

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年1月26日(26.01.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/014294 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/11 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/071512
- (22) 国際出願日: 2016年7月22日(22.07.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-145395 2015年7月23日(23.07.2015) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人北海道大学 (NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION HOKKAIDO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒0600808 北海道札幌市北区北8条西5丁目 Hokkaido (JP). ニプロ株式会社 (NIPRO CORPORATION) [JP/JP]; 〒5318510 大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 Osaka (JP). 原田電子工業株式会社 (HARADA ELECTRONICS INDUSTRY CO., LTD.) [JP/JP]; 〒0630052 北海道札幌市西区宮の沢2条5丁目3番地5号 Hokkaido (JP).
- (72) 発明者: 但野 茂 (TADANO Shigeru); 〒0600808 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 Hokkaido (JP). 武田 量 (TAKEDA Ryo); 〒0600808 北海道札幌市北区北8条西5丁

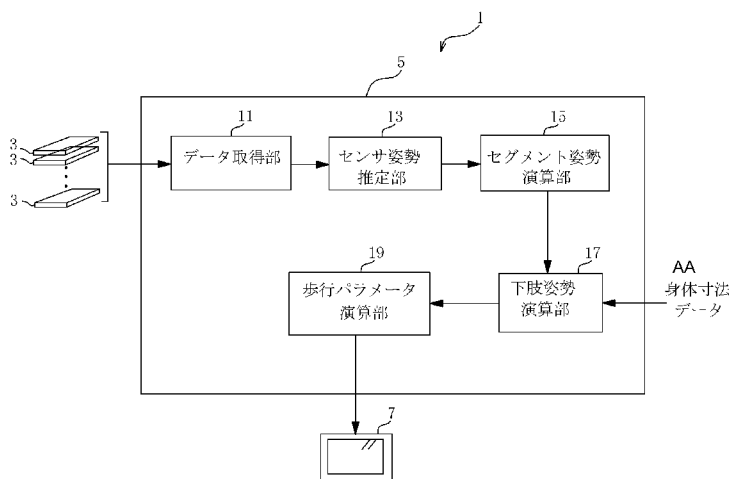
目 国立大学法人北海道大学内 Hokkaido (JP). 遠山 晴一 (TOHYAMA Harukazu); 〒0600808 北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内 Hokkaido (JP). 佐野 嘉彦 (SANO Yoshihiko); 〒5318510 大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 ニプロ株式会社内 Osaka (JP). 原田証英 (HARADA Masahide); 〒0630052 北海道札幌市西区宮の沢2条5丁目3番地5号 原田電子工業株式会社内 Hokkaido (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人銀座マロニエ特許事務所 (GINZA MARONIE P.C.); 〒1040061 東京都中央区銀座2丁目8番9号木挽館銀座ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: GAIT ANALYSIS METHOD AND GAIT ANALYSIS SYSTEM

(54) 発明の名称: 歩行解析方法および歩行解析システム



11 Data acquisition unit
13 Sensor orientation estimation unit
15 Segment orientation computation unit
17 Lower limb orientation computation unit
19 Gait parameter computation unit
AA Body dimension data

(57) Abstract: To obtain a novel gait parameter useful in evaluating the gait movement of a subject. A triaxial acceleration sensor and a triaxial angular rate sensor are mounted on each of the lower limb portions on both sides of at least one of one joint among joints constituting a part of at least one lower limb of a subject. The acceleration and angular rate of each lower limb portion are measured by the triaxial acceleration sensor and triaxial angular rate sensor while the subject is walking. The orientations of each lower limb portion while walking are calculated on the basis of the measured acceleration and angular rate. A three-dimensional model including the motion trajectory of at least one joint is constructed by linking the lower limb portions in the calculated orientation to each other. The angle formed by the acceleration vector of at least one joint when the heel strikes the ground to the movement trajectory in the sagittal plane is calculated as a gait parameter.

(57) 要約: 被験者の歩行動作の評価に有用な新たな歩行パラメータを得る。被験者の少なくとも一方の下肢を構成する関節のうちの少なくとも1つの関節を挟む下肢部分に、3軸加速度センサおよび3軸角速度センサをそれぞれ装着し、被験者の歩行中

に、3軸加速度センサおよび3軸角速度センサで各下肢部分の加速度および角速度を測定し、測定された加速度および角速度に基づき、歩行中の各下肢部分の姿勢を算出し、算出された姿勢にある下肢部分を互いに連結して、少なくとも1つの関節の運動軌跡を含む3次元モデルを構築し、矢状面において、踵接地時の少なくとも1つの関節の加速度ベクトルが運動軌跡に対してなす角を歩行パラメータとして算出する。

WO 2017/014294 A1



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,

SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：歩行解析方法および歩行解析システム

技術分野

[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、特に歩行動作の評価に有用である新規な歩行パラメータを算出するものである。

背景技術

[0002] 歩行動作の計測は、歩行能力の評価、治療の計画、治療の評価を定量的に行うために用いられる。従来、機器を用いた歩行計測で、一般的なものとして光学式3次元動作解析システムが存在するが、測定環境に制約が存在し、一般に解析に長い時間を要するため、研究分野での使用に留まっており、臨床で十分に活用されているとは言い難い。

[0003] 近年では、より簡易に計測可能な歩行計測システムの開発、研究が着目されている。過去に、人体に取り付けた加速度センサによる歩行計測がMorrisにより提案されている（非特許文献1）。それ以来、加速度センサや角速度センサなどの小型のセンサを用いた計測手法が研究されており（非特許文献1～3）、これにより、従来のシステムの問題であった計測環境の制約や長い所要時間が解消されつつあり、臨床に際しての実用性が向上したといえる。

[0004] しかしながら、上記のようなセンサシステムに関する報告の多くは、単なる加速度の比較であったり、歩行を平面内の運動として捉えた2次元歩行計測であったりし、小型のセンサを用いた3次元歩行計測システムは実現されていない。

[0005] そこで、本願発明者らは、加速度センサおよび角速度センサを用いた3次元歩行解析の開発を進め（非特許文献4、5）、その結果、四元数計算を用いた解析手法により、関節の回旋を考慮した3次元運動を高精度で計測することに成功した（非特許文献6）。

先行技術文献

非特許文献

[0006] 非特許文献1: Morris, J. R. W.; Accelerometry — a technique for the measurement of human body movements, Journal of Biomechanics 6, 729-736, (1973).

非特許文献2: Tao Liu, Yoshio Inoue, Kyoko Shibata : Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis, Measurement, Volume 42, Issue 7, 978-988, (2009)

非特許文献3: Pietro Picerno, Andrea Cereatti, Aurelio Cappozzo : Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules, Gait & Posture 28, 588-595, (2008)

非特許文献4: Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Masahiro Todoh, Manabu Morikawa, Minoru Nakayasu, Satoshi Yoshinari : Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors, Journal of Biomechanics, Volume 42, Issue 3, 223-233, (2009).

非特許文献5: Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Akiko Natorigawa, Masahiro Todoh, Satoshi Yoshinari : Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors, Journal of Biomechanics, Volume 42, Issue 15, 2486-2494, (2009).

