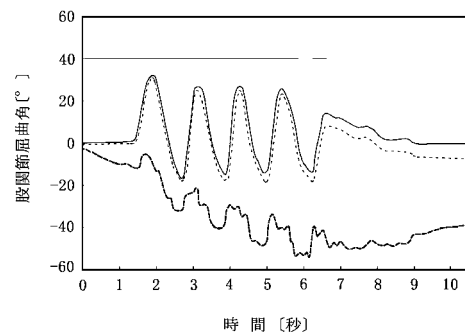
(54) 【発明の名称】 歩行解析方法および歩行解析システム

(57) 【要約】

【課題】積分により蓄積するドリフト誤差を減少させることにある。

【解決手段】身体装着型センサを用いて被験者の歩行解析を行うに際し、各3軸角速度センサの測定値から得たセンサ各軸の姿勢角度を先ず2回時間微分して線形的なドリフト誤差を除去した後2回時間積分することでセンサ各軸の姿勢角度を求めるドリフト除去プロトコルを実行する。

【選択図】 図4 - 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の下肢を含む複数の身体部分にそれぞれ装着される 3 軸角速度センサを有する身体装着型センサを用いて被験者の歩行解析を行うに際し、

ドリフト誤差が時間とともに直線的に増加すると常時推定して、前記各 3 軸角速度センサの測定値から得たセンサ各軸の姿勢角度を先ず 2 回時間微分して線形的なドリフト誤差を除去した後 2 回時間積分することで、ドリフト誤差を除去したセンサ各軸の姿勢角度を求めるドリフト除去プロトコルを実行することを特徴とする歩行解析方法。

【請求項 2】

被験者の下肢を含む複数の身体部分にそれぞれ装着される 3 軸角速度センサを有する身体装着型センサを具え、その身体装着型センサから測定データを入力して被験者の歩行解析を行う歩行解析システムにおいて、

前記各 3 軸角速度センサの測定値から得たセンサ各軸の姿勢角度を先ず 2 回時間微分して線形的なドリフト誤差を除去した後 2 回時間積分することで、ドリフト誤差を除去したセンサ各軸の姿勢角度を求めるドリフト除去手段を具えることを特徴とする歩行解析システム。

【請求項 3】

前記身体装着型センサは、被験者が着用する伸縮自在な運動着の、被験者の下肢を含む複数の身体部分に対応する位置にそれぞれ装着された、各々少なくとも前記 3 軸角速度センサを有する複数のセンサユニットを具えるものであることを特徴とする、請求項 2 記載の歩行解析システム。

【請求項 4】

前記身体装着型センサは、被験者の身体部分に締着されるバンドに装着された、少なくとも前記 3 軸角速度センサを有するセンサユニットを具えるものであることを特徴とする、請求項 2 記載の歩行解析システム。

【請求項 5】

前記身体装着型センサは、被験者の下肢を含む複数の身体部分にそれぞれ装着される、各々前記 3 軸角速度センサとともに 3 軸加速度センサを有する複数のセンサユニットを有し、

前記歩行解析システムは、被験者の少なくとも 2 種類の姿勢での各下肢部分の前記 3 軸加速度センサの測定値から得た重力加速度ベクトルを用いて身体部分への前記センサユニットの装着誤差を減少させるキャリブレーション手段を具えることを特徴とする、請求項 2 から 4 までの何れか 1 項記載の歩行解析システム。

【請求項 6】

ローパスフィルタを用いて前記各角速度センサの測定データから高周波数のノイズを除去するフィルタリング手段を具えることを特徴とする、請求項 2 から 5 までの何れか 1 項記載の歩行解析システム。

【請求項 7】

前記フィルタリング手段のローパスフィルタは、無限インパルス応答デジタルバターワースフィルタであることを特徴とする、請求項 6 記載の歩行解析システム。

【請求項 8】

前記各角速度センサの測定データからその測定データの最頻値を引くことで、前記各角速度センサの測定データからオフセット値を除去するオフセット除去手段を具えることを特徴とする、請求項 2 から 7 までの何れか 1 項記載の歩行解析システム。

【請求項 9】

被験者の歩行に伴う前記 3 軸角速度センサの各軸の姿勢角度変位から被験者の各下肢部分の運動軌跡を求める運動軌跡解析手段を具えることを特徴とする、請求項 2 から 8 までの何れか 1 項記載の歩行解析システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【0001】

この発明は、身体装着型センサ（「ウェアラブルセンサ」とも呼ばれる。）を用いた歩行解析方法および歩行解析システムに関し、特に身体装着型センサで測定した歩行データのドリフトを減少させる歩行解析方法および歩行解析システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来から、身体装着型センサを用いて行う歩行解析方法は存在する。身体装着型センサで測定した角速度・加速度データを時間で積分することにより、角度変位・位置変位を計算して、身体装着型センサの装着部位の3次元姿勢を計算することは、理論上は可能である。しかしながら、時間とともに少量ずつ蓄積した信号ノイズおよび誤差が、真値からの積分値のドリフトを生じさせ、歩行中の被験者の各身体要素の3次元姿勢（姿勢）を正しく導出することができない。

10

【0003】

これまで多くの研究者がこのノイズを除去するための方法（MTx（オランダ国エンシエデのイクセンス（Xsens）テクノロジー社の商品名）の如き身体装着型センサの地磁気センサによるキャリブレーション法等）を提案してきたが、長時間測定を行った場合にはこのノイズの影響が現れるため、身体装着型センサを用いた3次元歩行解析方法はいまだ確立されていない。

【0004】

ところで、身体装着型センサを用いた歩行解析方法としては従来、例えば先に本願発明者らが非特許文献1にて提案したH-Gaitシステムによるものが知られている。医療実務では通常、脳卒中、脊髄損傷（SCI）、変形性関節症（OA）、多発性硬化症（MS）等に関連する歩行不整の患者の評価のために10mの歩行テストが行われる。3次元の運動学および時空間的歩行パラメータを臨床医にもたらす身体装着型センサを10m歩行テストに用いたという報告は殆どない。このためH-Gaitシステムは、歩行障害を持つ患者の歩行能力およびリハビリテーション効果の評価に用いるべく、10m歩行テストにおけるような短時間の歩行測定を意図して開発された。