非特許文献6: 宮川寛亮, 武田量, 但野茂: 加速度・角速度センサによる三次元歩行解析, 日本機械学会2010年度年次大会講演論文集Vol.5: 63-64, 2010

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] この発明の目的は、加速度センサおよび角速度センサを用いた従来の3次元歩行解析を発展させ、被験者の歩行動作の評価に有用な新たな歩行パラメータを得ることができ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にある。

課題を解決するための手段

[0008] この発明は、上記課題を解決するものであり、この発明の歩行解析方法は、被験者の少なくとも一方の下肢を構成する関節のうちの少なくとも1つの関節を挟む下肢部分に、3軸加速度センサおよび3軸角速度センサをそれぞれ装着し、被験者の歩行中に、前記3軸加速度センサおよび3軸角速度センサで各下肢部分の加速度および角速度を測定し、測定された前記加速度および角速度に基づき、前記歩行中の各下肢部分の姿勢を算出し、算出された姿勢にある下肢部分を互いに連結して、前記少なくとも1つの関節の運動軌跡を含む3次元モデルを構築し、矢状面において、踵接地時の前記少なくとも1つの関節の加速度ベクトルが前記運動軌跡に対してなす角を歩行パラメータとして算出することを特徴とするものである。

[0009] また、この発明の歩行解析システムは、被験者の少なくとも一方の下肢を構成する関節のうちの少なくとも1つの関節を挟む下肢部分に装着され、被験者の歩行中に各下肢部分の加速度および角速度を測定する3軸加速度センサおよび3軸角速度センサと、測定された加速度および角速度に基づき、前記歩行中の各下肢部分の姿勢を算出し、算出された姿勢にある下肢部分を互いに連結して、前記少なくとも1つの関節の運動軌跡を含む3次元モデルを構築するモデル構築手段と、矢状面において、踵接地時の前記少なくとも1つの関節の加速度ベクトルが前記運動軌跡に対してなす角を歩行パラメータとして算出する歩行パラメータ算出手段と、を具備することを特徴とするものである。

発明の効果

[0010] 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、被験者の歩行中に各下肢部分の加速度データおよび角速度データに基づき少なくとも1つの関節の運動軌跡を含む3次元モデルを構築し、この運動軌跡と踵接地時の関節の加速度ベクトルとがなす角を算出することで、歩行解析に有用な新規な歩行パラメータを求めることができる。

[0011] なお、この発明の歩行解析方法にあつては、少なくとも1つの関節は、膝

関節であってよい。

[0012] また、この発明の歩行解析方法にあつては、被験者の左右の各下肢において、少なくとも1つの関節の運動軌跡を含む3次元モデルを構築することができる。

[0013] さらに、この発明の歩行解析方法にあつては、水平面において、左右の関節の運動軌跡に対してそれぞれ近似直線を形成し、該近似直線が相互になす角を歩行パラメータとして算出することができる。

[0014] さらに、この発明の歩行解析方法にあつては、3次元モデルから関節のリサージュ図形を創生し、該リサージュ図形を基に歩行パラメータを算出することができる。

[0015] また、この発明の歩行解析システムにあつては、3軸加速度センサおよび3軸加速度センサは、被験者の左右の下肢に装着されており、歩行パラメータ算出手段は、水平面において、左右の関節の運動軌跡に対してそれぞれ近似直線を形成し、該近似直線が相互になす角を歩行パラメータとして算出するよう構成されてよい。

[0016] さらに、この発明の歩行解析システムにあつては、パラメータ算出手段は、3次元モデルから関節のリサージュ図形を創生し、該リサージュ図形を基に歩行パラメータを算出するよう構成されてよい。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]身体運動の基本面を説明する図である。

[図2]股関節の屈曲・伸展運動の方向および可動域を示す図である。

[図3]股関節の内転・外転運動の方向および可動域を示す図である。

[図4]股関節の内旋・外旋運動の方向および可動域を示す図である。

[図5]膝関節の屈曲・伸展運動の方向および可動域を示す図である。

[図6]足関節の底屈・背屈の方向および可動域を示す図である。

[図7]足関節の内転・外転の方向および可動域を示す図である。

[図8] (a)、(b)はそれぞれ、3次元空間における座標系のオリエンテーションの表現方法を説明する図である。

[図9] 3次元空間内の2つの座標系を示す図である。

[図10] 一般的なオイラー角を説明する図である。

[図11] この発明の一実施形態の歩行解析システムにおける処理装置のブロック構成図である。

[図12] 上記実施形態の歩行解析システムおよびそれを用いたこの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を示す図であり、(a)は正面図、(b)は背面図である。

[図13] 上記実施形態における下肢のワイヤフレームモデルを説明する図である。

[図14] 上記実施形態における、センサ座標系、地上座標系およびセグメント座標系を説明する図であり、(a)は側面図、(b)は正面図である。

[図15] 上記実施形態における、右大腿部セグメントの座標系の定義を示しており、(a)は側面図、(b)は正面図である。

[図16] 上記実施形態における、右下腿部セグメントの座標系の定義を示しており、(a)は側面図、(b)は正面図である。

[図17] 上記実施形態の歩行解析システムおよび歩行方法にしたがう解析フローを示す図である。

[図18] センサの初期姿勢（初期オリエンテーション）を加速度データから計算する原理を説明する図である。

[図19] 静止時の加速度データを測定する際の座位姿勢を示す図である。

[図20] センサ座標系を定義するために用いられる2つの重力加速度ベクトルを示す図である。

[図21] 角速度センサから得られるデータに対して、ローパスフィルタ処理を行う前後を示すグラフであり、上は処理前、下は処理後を示す。

[図22] 角速度センサから得られるデータに含まれるジャイロバイアスを示すグラフである。

[図23] 歩行時の下腿部の角速度の変化を示すグラフである。

[図24] 原点（左右股関節中心の中点）から右爪先までの進行方向の距離を示

すグラフである。

[図25]矢状面における各関節の運動軌跡と、踵接地時の加速度ベクトルを示す図である。

[図26]水平面における膝関節の運動軌跡と、膝関節水平面軌跡角を示す図である。

[図27]上記実施形態の歩行解析システムにおけるデータフローを示す図である。

[図28]上記実施形態の歩行解析システムおよび歩行解析方法に従う実験の手順を示す図である。

[図29]上記実験において採用した歩行路を示す写真であり、(a)は直線平坦路7mであり、(b)はトレッドミルである。

[図30]患者Aの歩行計測結果を示す図であり、(a)は膝屈曲角を示すグラフであり、(b)は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、(c)は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、(d)は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図31]患者Bの歩行計測結果を示す図であり、(a)は膝屈曲角を示すグラフであり、(b)は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、(c)は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、(d)は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図32]患者Cの歩行計測結果を示す図であり、(a)は膝屈曲角を示すグラフであり、(b)は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、(c)は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、(d)は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図33]患者Dの歩行計測結果を示す図であり、(a)は膝屈曲角を示すグラフであり、(b)は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節

）の運動軌跡を示す図であり、（c）は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（d）は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図34]患者Eの歩行計測結果を示す図であり、（a）は膝屈曲角を示すグラフであり、（b）は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（c）は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（d）は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図35]患者Fの歩行計測結果を示す図であり、（a）は膝屈曲角を示すグラフであり、（b）は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（c）は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（d）は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図36]患者Gの歩行計測結果を示す図であり、（a）は膝屈曲角を示すグラフであり、（b）は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（c）は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（d）は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図37]患者Hの歩行計測結果を示す図であり、（a）は膝屈曲角を示すグラフであり、（b）は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（c）は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（d）は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図38]患者Iの歩行計測結果を示す図であり、（a）は膝屈曲角を示すグラフであり、（b）は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（c）は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、（d）は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図39]患者Jの歩行計測結果を示す図であり、(a)は膝屈曲角を示すグラフであり、(b)は矢状面における右脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、(c)は矢状面における左脚の各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す図であり、(d)は水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図40](a)から(h)はそれぞれ、健常者の水平面における膝関節の運動軌跡を示す図である。

[図41](a)から(h)はそれぞれ、健常者の右脚の矢状面における各関節の運動軌跡と踵接地時の加速度ベクトルとを示す図である。

発明を実施するための形態

[0018] まず初めに、この明細書において使用される用語および歩行に関する専門用語について説明する。

[0019] (1) 身体運動の基本面

図1に示すように、身体運動の基本面として以下の3つがある。

- 水平面 (Horizontal plane)

身体を上下に二分する面であり、横断面 (Transverse plane) ともいう。

- 前額面 (Coronal plane)

身体を前後に二分する面である。

- 矢状面 (Sagittal plane)

身体を左右に二分する面である。

[0020] (2) 身体運動の軸

身体運動が回転である場合、面ではなく軸を基準に表現されることがある。これは以下のように定義される。

- 正中軸：前額面と矢状面に共通する線分である。

- 前額－水平軸：前額面と水平面に共通する線分である。

- 矢状－水平軸：矢状面と水平面に共通する線分である。

[0021] (3) 下肢関節の運動

ここでは下肢関節の運動と、健常者の平均的な関節可動域について説明す

る。

（３－１）股関節の運動

股関節は屈曲(Flexion)・伸展(Extension)運動、内転(Adduction)・外転(Abduction)運動、内旋(Internal rotation)・外旋(External rotation)運動を行う事のできる3自由度の関節である。

図２に股関節の屈曲・伸展運動の方向および可動域を示す。脚を前に振り出す方向が屈曲方向である。

図３に股関節の内転・外転運動の方向および可動域を示す。前額面内の回転であり、足部が正中軸に近づく方向が内転、遠ざかる向きが外転である。

図４に股関節の内旋・外旋運動の方向および可動域を示す。大腿部の軸まわりの回転である。大腿部前面に点を打つとき、その点が基本矢状面に近づく方向が内旋、遠ざかる方向が外旋である。

（３－２）膝関節の運動

図５に屈曲・伸展の方向および可動域を示す。足部を臀部に近づける方向が屈曲方向であり、遠ざける方向が伸展方向である。運動解析の分野において、膝関節は蝶番関節とみなされることが多い。しかしながら、正確には膝関節の運動は屈曲・伸展のみではなく、前十字靭帯損傷などの障害によって、内転・外転方向、内旋・外旋方向への可動が拡大する場合があります。整形外科の分野では、3次元的に扱うのが一般的である。したがって、この発明では、膝関節を球関節として扱っている。膝関節が内反変形（O脚）となる方向が内転方向、外反変形（X脚）となる方向が外転方向であり、大腿に対して下腿の前面が内側に向く方向が内旋方向、外側に向く方向が外旋方向である。

（３－３）足関節の運動

足関節は背屈(Dorsi flexion)・底屈運動(Planter flexion)、内転・外転運動を行うものである。図６に底屈・背屈の方向および可動域を示す。つま先を足底側に押し下げる方向が底屈方向、逆方向が背屈方向である。図７に内転・外転の方向および可動域を示す。つま先が正中軸に近づく方向が内転、遠ざかる方向が外転である。

[0022] (4) 歩行の時間因子

一般的な歩行の場合、接地は踵から行い、つま先を最後に離地をする。特に、歩行中、踵が接地することを踵接地 (Heel contact, Heel strike) と言い、つま先が離地することを爪先離地 (Toe off) と言う。踵接地から次の同じ足の踵接地までに要する時間を歩行周期 (Gait cycle) という。歩行周期は立脚期 (Stance phase) と遊脚期 (Swing phase) に分けられる。立脚期は踵接地から爪先離地までの事をいい、足部が接地している状態である。遊脚期は爪先離地から踵接地までの事をいい、足部は接地していない状態である。健常歩行の場合、立脚期と遊脚期の歩行周期は、約 60% と約 40% である。

[0023] (5) 3次元姿勢の表現方法

ここでは、3次元空間における座標系の「オリエンテーション (姿勢)」の表現方法について述べる。3次元空間における方向の表現に「ディレクション」と「オリエンテーション」というものがある。両者の違いを一言で述べると、ディレクションはベクトルの向き、オリエンテーションは座標系の姿勢である。例えば、図8(a)のように、ベクトルがあるディレクションを示し、ベクトル軸まわりに回転するとき、見かけ上の変化は得られない。一方で、図8(b)のように、座標系があるオリエンテーションを示し、そこから一つの基底軸まわりに回転がなされた場合でも、他の基底軸のディレクションの変化によって回転が確認できる。2つの座標系のオリエンテーションの関係が、単位行列Eによる変換によって表現できるとき、それら2つの座標系の関係は「恒等状態」にあるという。恒等状態の時、2つの座標系の対応する基底軸はそれぞれ平行である。恒等状態からの角変位をオリエンテーションという。角変位とは回転によって変化する量である。

[0024] (6) 行列

3次元座標系において、オリエンテーションを表現する手法として、数学の分野で一般的なのは行列である。3次元空間内に、図9に示すような座標系0-XYZと座標系0'-xyzを考える。座標系0'-xyzは、座標系0-XYZ中を自由に運

動できるものとする。このときの、座標系0-XYZから観測した、座標系0'-xyzのオリエンテーションを求める。

座標系0'-xyzが、座標系0-XYZとの恒等状態からスタートし、ある回転操作を施したのち、現時点での座標系0'-xyzのオリエンテーションを示したとする。今、0'-xyzの基底ベクトル e_x , e_y , e_z が、座標系0-XYZにおけるベクトルとして既知である時、これら3つのベクトルから式(1)で示す回転行列が求められる。

[0025] [数1]

$$R_{XYZ \rightarrow xyz} = [e_x e_y e_z] \quad \cdots (1)$$

[0026] 逆変換は、式(1)が直交行列であることを利用し、その転置により求まる。

[0027] [数2]

$$R_{xyz \rightarrow XYZ} = [e_x e_y e_z]^T \quad \cdots (2)$$

[0028] (7) オイラー角

身体の運動を表現する一般的な手法に、オイラー角と呼ばれる概念がある。整形外科やバイオメカニクス分野では、肩関節や股関節など、3自由度を有する関節の運動に対して使用される。膝関節のような、屈曲・伸展の運動のみの関節としてモデル化されるものに対して使用されることは少ない。

オイラー角とは、異なる3軸の回転によって、任意のオリエンテーションが表現できることを証明したレオンハルトオイラーの名に因んでいる。オイラー角の定義は、回転の順序の組み合わせより多数存在する。そして回転量を表現する3つのパラメータは回転順序に依存する。正しくオリエンテーションを表現するためには使用するオイラー角の定義を述べておく必要がある。図10を用いて、一般的なオイラー角である、z-y-xオイラー角を紹介する。まず、上記(6)で述べたような座標系0-XYZと、恒等状態の座標系を考える。まず、z軸まわりに角度 ϕ の回転を行う。これを「ヘディング角」という。次に、回転後のy軸まわりに角度 θ の回転を行う。これを「ピッチ角」

という。最後に、上記回転が行われた後のx軸まわりに角度 ψ の回転を行う。これを「バンク角」という。式(3)に、z-y-xオイラー角の回転行列を表す。

[0029] [数3]

$$R = R_z R_y R_x$$

$$= \begin{bmatrix} c\theta_z c\theta_y - s\theta_z s\theta_x s\theta_y & -s\theta_z c\theta_x & c\theta_z s\theta_y + s\theta_z s\theta_x s\theta_y \\ s\theta_z c\theta_y + c\theta_z s\theta_x s\theta_y & c\theta_z c\theta_x & s\theta_z s\theta_y - c\theta_z s\theta_x s\theta_y \\ -c\theta_x s\theta_y & s\theta_x & c\theta_x c\theta_y \end{bmatrix} \cdots (3)$$

なお、式(3)中、sin, cos記号をそれぞれs, cと省略している。 R_x , R_y , R_z はそれぞれ、式(4)から式(6)の通りである。

[0030] [数4]

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_x & -\sin\theta_x \\ 0 & \sin\theta_x & \cos\theta_x \end{bmatrix} \cdots (4)$$

[0031] [数5]

$$R_y = \begin{bmatrix} \cos\theta_y & 0 & \sin\theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta_y & 0 & \cos\theta_y \end{bmatrix} \cdots (5)$$

[0032] [数6]

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos\theta_z & -\sin\theta_z & 0 \\ \sin\theta_z & \cos\theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdots (6)$$

[0033] この逆変換、すなわち、x-y-z軸の順で回転を行う場合のオイラー角のそれぞれの回転をロール角、ピッチ角、ヨー角という。これらをカルダン角といい、バイオメカニクスにおいて最も使用頻度が高いものである。

3次元角変位を表現する際に最低限必要なパラメータ数は3である。オイラー角は、最低限である3つの角で表現する。また、そのパラメータが角度データに直結するため、非常に直感的である。しかしながら、オイラー角は、あくまで順運動学的な「オリエンテーションの表現方法」であり、計算手法ではない。あるオイラー角で表されるオリエンテーションから、別のオイラ