20

【0005】

非特許文献1にて開示したH-Gaitシステムでは、周辺の磁場の影響を受ける地磁気センサを使用せず、被験者の体に密着する伸縮自在なバンドを身体部分である骨盤（PE）、左右脚大腿部（RT, LT）、左右脚脛部（RS, LS）および左右脚足部（RF, LF）に被着し、それらのバンドに設けた小さなポケットにそれぞれ、3軸加速度センサおよび3軸角速度センサ（3軸ジャイロセンサ）を有するセンサユニットを収納して構成した身体装着型センサを用い、被験者の平坦路歩行中に各センサユニットで加速度および角速度を測定する。

30

【0006】

それらのセンサユニットの初期姿勢は、被験者の立位と座位との際の加速度データから得られる重力加速度成分を用いて推定し、角度変化は、被験者の歩行の際の角速度データを用いて推定する。センサユニットの姿勢の推定には、四元数計算に基づくアルゴリズムを実行する。推定したセンサユニットの姿勢は、試算から得られた回転行列によって身体要素の姿勢に変換し、その身体要素の姿勢は、被験者の各下肢部分の運動軌跡を求める既知の運動軌跡解析プロトコルによる、歩行中の被験者の3次元ワイヤフレームモデルアニメーションの構築に用いられる。歩行解析は被験者5人について行い、その結果をカメラベースのモーションキャプチャシステムからのものと比較した結果、股関節角、膝関節角および足首関節角のそれぞれについて10.14°、7.88°および9.75°という平均実効値誤差（RMSE）が得られた。

40

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】但野、武田および宮川著、四元数計算に基づくウェアラブル加速度およ

50

び角速度センサを用いた3次元歩行解析、Sensors 2013; 13; 9321~9343 (<http://www.mdpi.com/1424-8220/13/7/9321>)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら上記従来のH-Gaitシステムでは、信号全体からセンサユニットの各姿勢角（ロール、ピッチおよびヨー）の最初の値と最後の値との差を引くことでドリフトの除去を試みたもののドリフトは完全には除去されず、14秒間の測定時間でもドリフトは現れ、関節運動学並びに空間内でのワイヤフレームモデルの位置および姿勢の両方に関して最終結果に影響を及ぼした。それゆえこの発明は、非特許文献1記載の歩行解析方法を改良し、身体装着型センサで測定した歩行データのドリフトを減少させる歩行解析方法および歩行解析システムを提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

この発明は上記従来の歩行解析方法の課題を有利に解決するものであり、この発明の歩行解析方法は、被験者の下肢を含む複数の身体部分にそれぞれ装着される3軸角速度センサを有する身体装着型センサを用いて被験者の歩行解析を行うに際し、

ドリフト誤差が時間とともに直線的に増加すると常時推定して、前記各3軸角速度センサの測定値から得たセンサ各軸の姿勢角度を先ず2回時間微分して線形的なドリフト誤差を除去した後2回時間積分することで、ドリフト誤差を除去したセンサ各軸の姿勢角度を求めるドリフト除去プロトコルを実行することを特徴とするものである。

20

【0010】

また、この発明の歩行解析システムは、被験者の下肢を含む複数の身体部分にそれぞれ装着される3軸角速度センサを有する身体装着型センサを具え、その身体装着型センサから測定データを入力して被験者の歩行解析を行う歩行解析システムにおいて、

前記各3軸角速度センサの測定値から得たセンサ各軸の姿勢角度を先ず2回時間微分して線形的なドリフト誤差を除去した後2回時間積分することで、ドリフト誤差を除去したセンサ各軸の姿勢角度を求めるドリフト除去手段を具えることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0011】

この発明の歩行解析方法および歩行解析システムによれば、ドリフト誤差が時間とともに直線的に増加すると常時推定して、各3軸角速度センサの測定値から得たセンサ各軸の姿勢角度を先ず2回時間微分して線形的なドリフト誤差を除去した後2回時間積分することでセンサ各軸の姿勢角度を求めるドリフト除去プロトコルを実行することで、被験者の歩行に伴うセンサ各軸の姿勢角度変位からドリフト誤差を効果的に減少させ得て、被験者の各下肢部分の運動軌跡を高い精度で求めることができ、ひいては、歩行中の被験者の3次元ワイヤフレームモデルアニメーションを高い位置精度で構築することができる。

30

【0012】

なお、この発明の歩行解析方法においては、前記身体装着型センサが、被験者の下肢を含む複数の身体部分にそれぞれ装着される、各々前記3軸角速度センサとともに3軸加速度センサを有する複数のセンサユニットを有し、前記身体装着型センサを用いて被験者の歩行解析を行うに際し、被験者の少なくとも2種類の姿勢での各下肢部分の加速度センサの測定値から得た重力加速度ベクトルを用いて身体部分へのセンサの装着誤差を減少させるキャリブレーションプロトコルを実行しても良い。

40

【0013】

さらに、この発明の歩行解析方法においては、前記身体装着型センサを用いて被験者の歩行解析を行うに際し、ローパスフィルタを用いて前記各3軸角速度センサの生の測定データから高周波数のノイズを除去するフィルタリングプロトコルを実行しても良く、前記各3軸角速度センサの測定データからその測定データの最頻値を引くことで各角速度センサの測定データからオフセット値を除去するオフセット除去プロトコルを実行しても

50

良い。

【0014】

また、この発明の歩行解析システムにおいては、前記身体装着型センサは、被験者の下肢を含む複数の身体部分にそれぞれ装着される、各々前記3軸角速度センサとともに3軸加速度センサを有する複数のセンサユニットを有し、前記歩行解析システムは、被験者の少なくとも2種類の姿勢での各下肢部分の前記3軸加速度センサの測定値から得た重力加速度ベクトルを用いて身体部分への前記センサユニットの装着誤差を減少させるキャリブレーション手段を具備している。

【0015】

さらに、この発明の歩行解析システムにおいては、ローパスフィルタを用いて各角速度センサの生の測定データから高周波数のノイズを除去するフィルタリング手段を具備している。また、前記各3軸角速度センサの測定データからその測定データの最頻値を引くことで各3軸角速度センサの測定データからオフセット値を除去するオフセット除去手段を具備している。

【0016】

そして、この発明の歩行解析システムにおいては、前記身体装着型センサが、被験者が着用する伸縮自在な運動着の、被験者の下肢を含む複数の身体部分に対応する位置にそれぞれ装着された、各々3軸加速度センサおよび3軸角速度センサを有する複数のセンサユニットを具備するものであると、被験者の歩行動作中にその身体部分に対する各センサユニットの位置がずれないので好ましい。

【0017】

また、この発明の歩行解析システムにおいては、前記フィルタリング手段のローパスフィルタは、無限インパルス応答デジタルバターワースフィルタであると、通過する低周波数帯域での信号劣化がほとんどないので好ましい。

【0018】

さらに、この発明の歩行解析システムにおいては、被験者の歩行に伴うセンサ各軸の姿勢角度変位から被験者の各下肢部分の運動軌跡を求める運動軌跡解析手段を具備していると、被験者の各下肢部分の運動軌跡を高い精度で求めることができるので好ましい。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の一実施形態の歩行解析システムおよびそれを用いた本発明の一実施形態の歩行解析方法におけるセンサ装着配置および歩行ワイヤフレームモデルを示す正面図（左図）および側面図（右図）である。

【図2】上記実施形態において足のHCおよびTOタイミングの検出に用いた方法を示す説明図であり、足首関節の角速度と爪先の相対位置との時間経過に伴う変化を示している。

【図3】上記実施形態における被験者のワイヤフレームモデルとその座標系を示す斜視図である。

【図4-1】上記実施形態による解析結果と、それと信号ドリフト減少プロトコルが異なる他の2つの歩行解析方法による解析結果とを示す股関節屈曲角の時間経過に伴う変化を示す関係線図であり、点線は生データ、破線はIIR+オフセット除去、実線は上記実施形態を示している。

【図4-2】上記実施形態による解析結果と、それと信号ドリフト減少プロトコルが異なる他の2つの歩行解析方法による解析結果とを示す膝関節屈曲角の時間経過に伴う変化を示す関係線図であり、点線は生データ、破線はIIR+オフセット除去、実線は上記実施形態を示している。

【図4-3】上記実施形態による解析結果と、それと信号ドリフト減少プロトコルが異なる他の2つの歩行解析方法による解析結果とを示す足首関節屈曲角の時間経過に伴う変化を示す関係線図であり、点線は生データ、破線はIIR+オフセット除去、実線は上記実施形態を示している。

【図5】(A)～(E)は、5名の被験者の各々の1歩行周期の間の右脚の大転子(GT)、膝関節中心(Knee)および足首関節中心(Ankle)の矢状面内でのプロットを示す説明図である。

【図6】(A)～(E)は、5名の被験者の各々の3歩行周期の間の左脚の大転子(GT)、膝関節中心(Knee)および足首関節中心(Ankle)の矢状面内でのプロットを示す説明図である。

【図7】(A)～(E)は、5名の被験者の各々の3歩行周期の間の膝関節(左図)および足首関節(右図)の中心の水平面内でのプロットを示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

10

以下、本発明の実施の形態について図面に基づき詳細に説明する。この実施形態の歩行解析方法では、5人の健康な被験者の歩行解析が、この実施形態の歩行解析システムの主要部を構成する上記H-Gaitシステム(被特許文献1参照)を用いて測定された。このH-Gaitシステムは参照のための外部磁場を必要とせず、測定値は、直角に配置されて被験者の下肢の7箇所固定されたセンサユニットの3軸加速度センサおよび3軸角速度センサからのみ集められた。

【0021】

この実施形態においてH-Gaitシステムに用いた身体装着型センサは、図1に示すように、被験者が着用する伸縮自在な運動着の、被験者の下肢を含む複数の身体部分すなわち骨盤部と左右大腿部と左右脛部とに対応する位置にそれぞれ設けられたポケットに収納されてそれらの位置に装着された、各々3軸加速度センサおよび3軸角速度センサを搭載する5つのセンサユニットと、被験者の左右の足に被着された伸縮自在な環状バンドの、足の甲部に対応する位置にそれぞれ設けられたポケットに収納されてそれらの位置に装着された、各々3軸加速度センサおよび3軸角速度センサを搭載する2つのセンサユニットと、を具えるものであり、このように各センサユニットを被験者の身体に密着する伸縮自在な運動着等に装着することにより、被験者の歩行動作中にその身体部分に対する各センサユニットの位置ずれが防止される。各センサユニットが測定したデータは、例えば従来のH-Gaitシステムと同様、固定場所に設置された中継ルータに歩行試験中に無線で送られてそこから、あらかじめこの実施形態のH-Gaitシステムのプログラムを記憶した通常のパーソナルコンピュータに転送されるか、または被験者が所持するUSBメモリ等の記憶媒体に歩行試験中に無線もしくは有線で送られて一旦そこに記憶され、歩行試験後にその記憶媒体から上記パーソナルコンピュータに転送される。

20

30

【0022】

被験者の水平歩行中に各センサユニットが測定した加速度と角速度のデータはこのようにして上記パーソナルコンピュータに集められ、それらの測定データは次いで、H-Gaitシステムの四元数に基づくアルゴリズムを用いて、各センサユニットおよびそれらが装着された身体部分の3次元姿勢に変換される。測定データのドリフトによって生ずる誤差を減少させるため、この実施形態では新規な対応策を実施する。この新規な対応策は、センサ装着調整(キャリブレーション)プロトコル、バターワースフィルタの設計、センサオフセット値の除去および2回微分・2回積分法を含んでいる。それらの対応策を実施することにより、後述のごとくドリフトが顕著に減少し、その結果、股/膝および足首の屈伸(FE)角、股/膝の内転-外転(AA)角、股/膝および足首の内側-外側(IE)回転角の如き下肢関節運動学がもたらされる。加えて、歩行の動きを視覚的に確認するために、動くワイヤフレームモデルが創生される。さらに、足の踵接触(HC)および爪先離間(TO)のタイミングから、歩行周期、歩調、歩長、歩幅、ストライド長、立脚比および遊脚比の如き時空間的パラメータが計算される。これらの方法について、以下に詳述する。