一角で表されるオリエンテーションに変化をするとき、その計算は少々面倒である。また、ジンバルロックという問題も抱える。アルゴリズム構築の観点からも、特異点に対する条件処理や、式（３）のように計算回数が多くなることから好ましい手法とはいえない。

[0034] （８）四元数

四元数とは複素数の拡張である「超複素数」の一種で、近年では３Ｄコンピュータグラフィックスの分野や宇宙船の姿勢制御に応用されている。

四元数は、１つのスカラー要素と１つのベクトル要素で構成される。四元数の表現法には、行列として表現する方法、exponential mapを用いて表現する方法など様々なものがあるが、この明細書では以下の表現を用いる。

[0035] [数7]

$$Q = W + X_i + Y_j + Z_k = (W; X, Y, Z) = (W; V) \quad \cdots (7)$$

[0036] ここで、W, X, Y, Zは四元数のパラメータであり、X, Y, ZはVのようにベクトルとして表現することができる。オリエンテーション表現手法としての四元数の使用の際は、ベクトルとして表現した方がわかりやすい。i, j, kは四元数単位と呼ばれ虚数に似た性質を持つ。

[0037] [数8]

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \quad \cdots (8)$$

[0038] 四元数にはノルムがあり、式（９）で定義される。

[0039] [数9]

$$\|Q\| = \sqrt{W^2 + X^2 + Y^2 + Z^2} \quad \cdots (9)$$

[0040] $\|Q\| = 1$ の四元数を特に単位四元数と呼び、式（１０）で表される。

[0041] [数10]

$$q = Q/\|Q\| = (w; x, y, z) \quad \cdots (10)$$

[0042] 四元数は超複素数の一種であるため、複素数と同様、共役四元数という概念が存在し、式（１１）で表される。

[0043]

[数11]

$$Q^* = (W; -V) \cdots (1\ 1)$$

[0044] $q=(w_1; v_1)$, $q_2=(w_2; v_2)$ とすると、単位四元数の積は、式(12)により表される。

[0045] [数12]

$$q_1 \otimes q_2 = (w_1; v_1) \otimes (w_2; v_2) = (w_1 w_2 - v_1 v_2; w_1 v_2 + w_2 v_1 + v_1 \times v_2) \cdots (1\ 2)$$

[0046] 四元数の幾何学的意味に関して述べる。回転を表す単位四元数は、 $\cos$, $\sin$ を用いて式(13)のように表せる。

[0047] [数13]

$$q = \left(\cos \frac{\theta}{2}; n \sin \frac{\theta}{2} \right) \cdots (1\ 3)$$

[0048] ここで、 n は単位ベクトルである。今、3次元空間中のあるベクトル r を考える。このベクトルは、四元数表記では、 $r=(0; r_x, r_y, r_z)$ と表される。実数成分はどんな値でもよいので、ここでは簡単のため0とする。

これまで説明してきたことを用いて、3次元空間における回転を現すことができる。先に定義した r を回転し、 r' になるとき、その現象を式(14)で表すことができる。

[0049] [数14]

$$r' = q \otimes r \otimes q^* \cdots (1\ 4)$$

[0050] このとき、式(13)に示す回転に用いた単位四元数の n と θ はそれぞれ、回転の軸を表すベクトルと、その軸周りの回転量を表している。

この発明では、以下で述べるように、角変位の演算に四元数を使用している。

[0051] 以上を踏まえ、この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システムおよび歩行解析方法は、被験者の歩行中の身体部位の加速度および角速度を測定し、その測定データに基づき、下肢姿勢を推定し、歩行の評価に必要な歩行パラメータを算出するものである。

。

[0052] 図 1 1 に示すように、この歩行解析システム 1 は、歩行中の身体部位の加速度および角速度を測定するセンサユニット 3 と、センサユニット 3 からの加速度データおよび角速度データを取得して歩行評価用のパラメータを算出する処理を実行する処理装置 5 と、歩行評価結果を表示するモニタ画面 7 とを具えるものである。

[0053] (センサユニット)

各センサユニット 3 は、3 軸の加速度センサ 1 つと 2 軸の角速度センサ 1 つと 1 軸の角速度センサ 1 つとがユニットとして構成されたものであり、直交する 3 軸方向の加速度およびその軸まわりの角速度を検出する。なお、加速度センサおよび角速度センサはユニットして構成されていなくてもよい。センサユニット 3 としては、たとえばワイヤレステクノロジー社製の WAA-006 を用いることができる。この実施形態では、かかるセンサユニット 3 を 7 個使用しており、装着箇所および方法は後に説明する。

[0054] 各センサユニット 3 は、加速度センサおよび角速度センサの検出する加速度データおよび角速度データを、リアルタイムで無線通信により処理装置 5 に送信するよう構成されている。各センサユニット 3 には、ソフトウェアタイマが実装されており、内部のセンサで加速度・角速度の計測が行われるタイミングで、タイマ値を一緒に記憶することにより、すべてのセンサユニットの同期が取られている。サンプリング周波数は 100 Hz に設定している。

[0055] 図 1 2 (a)、(b) にデータ測定時における、被験者へのセンサユニット 3 の装着位置および装着方法を示す。センサユニット 3 は、骨盤、左右大腿部、左右下腿部、左右足部に一つずつ、計 7 つを装着する。センサユニット 3 は、歩行時に被験者が着用するスポーツタイツに設けられたポケットあるいはスポーツバンドに設けられたポケットに収納することで所定の位置に固定することができる。センサユニット 3 の固定位置に関しては特に制限はなく、上記部位上の任意の箇所に配置することができる。しかしながら、筋活動によりセンサに生じ得る角速度を最小限に抑えるため、骨盤のセンサユ

ニット3は左右上後腸骨稜の midpoint に固定し、大腿部のセンサユニット3は大腿四頭筋中腹部に固定し、下腿部のセンサユニット3は脛骨前方の内側に装着することが好ましい。足部のセンサユニット3は、スポーツバンド等を用いて靴の表面に固定することができる。ただし、中足関節近傍を避け、底背屈による影響を受けないよう適切な箇所を選ぶことがこのましい。固定時のセンサユニット3の向きは、後に説明する手法により補正されるため、任意でよい。なお、図中の符号4は、後述のマーカーを示している。

[0056] (下肢モデル化)

次いで、下肢のモデル化について説明する。この実施形態では、歩行中の身体部位の姿勢を表現するために、図13に示すような3次元ワイヤフレームモデルを構築する。これは、体の部位を剛体によるリンクモデルとして表現する手法の延長であり、複数のワイヤにより面を構成するものである。これにより身体部位の方向のみならず、姿勢（オリエンテーション）の表現が可能となる。ワイヤにより表現された各部位を剛体とみなし、便宜的にセグメントと呼ぶ。セグメントは、それぞれが独立した運動を行うことができる。この下肢モデルは、骨盤セグメント、左右大腿部セグメント、左右下腿部セグメント、左右足部セグメントの計7つのセグメントで構成され、以下に詳細を示す。

[0057] 骨盤セグメントは、左右の上前腸骨棘 (Anterior superior iliac spine)、左右の上後腸骨稜 (Posterior iliac crest)、左右の股関節中心 (Hip joint center) の6点で構成される。

[0058] 大腿部セグメントは、股関節中心、大転子 (Great trochanter)、内側膝関節裂隙 (Medial knee joint space)、外側膝関節裂隙 (Lateral knee joint space) の4点で構成される、

[0059] 下腿部セグメントは、脛骨外側顆 (Lateral condyle of tibia)、内側膝関節裂隙 (Medial knee joint space)、外側膝関節裂隙 (Lateral knee joint space)、足関節中心 (Ankle joint center) で構成される。なお、足関節中心は外果、内果の midpoint とする。

[0060] 足関節セグメントは、足関節中心 (Ankle joint center)、踵骨 (Heel bone)、爪先 (Toe) の3点で構成される。

[0061] (身体寸法の測定)

ワイヤフレームモデルを構築するにあたり身体寸法が必要となる。歩行計測時に測定する身体寸法を以下に示す。なお、このシステムにおいて、身体寸法の入力には、処理装置に接続されたキーボードのような入力手段を用いることができる。