40

【0023】

(1)身体装着型センサを用いた身体部分の姿勢計算

この実施形態では、概ね上記H-Gaitシステムにおけると同様の歩行解析方法が上

50

記パーソナルコンピュータにより実施される。加速度センサの出力データ中に含まれる重力加速度成分から重力加速度方向を見出すことによって歩行姿勢が計算され、センサが装着された身体部分の初期3次元姿勢が計算される。初期3次元姿勢から引き続く3次元姿勢が、3軸角速度センサによって測定された角速度の積分によって推定される。各下肢関節の3次元回転運動を示すために、角度変位が四元数に基づく姿勢表現を用いて表現される。最後に、それらの角度変位から得られた特徴的な歩行運動が、3次元ワイヤフレームモデルを用いて表現される。図1は、上記H-Gaitシステムの研究から得られた3次元ワイヤフレームモデルを示す。このワイヤフレームモデルは各身体部分の姿勢と、被験者の腸骨稜幅 (bicristal breadth)、上前腸骨棘幅 (iliospinal breadth)、上前腸骨棘高さ (iliospinal height)、脛骨高さ (tibial height) および内果端高さ (sphyrion height) の如き特定の身体寸法を用いて創生される。センサユニットは、下肢の7つの身体部分に装着されている。

【0024】

(2) 信号ノイズ対策

歩行解析に身体装着型センサを使用することに含まれる困難の一つはセンサドリフトである。理論上は、身体装着型センサの姿勢を計算するために角速度を積分することは可能である。しかしながら、時間とともに少量ずつ蓄積した信号ノイズおよび誤差が、真値からの積分値のドリフトを生じさせる。信号ドリフトの効果を減少させるために以下の対策がとられる。

【0025】

(2-1) キャリブレーションプロトコル

身体部分へのセンサの装着誤差を減少させるキャリブレーションが実行される。上記パーソナルコンピュータによるこのキャリブレーションプロトコルの実行は、キャリブレーション手段を構成する。センサ座標系を身体部分座標系に変換する回転行列を得るために、上記H-Gaitシステムの歩行解析方法で導入された手順が用いられる。この手順は、被験者の立位および座位という2つの異なる姿勢での各下肢部分の重力加速度ベクトルの測定という2つの単純なステップを含む。加速度データには重力加速度成分が含まれるため、立位時と座位時における重力方向に対するセンサのなす角度つまり3次元姿勢(姿勢)が計算できる。立位時と座位時には身体装着型センサは2次元矢状面内に配置されていて矢状面上の回転運動しかないと仮定し、センサ座標系の寸法を全地球座標系に変換する回転行列が導かれる。このプロトコルの実行は、身体装着型センサの使用に伴って生ずる装着誤差の最小化を導く。

【0026】

(2-2) デジタルフィルタリングプロトコル

デジタルローパスフィルタを構成するIIR(無限インパルス応答)デジタル4次バターワースフィルタが、3軸角速度センサの生のデータから高周波数ノイズを除去するために実行される。上記パーソナルコンピュータによるこのデジタルフィルタリングプロトコルの実行は、フィルタリング手段を構成する。このローパスフィルタはMATLAB(米国マサチューセッツ州ナティックのマスワークス社の技術計算言語名)アルゴリズムを用いて実行され、そこでのカットオフ周波数はナイキスト法により例えば12Hzに設定される。このローパスフィルタは、バターワースフィルタによって生ずる位相遅れを相殺するために加速度データに進行方向および逆方向に適用される。

【0027】

(2-3) オフセット除去プロトコル

また、3軸角速度センサからの角速度データにはオフセット値が含まれるが、このオフセット値は、センサユニットの各軸に関して、静止状態でのデータのモード値(最頻値)を得てそれを信号全体から差し引くことで除去する。上記パーソナルコンピュータによるこのオフセット除去プロトコルの実行は、オフセット除去手段を構成する。

【0028】

(2-4) ドリフト除去プロトコル

10

20

30

40

50

この実施形態の方法では、関節角のドリフト誤差は時間とともに直線的に増加すると常時推定し、その推定に基づいて従来よりも数学的により強固（ロバスト）なドリフト除去技術（DDIプロトコル）が実行される。すなわちここでは、一旦各軸（x、y、z）に沿ってセンサの姿勢角

out_i(t) を得る。真の角度 $\theta_i(t)$ と誤差 $e_i(t)$ は、以下のように推定される。

【0029】

【数1】

$$\theta_{out_i}(t) = \theta_i(t) + e_i(t) \quad \dots (1)$$

10

【0030】

次いで、2回の時間微分操作により、線形増加量 $e_i(t)$ が除去される。ドリフト誤差は時間とともに直線的に増加すると推定し、式(2)、(3)に従い、ドリフト誤差を1回時間微分すると定数(const)になり、再度時間微分するとその定数が除去される。

【0031】

【数2】

$$\frac{d(\theta_{out_i}(t))}{dt} = \frac{d(\theta_i(t))}{dt} + \frac{d(e_i(t))}{dt} \quad \dots (2)$$

20

$$\frac{d^2(\theta_{out_i}(t))}{dt^2} = \frac{d^2(\theta_i(t))}{dt^2} + \frac{d(const)}{dt} \quad \dots (3)$$

【0032】

姿勢データは以後の解析に常に必要であるという点に関連して、2回の時間積分が計算される。このことは、以下のように計算の各段階で適切な積分定数(c1、c2)の付加を必要とする。

【0033】

【数3】

$$\int \ddot{\theta}_i(t) dt = \dot{\theta}_i(t) + c1 \quad \dots (4)$$

$$\int \dot{\theta}_i(t) dt = \theta_i(t) + c2 \quad \dots (5)$$

30

【0034】

積分定数c1は初期角速度と考えられる。この実施形態では、何れの歩行試験も静止状態（立脚期）から開始すると考えるので、その初期角速度は0（ゼロ）である。加えて、積分定数c2は初期姿勢と考えられる。それゆえ、静止状態（立脚期）の加速度センサの測定データから計算された初期姿勢が積分定数c2に入力される。3軸角速度センサデータのノイズおよびオフセット減少のために使用された上述の信号処理と計算方法とにより、各関節角のドリフト誤差が除去される。上記パーソナルコンピュータによるこのドリフト除去プロトコルの実行は、ドリフト除去手段を構成する。

40

【0035】

(3) 時空間的および関節運動学的歩行パラメータの導出

歩行は通常、歩行事象が生ずる時期並びに空間内での下肢の位置および姿勢の両者をそれぞれ示す時間的および空間的要素に関して定義される。歩行周期は一般に、立脚期と遊脚期とに分けられる。最初のものは、踵接地(HC)と呼ばれる初期の足接地から始まり

50

、二番目のものは、爪先離間（T O）事象から始まる。それらの主な時期的事象に基づき、1歩行周期中に生じる歩行周期（G C）、歩調（C D）、ストライド長（S R）、ステップ長（S L）、ステップ幅（S W）、立脚比（S T R）の如き時空間的歩行パラメータが導かれる。

【0036】

この実施形態では、表1に列記するように、各足のH CとT Oとの両方のタイミング事象の同定から開始し、時空間的パラメータおよび歩行位相（時点）が考慮される。H CおよびT Oのタイミングは脛の加速度計によって検出することができる。ここでは、両脛上に配置されたサンユニットで測定されて記録された角速度から、上記M A T L A Bアルゴリズムにより、それらのタイミング事象が自動的にかつ直接的に同定される。

10

【0037】

【表1】

パラメータ	定義
歩行周期（秒）	歩行の1周期の時間
歩調（歩/分）	1分あたりの歩数
ステップ長（cm）	両足の踵接地点（または爪先離間点）間の距離
ステップ幅（cm）	両足の中央線間の距離
ストライド長（cm）	片足の二回の踵接地点（または爪先離間点）間の距離
非対称指標	左右脚の立脚期の割合
立脚比（%）	1歩行周期中で一側の足が地面に接地している割合
遊脚比（%）	1歩行周期中で一側の足が地面から離れている割合

20

30

【0038】

図2は、足のH CおよびT Oタイミングの検出に用いられた方法を示し、垂直軸は角速度および爪先の相対位置、水平軸は時間を示す。H Cタイミングは特徴的な横方向角速度ピークによって検出され、ピンクの円で示す。T Oタイミングは骨盤（P E）座標系の原点に対する爪先位置の相対距離の負のピークを測定することによって検出され、緑の円で示す。図2に示すように、H Cは特徴的な横の角速度ピークによって検出され、T Oタイミングは骨盤（P E）座標系の原点に対する爪先位置の相対距離の負のピークを測定することで検出される。各部分の横方向軸に沿う角速度の適切なピークに基づき、歩行周期、立脚比および遊脚比が計算され、両脚のH C位置を測定することにより、歩調、ストライド長、ステップ長およびステップ幅が計算される。

40

【0039】

図3は、被験者の身体を表すワイヤフレームモデルを示す。Xglobal、Yglobal、Zglobalは全地球座標系の各座標軸を示し、ここで、Xglobal軸は歩行方向、Yglobal軸は左横方向、Zglobal軸は鉛直方向である。Xlocal、ylocal、zlocalおよびx'local、y'local、z'localは歩行の各ステップに基づく新たな足部分座標系の座標軸である。P E、R T、L T、R S、L S、R FおよびL Fは各身体部分を示す。

【0040】

50

図3は、この実施形態で用いられる全地球座標系と各ステップで創生される新規な足部分座標系との関係を示す。もしもHCから足平坦(FF)までの間にRF(右足)が地面上にあると、RFのかかと位置から足部分座標系xlocal、ylocalおよびzlocalが創生される。LFのFFからHCまでの間に、RFの爪先位置から足部分座標系xlocal、ylocalおよびzlocalが創生される。全地球座標系における他の身体部分の3次元姿勢は、RFに対するそれらの相対的姿勢に基づいて計算される。それゆえ、全地球座標系における身体部分の3次元姿勢は、RF RS RT PE LT LS LFの順に計算される。この順番はLFが地面上に着くまで続けられ、その着地場所では新たな足部分座標系x'local、y'localおよびz'localが創生され、姿勢計算の順番がLFから開始されてLF LS LT PE RT RS RFの順になる。

10

【0041】

この実施形態では、上述した手順で得られた関節角から、従来のH-Gaitシステムにおけると同様の運動軌跡解析プロトコルの実行によって、各被験者の1歩行周期の間の各関節の運動軌跡が求められる。上記パーソナルコンピュータによるこの運動軌跡解析プロトコルの実行は、運動軌跡解析手段を構成する。歩行傾向に関する関節運動学の解析は一般に、臨床的歩行解析期間の間に行われる。この実施形態の歩行解析方法によれば、股/膝/足首屈伸(FE)角、股/膝内転-外転(AA)角および股/膝/足首内方-外方(IE)回転角の如き運動学的歩行パラメータを計算することができる。

【0042】

(4) 実験

20

実験は、屋内の真っ直ぐで平坦な床上で5人の健康な被験者により行われた。被験者A~Eの身体寸法が実験の前に測定され、その結果が表2に示されている。身体寸法は、各解剖学的特徴的位置間の身体部分寸法すなわち、大転子(GT)から脛骨外側顆(LCT)までの距離(GT-LCT)、LCTから足首関節(Ankle)までの距離(LCT-Ankle)、足首関節高さ(Ankle Height)、左右GT幅(Right-Left GT Width)の如きである。計算の簡易化のために、健康な被験者の身体寸法は左右対称であると推定され、右下肢の寸法のみが測定された。

【0043】

【表2】

30

		GT-LCT [cm]	LCT-Ankle [cm]	Ankle Height [cm]	Right-Left GT width [cm]
被 験 者	A	40.8	43.0	8.9	35.0
	B	39.4	41.5	9.5	34.3
	C	42.5	42.7	8.5	35.8
	D	36.0	37.8	11.5	34.0
	E	37.0	39.0	11.0	36.0