- ・大転子間距離：左右の大転子間の直線距離
- ・大腿長：大転子から大腿骨外側上顆までの距離
- ・下腿長：脛骨外側顆から足関節外果までの距離

なお、骨盤セグメントは、平均的な形状で統一するものとし、大きさは大転子間距離に比例して変化するものとしてモデル化を行う。

[0062] (座標系の定義)

この実施形態では、歩行姿勢の計算および表現に、センサ座標系、地上座標系、セグメント座標系の3種類の座標系を用いる。右大腿部を例として、3つの座標系を図14(a)、(b)に示す。この図面に限り、センサ座標系を符号 $C_{s,n}$ で、地上座標系を符号 C_e で、セグメント座標系符号を $C_{s,g}$ でそれぞれ示している。

[0063] 地上座標系は運動を観測するための固定系であり、その定義は、鉛直上向きに z 軸をとり、被験者の初期の矢状-水平軸に平行かつ被験者前方に向けて x 軸をとる。 y 軸は、両者に垂直かつ右手系となるようにとる。

[0064] 図15(a)、(b)に大腿部セグメントの座標系の定義を示す。大転子と外側膝関節裂隙を結ぶ線と平行に z 軸をとり、矢状-水平軸(正面方向、進行方向)を x 軸とする。

[0065] 図16(a)、(b)に下腿部セグメントの座標系の定義を示す。膝関節中心と足関節中心を結ぶ線と平行に z 軸をとり、矢状-水平軸(正面方向、進行方向)を x 軸とする。膝関節中心は、外側膝関節裂隙と内側膝関節裂隙との中点とし、足関節中心は、足関節外果と足関節内果との中点とする。

[0066] 骨盤セグメントおよび足部セグメントの座標系は、立位姿勢において、地上座標系と一致するものとして定義する。立位姿勢をとるとき、爪先を前方に向け、足部を揃えるものとする。

[0067] (処理装置)

次いで、図 1 1 に戻り、歩行解析システムにおける処理装置 5 について説明する。併せて、このシステムによる処理フローを図 1 7 に示す。処理装置 5 は、この実施形態ではパーソナルコンピュータを用いているが、センサユニット 3 から加速度データおよび角速度データを取得し、所定の演算処理を行って所定の歩行パラメータをモニタ画面 7 に表示あるいは別のデバイスに出力または記録できるものであればどのようなものでもよい。

[0068] 図 1 1 に示すように、処理装置 5 は、各センサユニット 3 から加速度データおよび角速度データを取得するデータ取得部 1 1 と、データ取得部 1 1 により取得された各身体部位の加速度データおよび角速度データを基に、センサ座標系の姿勢（オリエンテーション）を推定するセンサ姿勢推定部 1 3 と、センサ姿勢推定部 1 3 で推定された姿勢をセグメント座標系の姿勢（オリエンテーション）へ変換して各セグメントの姿勢を演算するセグメント姿勢演算部 1 5 と、セグメント姿勢演算部 1 5 で演算された各セグメントの姿勢と入力された身体寸法を基に各セグメントを創生し、所定の姿勢下にある創生されたセグメント同士を連結させることにより歩行中の下肢姿勢（3次元ワイヤフレームモデル）を演算する下肢姿勢演算部 1 7 と、下肢姿勢演算部 1 7 で演算された下肢姿勢を基に歩行パラメータを算出する歩行パラメータ演算部 1 9 と、を具えるものである。なお、上記のデータ取得部 1 1、センサ姿勢推定部 1 3、セグメント姿勢演算部 1 5 および下肢姿勢演算部 1 7 は、この発明におけるモデル構築手段を構成する。また、上記歩行パラメータ演算部 1 9 は、この発明における歩行パラメータ算出手段を構成する。

[0069] センサ姿勢推定部 1 3 は、次のようにして歩行時のセンサの姿勢を推定する。

まず、平面状の回転の場合、角変位 θ は式 (1 5) により計算できる。

[0070] [数15]

$$\theta = \theta_0 + \int_0^t \omega dt \quad \cdots (15)$$

[0071] 式(15)中、右辺第1項は初期の姿勢（オリエンテーション）であり、第2項は初期姿勢からの角変位である。この実施形態では、初期の姿勢を加速度センサから得られる加速度データを用いて推定する。そして、角変位を角速度センサから得られる角速度データを用いて推定する。

[0072] センサの初期姿勢を加速度データから求める原理を、図18を参照しながら説明する。加速度センサは、運動加速度 a と重力加速度 g とを同時に検出する。

[0073] [数16]

$$S = a - g \quad \cdots (16)$$

[0074] 特に、静止時や等速運動時など、加速度センサに対して運動加速度が働かない場合、加速度センサは重力加速度成分のみを検出する。

[0075] [数17]

$$S = -g \quad \cdots (17)$$

[0076] したがって、加速度センサの検出軸と、合ベクトルとの割合から鉛直軸（重力方向）と加速度センサの検出軸とのなす角が計算できる。

[0077] [数18]

$$\theta = \sin^{-1} \frac{g_x}{\|g\|} \quad \cdots (18)$$

[0078] 3次元の場合は原理上、重力軸まわりの回転が生じていたとしても加速度センサが検出することは不可能であるため、加速度センサによって検出するのは初期の姿勢のみである。したがって、被験者が初期姿勢をとるときの上記オイラー角のヘディング角を 0° として定義すればよい。

[0079] 次いで、角変位を求める。回転を表す単位四元数への入力パラメータは、回転の軸と、その軸周りの回転量であり、角速度センサから得られる角速度データと対応がとりやすいため、四元数を用いて角変位を計算する。回転の

軸 n と回転量 θ は次式 (19)、(20) で表される。

[0080] [数19]

$$n = \frac{\omega}{\|\omega\|} \cdots (19)$$

[0081] [数20]

$$\theta = \|\omega\| \Delta t_s \cdots (20)$$

[0082] ここで、 ω は角度センサの各軸の検出加速度から得られる角速度ベクトル、 Δt_s はサンプリング周期である。これらを上記式 (13) に代入すると以下のようになる。

[0083] [数21]

$$q = \left(\cos \frac{\|\omega\| \Delta t_s}{2}; \frac{\omega}{\|\omega\|} \sin \frac{\|\omega\| \Delta t_s}{2} \right) \cdots (21)$$

[0084] この入力の結果、角速度ベクトルを回転の軸とした、サンプリング周期あたりの微小角変位が得られる。そしてこれを時間領域において積分することで、初期姿勢からの角変位が求まる。このようにしてセンサ姿勢推定部 13 は、センサユニット 3 の姿勢を推定する。

[0085] 次に、セグメント姿勢演算部 15 における座標系の変換について説明する。この発明では、身体部位 (セグメント) ごとに姿勢を求めるために各セグメントに対応する身体部位にセンサユニット 3 を取り付けて測定を行うが、センサ座標系がセグメント座標系と一致するようにセンサユニット 3 を取り付けるのは困難ないし不可能である。したがって、セグメントの運動を推定するためには、歩行実験とは別の実験を行うことで、センサ座標系とセグメント座標系との間の相対姿勢を知り、センサ座標系の姿勢をセグメント座標系の姿勢に変換する必要がある。

[0086] 筋の収縮や着衣、皮膚のずれなどの要因を無視するという条件下では、センサユニット 3 とセグメントは同様の角運動をする。よって、センサユニット 3 の姿勢がわかれば回転操作によってセグメントの姿勢を求めることができる。

[0087] 実際には、次の2つのプロセスを経て、センサ座標系からセグメント座標系の回転行列を求める。

- ・センサ座標系 → 地上座標系への回転行列
- ・地上座標系 → セグメント座標系の回転行列

[0088] センサ座標系から地上座標系の回転行列の求め方について説明する。被験者の、立位姿勢での静止時、および座位姿勢での静止時に加速度データの測定を行う。立位姿勢は水平地面に直立し、図16に示すように両方の爪先を揃える。座位姿勢は図19に示すとおりである。座位姿勢においても爪先を揃えるようにする。これにより、立位姿勢および座位姿勢の2姿勢の時の重力加速度が得られる。