40

【0044】

被験者は、静止状態と10m歩行試験と再度の静止状態とからなる歩行試験を行うことを依頼された。被験者は、両足を除く各身体部分に対応する位置に5つの、H-Gaitシステムの身体装着型センサのセンサユニットの保持のための小さなポケットを持つ、体にぴったりしたスパンデックス製の運動着(トラックスーツパンツ)と、両足のそれぞれ

50

れの甲の部分に対応する位置に上記センサユニットの保持のための小さなポケットを持つ、靴にぴったりした弾性バンドとを着用していた。反射マーカが下肢の10箇所の解剖学的特徴的部分に配置され、前方および両側方から静止画が撮影された(図1参照)。歩行距離は概略10mで、10歩(左右脚の5歩ずつ)と同等であった。

【0045】

(5) 結果

各下肢関節について信号ドリフト減少プロトコルの異なる方法(生データ、IIR + オフセット除去、IIR + オフセット除去 + DDI)で得られた関節角(股関節屈曲角、膝関節屈曲角および足首関節屈曲角)の結果の比較が図4-1~3に示されている。図4-1~3は、被験者について信号ドリフト減少プロトコルの異なる方法(生データ、IIR + オフセット除去、IIR + オフセット除去 + DDI)で得られた関節角(股関節屈曲角、膝関節屈曲角および足首関節屈曲角)の結果を比較して示し、図4-1は股関節屈曲角、図4-2は膝関節屈曲角、図4-3は足首関節屈曲角をそれぞれ示している。

10

【0046】

この結果は、被験者の10秒間の歩行の例である。点線で示す生データは、何れの信号ドリフト減少プロトコルも実施せずに計算され、それゆえ誤差の効果が大きい関節角である。1.4~7.8秒の間に、被験者が歩行動作を行うとともにドリフトが直線的に増加した。これが、なぜDDI法が歩行の如き動的状態の間の直線的ドリフト効果の除去のためにふさわしい方法であったかの理由である。破線で示すIIR + オフセット除去プロトコルは、従来のH-Gaitシステム(非特許文献1)を参照している。実線で示すIIR + オフセット除去 + DDIプロトコルは、この実施形態の歩行解析方法による結果を示している。

20

【0047】

図5(A)~(E)は、上述したIIR + オフセット除去 + DDIで得られた関節角から従来のH-Gaitシステムにおける同様の運動軌跡解析プロトコルの実行によって求められた、各被験者の1歩行周期の間の右脚の大転子(GT)、膝関節中心および足首関節中心の、矢状面Zglobal-Xglobal内でのプロットを示す。垂直軸は全地球座標系におけるz軸を示し、水平軸は全地球座標系におけるx軸を示す。これらの軌跡は、33Hzのサンプリングレートでプロットされている。

30

【0048】

図6(A)~(E)は、上述したIIR + オフセット除去 + DDIで得られた関節角から従来のH-Gaitシステムにおける同様の運動軌跡解析プロトコルの実行によって求められた、各ボランティアの3歩行周期の間の左脚の大転子(GT)、膝関節中心および足首関節中心の、矢状面Zglobal-Xglobal内でのプロットを示す。垂直軸は全地球座標系におけるz軸を示し、水平軸は全地球座標系におけるx軸を示す。これらの軌跡も、33Hzのサンプリングレートでプロットされている。

【0049】

図7(A)~(E)は、上述したIIR + オフセット除去 + DDIで得られた関節角から従来のH-Gaitシステムにおける同様の運動軌跡解析プロトコルの実行によって求められた、各被験者の3歩行周期の間の膝関節(左図)および足首関節(右図)の中心の、水平面Xglobal-Yglobal上に投影されたプロットを示す。垂直軸は全地球座標系におけるx軸を示し、水平軸は全地球座標系におけるy軸を示す。左脚が図中左側に図示され(赤で示されている。)、右脚が図中右側に図示されており(青で示されている。)、足首関節の軌跡から生じる黒線は爪先の方向を示す。これらの軌跡も、33Hzのサンプリングレートでプロットされている。

40

【0050】

表3は、各被験者の時空間的パラメータの結果を示す。ここでは、歩行周期、歩調、ステップ長、ステップ幅、ストライド長、非対称指標、立脚比および遊脚比が示される。

【0051】

【表 3】

		A	B	C	D	E	平均	偏差	
全地球 座標系	歩行周期 [秒]	1.20	1.18	1.27	1.16	1.18	1.20	0.04	
	歩調[歩/ 分]	99.79	101.76	94.30	103.52	102.06	100.29	2.94	
	ステップ長 [cm]	76.17	80.39	76.19	74.44	69.56	75.35	3.19	
	ステップ幅 [cm]	15.73	16.36	21.56	19.63	20.45	18.75	2.10	
	ストライド 長[cm]	151.58	155.18	149.80	148.60	139.62	148.96	4.72	
分 化	右 脚 部	非対称指標	0.98	0.88	1.08	0.97	1.00	0.98	0.06
		立脚比[%]	39.66	42.62	31.27	40.11	47.37	40.21	4.78
		遊脚比[%]	60.34	57.38	68.73	59.89	52.63	59.79	4.78
	左 脚 部	非対称指標	1.02	1.14	0.92	1.03	1.00	1.02	0.06
		立脚比[%]	40.15	41.91	36.69	42.43	43.37	40.91	2.15
		遊脚比[%]	59.85	58.09	63.31	57.57	56.63	59.09	2.15

【0052】

この実施形態の歩行解析方法および歩行解析システムの目的は、身体装着型センサを使用した歩行の測定精度を改善するために、ドリフト効果を除去することであった。上記結果は、複数の対策すなわちセンサ装着誤差減少プロトコル、IIRデジタル4次バターワースフィルタ、オフセット除去プロトコルおよびDDI法の組合せの実施が信号ドリフトの減少をもたらしたことを示している。

【0053】

図4-1~3が示す結果は、概略10秒の歩行の後の関節角の差異を示している。5人の被験者全ての平均の、10秒後の、生データとIIR+オフセット除去+DDIとを比較した場合の差異は、股関節角、膝関節角、足首関節角のそれぞれについて2.1°、33.3°および15.6°であった。加えて、IIR+オフセット除去の実施とIIR+オフセット除去+DDIの実施との差異は、股関節角、膝関節角、足首関節角のそれぞれについて6.2°、6.6°および2.2°であった。このことは、提案された対策が生

の角速度データの積分と比較して平均で17°、従来のH-Gaitシステム（非特許文献1）と比較して平均で5°のドリフト誤差除去を可能にしたことを示している。

【0054】

図5および図6が示す結果は、この実施形態の歩行解析方法によれば左右GTと膝関節と足首関節との間の関節軌跡の差異を、矢状面内のワイヤフレームモデルを用いて視覚的に比較することができるということを示している。これらの運動学的歩行パラメータは、歩行周期中の異なるタイミング間の膝の伸縮角の比較を可能にする。

【0055】

図7が示す結果は、膝関節中心と足首関節中心との水平面内での相対軌跡の比較を可能にする。このデータによれば、左右の膝関節および足首関節の軌跡の左右対称性を比較することができる。加えて、表3でもたらされる時空間的パラメータは、左右の歩行事象の差異を定量化することを可能にする。運動学的パラメータと時空間的パラメータとを組み合わせることにより、左右の下肢の歩行の差異を検出することができ、そしてその差異がどのようにして歩行中の身体部分の姿勢ひいては関節位置に影響するかを知ることができる。

10

【0056】

以上、実施形態に基づき説明したが、この発明は上記実施形態に限定されるものでなく特許請求の記載の範囲内で適宜変更し得るものであり、例えば、この発明の歩行解析方法および歩行解析システムは、H-Gaitシステムへの適用に限定されず、3軸加速度センサおよび3軸角速度センサを用いた他の市販のウェアラブルセンサシステムにも適用可能である。そしてそれらのシステムで得たデータは、歩行回復あるいは歩行時の特別なインプラントの影響の数値化のための歩行パラメータの使用により、人口膝関節全置換術（TKA）後の追跡診断のためのデータの如く、臨床現場で有用なものであろう。

20

【産業上の利用可能性】

【0057】

かくしてこの発明の歩行解析方法および歩行解析システムによれば、被験者の歩行に伴うセンサ各軸の姿勢角度変位からドリフト誤差を効果的に減少させて、被験者の各下肢部分の運動軌跡を高い精度で求めることができ、ひいては、歩行中の被験者の3次元ワイヤフレームモデルアニメーションを高い位置精度で構築することができる。