[0089] これに基づいたセンサ座標系から地上座標系への回転行列の求め方を図20を用いて説明する。中央に位置する矢印 g が立位時の重力加速度であり、その右側に位置する矢印 g が座位時の重力加速度である。地上座標系 z 軸を、立位時の重力加速度と反対方向に定義する。 y 軸を、立位時の重力加速度と、座位時の重力加速度の外積により定義する。 x 軸は、 y 軸と z 軸の外積により定義する。

[0090] このようにして、センサ座標系における地上座標系の基底ベクトルの取得が可能となる。

[0091] 地上座標系からセグメント座標系への回転は、図14に示したように、立位姿勢時の正面写真および側面写真から、地上座標系に対するセグメント座標系が得られ、地上座標系からセグメント座標系への回転行列が得られる。

[0092] また、この実施形態のシステムは、フィルタリング手段を具備している。角速度センサから得られるデータにはノイズが含まれる。ノイズは高周波であるため、ローパスフィルタによりノイズを除去することができる。ローパスフィルタとしては、たとえばIIRデジタルフィルタのバターワースフィルタを使用することができる。この場合、カットオフ周波数は12Hzとすることができる。ただし、このフィルタを使用すると位相遅れが生じるが、同じ特性のフィルタを、データの前後から1回ずつ、計2回処理を行うこと

で位相遅れは打ち消すことができる。図 2 1 に、ローパスフィルタ処理の効果を、フィルタ処理前後の比較により示す。

[0093] また、角速度センサから得られるデータにはバイアスが含まれる。このことを図 2 2 に示す歩行計測時の角速度波形を用いて説明する。横軸は、測定開始からの経過時間、縦軸は右脚大腿部に配置されたセンサの y 軸まわりの角速度を表している。角速度センサは、静止時であってもゼロではない値を検出値として記録する。これが角速度のバイアスである。上述のように、この実施形態では、角変位の計算手法に積分の要素を含んでいる。したがって、数値積分にあたりバイアス分が蓄積し、誤差に直結する。そこで、バイアス量を推定し、元のデータから当該バイアス量を差し引いてから積分計算を行う必要がある。様々なバイアス推定手法があるが、ここでは、バイアス推定の際、生データの最頻値をバイアスとして推定する。

[0094] 歩行パラメータ演算部 1 9 は、所定のプログラムにより下肢姿勢演算部において演算された下肢姿勢と、踵接地および爪先離地のタイミングとから歩行の評価に必要な種々のパラメータを算出する。ここで、踵接地および爪先離地のタイミングは、光学式システムや床反力計を用いることで容易に求めることができるが、この実施形態では、加速度および角速度データのみを用いて検出する。具体的には、以下のように、踵接地のタイミングは、下腿部の角速度データから検出し、爪先離地のタイミングは左右爪先の相対位置から検出する。

[0095] 歩行時の下腿部の角速度は、図 2 3 に示すように、立脚期では 0 度／秒付近であり、遊脚期では下腿が前方へ振り出されるため比較的大きな角速度が生じる。踵接地の直前では、前方へ振り出された下腿が若干後方へ引き戻されるため、遊脚期とは逆方向へ角速度のピーク値が現れる。このピーク位置を踵接地の検出に用いる。

[0096] 図 2 4 に原点（左右股関節中心の中点）から右爪先までの進行方向の距離を示す。開始時は立位状態で静止しており、1.5 秒付近から歩行を開始したときのグラフである。歩行を開始すると、まず右脚が前方へ振り出され、

原点からの距離は正の方向へ増加する。正のピーク位置を若干過ぎたところで踵接地し、立脚期に入ると原点との距離は縮まっていき、続いて爪先が原点より後方へ移動するため、原点からの距離は負の方向へ増加する。この後、爪先離地し、再び右脚が前方への振り出しが始まるので正の方向へ増加を始める。爪先離地するまでは原点からの距離は負の方向へ単調増加するため、負のピーク位置と爪先離地のタイミングは一致していると考えられる。この実施形態では、下肢姿勢演算部 17 により得られた下肢姿勢から、爪先の相対位置を算出し、原点からの相対距離が負のピーク位置となるタイミングを爪先離地のタイミングとしている。

[0097] 次いで、歩行パラメータ演算部 19 が、下肢姿勢演算部 17 において演算された下肢姿勢と、踵接地および爪先離地のタイミングとから算出する歩行パラメータを以下に示す。なお、これらの歩行パラメータは、医師や理学療法士の観察による歩行分析などで、変形性膝関節症（膝 OA）患者の診断の際に一般的に用いられるものでもある。

（a）歩幅：Step length

踵接地した踵と反対側の脚の踵との距離

（b）最大膝屈曲角：Max knee flexion in swing

遊脚期に見られる膝屈曲角の最大値

（c）最大膝伸展角：Max knee extension in stance

立脚期に見られる膝伸展角の最大値（膝屈曲角の最小値）

（d）膝関節可動域：ROM of knee

最大膝屈曲角から最大膝伸展角を引いた値

（e）膝屈曲角（踵接地直後）：Max knee flexion in stance

踵接地直後に見られる屈曲角度の増加時の膝屈曲角度

（f）膝屈曲角（爪先離地時）：Knee flexion at toe off

爪先離地時の膝屈曲角

（g）足部外転角：Ankle abduction in stance

立脚時の、進行方向に対する爪先の向き

(h) 大腿・下腿角 : FTA in stance

大腿部のz軸と下腿部のz軸とが前額面上でなす角の、立脚期中での最大値

(i) 下肢機能軸傾斜角 (外転方向) : Maximum inclination of functional axis of lower extremity in stance

股関節中心－足関節中心を結ぶ線と鉛直軸とが矢状面上でなす角の、立脚期中での最大値 (最外転)

(j) 下肢機能軸傾斜角 (内転方向) : Minimum inclination of functional axis of lower extremity in stance

股関節中心－足関節中心を結ぶ線と鉛直軸とが矢状面上でなす角の、立脚期中での最小値 (最内転)

(k) 歩行周期 : Gait cycle

踵接地してから爪先離地し、再び踵接地するまでの時間

(l) 立脚比 : Stance phase

踵接地してから爪先離地までの時間(立脚時間)を歩行周期で割ったもの

[0098] 上記歩行パラメータに加え、歩行パラメータ演算部 19 はさらに 2 つの新規な歩行パラメータを算出する。新たな評価パラメータは、リサージュ図形を用いて得ることができる。リサージュ図形とは「二つの単振動を合成して、直行座標上に得られる平面図形」のことで、歩行計測の分野では矢状面、水平面、前額面上での、関節や重心位置の運動軌跡のことを指す。このリサージュ図形のうち、現在、歩行分野の研究などで用いられるのは前額面上での運動軌跡だけである。歩行は移動を伴う運動であるため、光学式システムなどでは矢状面、水平面上の運動軌跡は閉曲線を描かず、1 つの波のような軌跡となってしまう、扱いが難しいのが原因である。これに対して、この歩行解析システムでは、左右股関節中心の中点を原点として下肢姿勢を算出するという特性上、矢状面、水平面、前額面の全ての面において、各関節のリサージュ図形が閉曲線として得られる。この実施形態では、リサージュ図形はパラメータ算出部 19 において描画される。

[0099] 新規な歩行パラメータの 1 つ目は、膝加速度ベクトル方向である。図 25

に、矢状面における各関節（大転子、膝関節、足関節）の運動軌跡を示す。原点は、左右股関節中心の midpoint であり、紙面右方向が進行方向である。膝関節の運動軌跡に付記してある矢印線は踵接地時の加速度ベクトルを表している。パラメータ算出部 19 は、この加速度ベクトルが膝関節軌跡に対してなす角 θ_{acc} を評価パラメータとして算出する。

[0100] 新規な歩行パラメータのもう一つは、膝関節水平面における軌跡角である。図 26 に水平面における膝関節の運動軌跡を示す。原点は左右股関節中心の midpoint であり、紙面上方向が進行方向である。左側の閉曲線が左膝関節の運動軌跡であり、右側の閉曲線が右膝関節の運動軌跡である。図中、各運動軌跡内を略上下に延びる直線は、運動軌跡を直線に近似して得られたものである。パラメータ算出部は、この 2 本の直線がなす角 θ_{xy} を評価パラメータとして算出する。