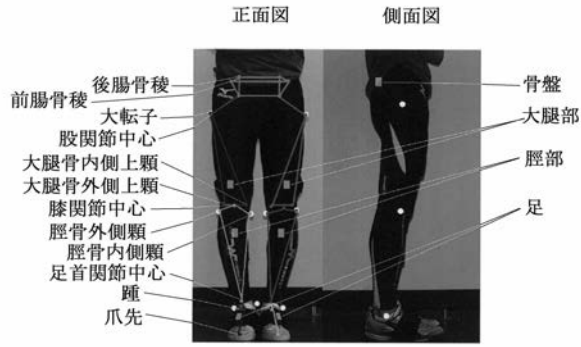
【符号の説明】

30

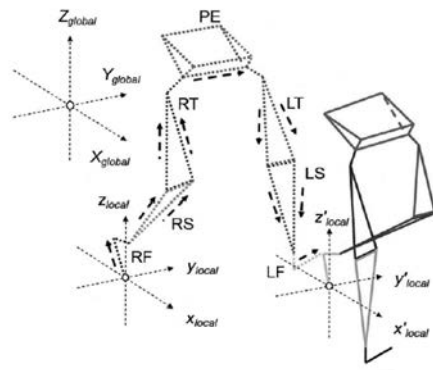
【0058】

- PE 骨盤
- LT 左大腿部
- RT 右大腿部
- LS 左脛部
- RS 右脛部
- LF 左足
- RF 右足

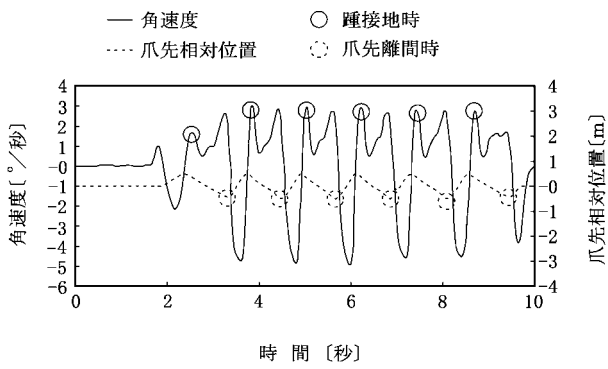
【 図 1 】



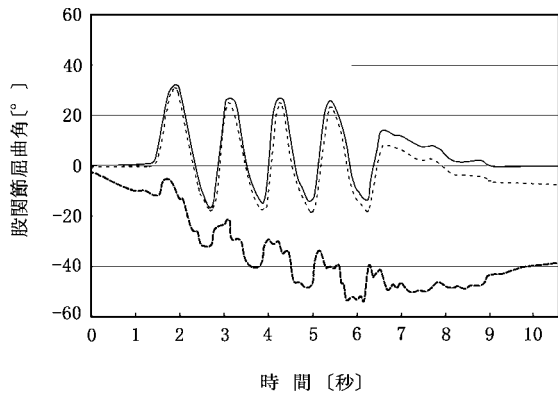
【 図 3 】



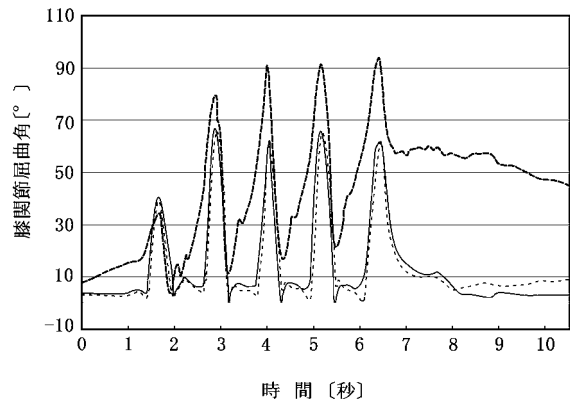
【 図 2 】



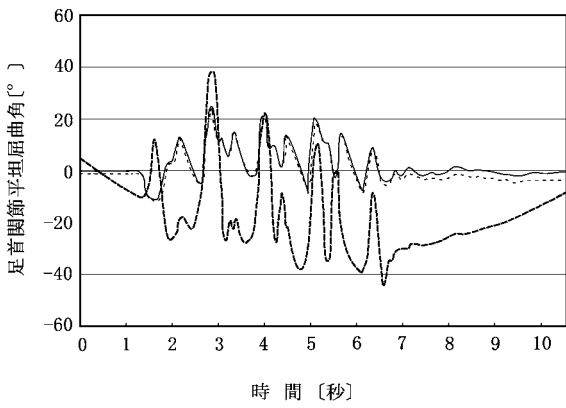
【 図 4 - 1 】



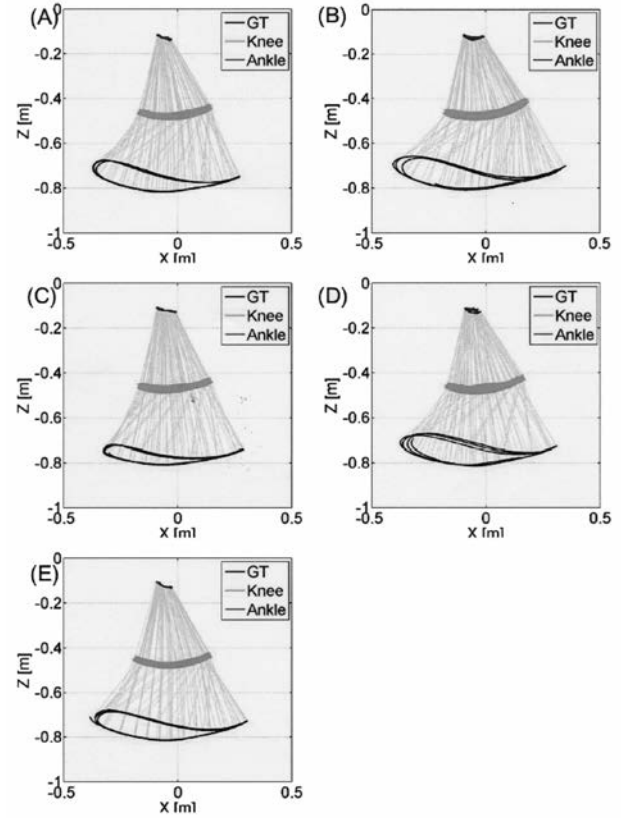
【 図 4 - 2 】



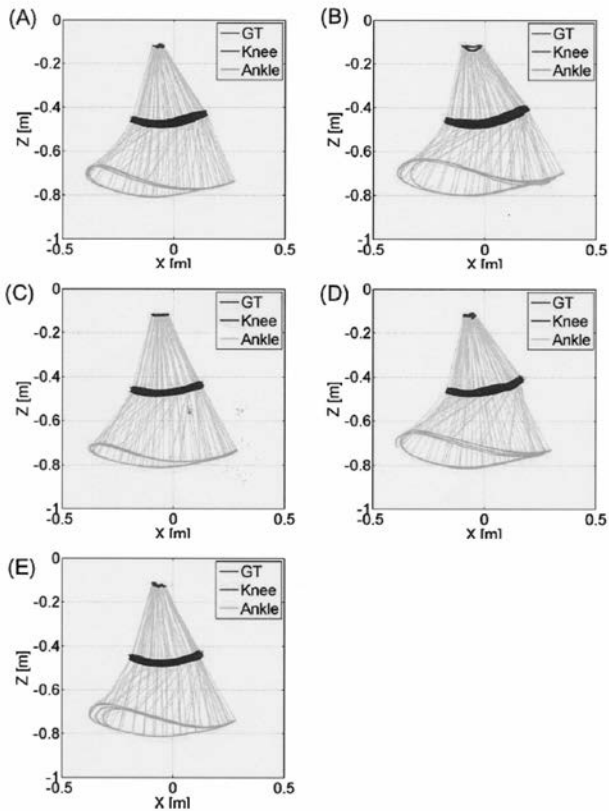
【 図 4 - 3 】



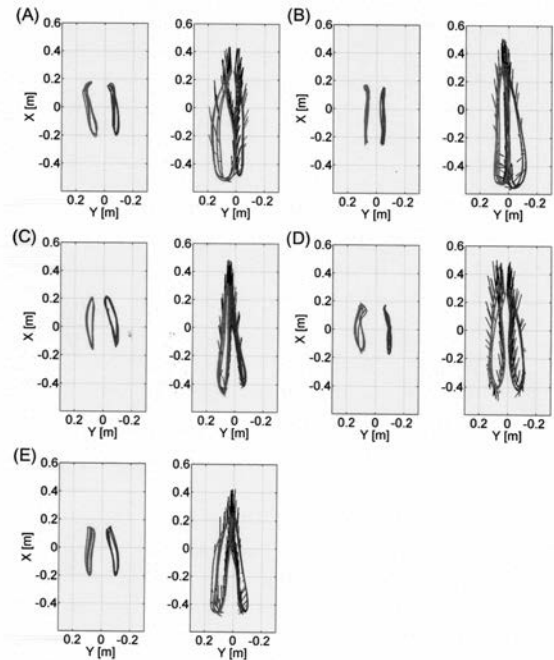
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (72)発明者 武田 量
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 遠山 晴一
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 佐野 嘉彦
大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 ニプロ株式会社内
- (72)発明者 原田 証英
北海道札幌市西区宮の沢2条5丁目3番地5号 原田電子工業株式会社内
- Fターム(参考) 4C038 VA04 VA12 VB14 VC20