[0101] 図 27 に、上記の構成になる歩行解析システムを用いたデータ処理の方法を示す。まず、歩行実験において得られた生データは、ローパスフィルタおよびハイパスフィルタを通される。次いで、歩行時のセンサユニット 3 の姿勢の算出およびセンサ座標系からセグメント座標系への座標系の変換により、各セグメントの初期姿勢および角変位を算出する。計算には四元数を用いているため、この段階では初期姿勢および角変位は、四元数で表現されている。なお、上述のように、角速度バイアスの推定に最頻値を用いているため、バイアスの推定精度は分解能に依存する。したがって、その積分結果である角変位には推定誤差分の積分ドリフトが含まれている。四元数をそのまま、ハイパスフィルタによってドリフト除去することはできないため、四元数をまずオイラー角に変換し、得られるオイラー角の 3 つそれぞれに対して積分ドリフトを取り除く。このようにして各セグメントの姿勢が求まると、次に身体寸法を基に各セグメントを創生し、セグメント同士を連結させることにより歩行中の下肢姿勢を構築する。この下肢姿勢を基に、上述の各種歩行パラメータを算出することができる。

[0102] 次いで、この発明に係る歩行解析方法および歩行解析システムの効果を確

認するため実験を行ったので説明する。なお、この発明は、下記の実験の範囲に限定されるものではない。

[0103] (実験手順)

まず、行った実験の手順を図28に簡単に示す。まず、7つのセンサユニット3を各部位に装着し、10個のマーカー4(図12参照)を左右の大転子、内側・外側膝関節裂隙、足関節内果・外果に装着した。次に、身体寸法(大転子間距離、大腿長、下腿長)の測定を行った。次に、センサ座標系からセグメント座標系への座標系の変換に使う加速度データを測定した。その際、被験者の立位姿勢を正面、左側面、右側面から写真撮影した。その後、歩行の測定(加速度および角速度の測定)を行ったが、歩行の条件については後ほど述べる。ここまでの測定によって得られた加速度および角速度データ、写真を基に、プログラムを用いて解析することにより、先に述べた各種歩行パラメータやグラフ、運動軌跡を得た。

[0104] (再現性調査実験)

臨床現場での運用の際に前提として、この実施形態に係る歩行解析方法および歩行解析システムによる計測に再現性があることが必要となる。ここでいう計測の再現性とは、同一の被験者を異なる測定者が計測したときの再現性と、同一の被験者を異なる日に計測したときの再現性(日差再現性)の2つを意味する。つまり、計測者を選ばず、また、被験者の治療経過観察を正しく捉えることが可能であることが求められる。

[0105] 被験者は下肢に既往歴のない健常男性8名とした。年齢、体重、身長、BMI、身体寸法の平均と標準偏差を、後に説明する膝OA患者群の値とともに表1に示す。

[0106]

[表1]

	健常群	膝OA群
	平均(標準偏差)	平均(標準偏差)
年齢 [歳]	22.9(0.8)	68.7(4.1)
体重 [kg]	69.1(5.4)	54.2(5.9)
身長 [m]	1.74(0.05)	1.52(0.05)
B M I [kg/m ²]	23.0(1.6)	23.5(2.5)
大腿の長さ [cm]	38.0(2.3)	32.4(2.7)
下腿の長さ [cm]	40.8(1.6)	35.6(1.7)
転子位置での腰部横径 [cm]	35.6(1.5)	34.5(1.5)

[0107] 次に、実験条件について説明する。歩行実験は、図29(a)、(B)に示す、直線平坦路7mとトレッドミル上(BIODEX社製、Gait Trainer 2™)との2種類で行った。

[0108] 直線平坦路での歩行計測では、図16に示した立位静止状態から開始し、被験者の任意の速度で歩行を行ったあと、再び立位静止状態をとるものとした。

[0109] トレッドミル上での歩行計測では、静止しているベルト上での立位静止状態から開始し、ベルト速度を徐々に時速3kmまで上げ、定常速度での歩行を行った後、再びベルトを停止させ、被験者が立位状態をとるものとした。開始から終了までを約20秒で統一した。

[0110] 計測結果の計測者による差を調査するために、各被験者について、同一日に同一の試験を2人の計測者(計測者A_{1st}、B_{1st}と表す)が別々に計測した。また、計測結果の計測日による差を調査するために、各被験者について、1度目の計測から約1週間後に同一の試行を計測者Aが再び計測した(計測者A_{2nd}と表す)。各歩行条件、計測条件につき1回の計測を行い、一人につき計6回分の計測結果を得た。

[0111] 計測結果である歩行パラメータの算出には、歩き始めと終わりを除外した部分のデータを用い、平地歩行では右2歩分、左2歩分の計4歩分のデータ

を用い、トレッドミル歩行では、右 5 歩分、左 5 歩分の計 10 歩分のデータを用いた。

[0112] (膝 OA 患者の歩行計測実験)

膝 OA 患者の歩行計測実験の被験者は、内側型膝 OA 患者 10 名とした。年齢、体重、身長、BMI、身体寸法の平均と標準偏差を上記表 1 に示し、症状に関する情報を表 2 に示す。表 2 において患者 B は男性で、その他の患者は女性である。なお、表中の記号「—」は診断がされていないことを示し、症状がないことを意味するものではない。

[0113] [表2]

患者	病状の重症度	歩行中の痛み	Kellgren-Lawrence分類	
			右膝	左膝
A	右膝<左膝	軽度	中度	重度
B	右膝<左膝	なし	中度	中度
C	右膝=左膝	なし	疑わしい	中度
D	右膝<左膝	なし	—	中度
E	右膝=左膝	軽度	—	中度
F	右膝<左膝	軽度	—	軽度
G	右膝>左膝	なし	中度	—
H	右膝=左膝	なし	—	中度
I	右膝>左膝	軽度	—	中度
J	右膝>左膝	軽度	中度	—

[0114] 膝 OA 患者の歩行計測実験は、再現性調査実験と同様に行った。ただし、トレッドミル上での歩行は慣れが必要であることや、安全上の点から、歩行路については、直線平坦路 7 m のみとした。計測は各被験者につき計測者 A が 1 回行った。計測結果である歩行パラメータの算出には、歩き始めと終わりを除外した部分の右 3 歩分、左 3 歩分の計 6 歩分のデータを用いた。

[0115] (再現性調査結果)

再現性調査実験の結果を表 3 から表 6 に示す。それぞれ、平地歩行時の計測日間の比較結果、平地歩行時の計測者間の比較結果、トレッドミル歩行時の計測日間の比較結果、トレッドミル歩行時の計測者間の比較結果となっている。各条件時の健常者 8 名分のパラメータと、各条件間の絶対差の平均値

および標準偏差を表中に記載している。また、各条件の結果間にて、有意差検定として対応のある t 検定 (Paired t-test) を行った。有意水準は 5 % で、両側検定とした。そのときの p 値を表中に記載した。健常者の歩行であることから、左右脚間でパラメータの差は見られなかったため、表中の平均値と標準偏差は各被験者の左右の平均値を基に算出した。

[0116]

[表3]

	測定者		絶対差	p 値
	A _{1st}	A _{2nd}		
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	
歩幅 [cm]	57.8 (5.0)	58.5 (4.6)	3.8 (2.0)	0.580
遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	87.8 (5.0)	85.6 (6.4)	5.6 (4.6)	0.240
立脚期の最大膝伸展角 [度]	14.7 (6.4)	14.2 (6.9)	3.5 (2.3)	0.675
膝関節可動領域 [度]	72.6 (8.1)	70.8 (6.6)	4.1 (3.3)	0.165
膝屈曲角(踵接地直後) [度]	29.3 (9.8)	28.6 (8.2)	3.8 (3.4)	0.598
膝屈曲角(爪先離地時) [度]	61.7 (5.6)	61.9 (6.5)	5.3 (3.7)	0.911
足部外転角 [度]	7.4 (7.9)	6.6 (9.5)	2.8 (2.5)	0.391
大腿・下腿角 [度]	184.6 (5.6)	185.3 (9.4)	3.7 (2.8)	0.590
下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-1.7 (2.4)	-2.4 (2.9)	1.9 (1.2)	0.197
下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-7.9 (1.7)	-7.8 (1.2)	1.3 (0.9)	0.807
歩行周期 [秒]	1.19 (0.07)	1.19 (0.08)	0.05 (0.02)	0.816
立脚比 [%]	55.5 (2.0)	55.3 (1.9)	0.9 (0.7)	0.521
左右膝関節軌跡角 [度]	4.7 (7.6)	6.4 (7.4)	4.2 (3.6)	0.416
膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	62.3 (11.3)	63.2 (7.4)	5.3 (2.0)	0.681

[0117]

[表4]

	測定者		絶対差	p 値
	A _{1st}	B _{1st}		
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	
歩幅 [cm]	57.8 (5.0)	60.0 (4.8)	3.2 (2.4)	0.071
遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	87.8 (5.0)	82.7 (4.7)	6.2 (4.0)	0.002
立脚期の最大膝伸展角 [度]	14.7 (6.4)	12.1 (4.7)	3.7 (3.1)	0.027
膝関節可動領域 [度]	72.6 (8.1)	70.1 (5.0)	5.1 (3.1)	0.098
膝屈曲角(踵接地直後) [度]	29.3 (9.8)	25.8 (6.4)	5.6 (4.8)	0.056
膝屈曲角(爪先離地時) [度]	61.7 (5.6)	58.5 (5.2)	4.3 (2.8)	0.008
足部外転角 [度]	7.4 (7.9)	6.8 (6.3)	3.4 (2.7)	0.578
大腿・下腿角 [度]	184.6 (5.6)	182.7 (6.2)	2.5 (1.9)	0.077
下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-1.7 (2.4)	-2.1 (2.3)	1.0 (1.1)	0.348
下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-7.9 (1.7)	-7.6 (1.4)	1.2 (1.2)	0.440
歩行周期 [秒]	1.19 (0.07)	1.21 (0.09)	0.05 (0.04)	0.167
立脚比 [%]	55.5 (2.0)	56.1 (2.1)	1.1 (1.1)	0.107
左右膝関節軌跡角 [度]	4.7 (7.6)	1.8 (2.1)	5.8 (4.3)	0.288
膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	62.3 (11.3)	62.5 (10.5)	5.3 (3.4)	0.937

[0118]

[表5]

	測定者		絶対差	p 値
	A _{1 s t}	A _{2 n d}		
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	
歩幅 [cm]	44.6 (5.9)	44.7 (5.4)	2.8 (1.8)	0.970
遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	80.6 (10.4)	81.4 (7.1)	7.9 (8.0)	0.767
立脚期の最大膝伸展角 [度]	11.6 (6.8)	12.7 (4.9)	3.0 (3.2)	0.360
膝関節可動領域 [度]	68.3 (9.5)	68.1 (8.5)	6.6 (6.8)	0.943
膝屈曲角(踵接地直後) [度]	26.6 (8.5)	25.5 (7.1)	5.8 (4.7)	0.596
膝屈曲角(爪先離地時) [度]	57.1 (9.0)	58.7 (10.6)	7.9 (7.5)	0.563
足部外転角 [度]	7.7 (9.5)	6.7 (10.1)	2.2 (1.6)	0.159
大腿・下腿角 [度]	185.5 (7.5)	184.6 (6.7)	4.5 (3.6)	0.570
下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-3.9 (1.8)	-3.0 (2.7)	1.3 (1.9)	0.127
下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.2 (1.4)	-7.8 (1.1)	1.2 (1.0)	0.329
歩行周期 [秒]	1.28 (0.11)	1.33 (0.09)	0.07 (0.04)	0.016
立脚比 [%]	56.4 (3.5)	56.5 (2.3)	1.9 (1.8)	0.967
左右膝関節軌跡角 [度]	1.4 (4.7)	3.0 (5.3)	6.0 (3.3)	0.543
膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	64.7 (14.8)	79.3 (16.3)	17.8 (11.4)	0.040

[0119]

[表6]

	測定者		絶対差	p 値
	A _{1st}	B _{1st}		
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	
歩幅 [cm]	44.6 (5.9)	45.8 (4.8)	3.2 (2.9)	0.316
遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	80.6 (10.4)	81.1 (7.7)	5.8 (5.4)	0.789
立脚期の最大膝伸展角 [度]	11.6 (6.8)	10.9 (5.6)	4.3 (4.7)	0.636
膝関節可動領域 [度]	68.3 (9.5)	69.1 (10.0)	5.2 (3.5)	0.594
膝屈曲角(踵接地直後) [度]	26.6 (8.5)	24.5 (8.0)	5.1 (4.5)	0.231
膝屈曲角(爪先離地時) [度]	57.1 (9.0)	56.7 (8.8)	7.3 (5.7)	0.895
足部外転角 [度]	7.7 (9.5)	7.8 (8.9)	2.9 (2.2)	0.945
大腿・下腿角 [度]	185.5 (7.5)	185.0 (8.4)	4.7 (4.3)	0.769
下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-3.9 (1.8)	-3.3 (2.1)	1.6 (1.3)	0.225
下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.2 (1.4)	-7.9 (1.5)	1.1 (0.7)	0.412
歩行周期 [秒]	1.28 (0.11)	1.31 (0.13)	0.05 (0.05)	0.079
立脚比 [%]	56.4 (3.5)	56.1 (2.6)	1.9 (1.4)	0.566
左右膝関節軌跡角 [度]	1.4 (4.7)	3.9 (4.7)	3.7 (2.9)	0.147
膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	64.7 (14.8)	71.1 (13.4)	12.2 (6.6)	0.215

[0120] (膝OA患者の歩行計測結果)

膝OA患者の歩行計測によって得られた計測結果を表7から表16および

図30から図39に示す。表には、右脚、左脚ともに3歩分のパラメータとその平均値と標準偏差を記載されている。膝水平面軌跡角については歩行周期ごとではなく、複数の歩行周期分のリサージュ図形から計算しているため、表には記載していない。図30(a)は、膝屈曲角のグラフであり、縦軸は膝屈曲角度、横軸は歩行周期を表しており、歩行周期0%と100%は踵接地のタイミングである。表には、右膝の屈曲角、左膝の屈曲角に加えて、薄色線および領域で、計測者A_{1st}が計測した健常者の平均値とその95%信頼区間を記載している。グラフは、3歩行周期分の平均値としている。図30(b)、(c)は、3歩行周期分の矢状面軌跡と、3歩のうち2歩目の踵接地時の加速度ベクトルを示したものである。図30(d)は、3歩行周期分の膝関節水平面軌跡を表しており、図面上部に膝水平面軌跡角 θ_{xy} を記載した。以降、図39まで各患者について同様の図を示している。参考として、健常者8名の2歩行周期分の矢状面軌跡および膝水平面軌跡を図40および図41に示す。

[0121]

[表7]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	38.9	34.0	39.8	37.6	3.2
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	76.3	79.2	79.8	78.5	1.9
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	7.8	8.6	8.4	8.3	0.4
	膝関節可動領域 [度]	68.5	70.6	71.4	70.2	1.5
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	14.1	15.2	15.5	14.9	0.7
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	51.7	54.3	58.1	54.7	3.2
	足部外転角 [度]	-0.9	1.2	4.0	1.4	2.5
	大腿・下腿角 [度]	175.5	176.7	174.5	175.6	1.1
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-2.1	-2.3	-2.0	-2.1	0.2
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-5.0	-5.4	-4.3	-4.9	0.6
	歩行周期 [秒]	1.11	1.13	1.16	1.13	0.02
	立脚比 [%]	59.0	59.8	56.7	58.5	1.6
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	32.8	34.9	35.7	34.5	1.2
左 脚	歩幅 [cm]	46.1	49.3	47.6	47.7	1.6
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	70.9	72.4	73.9	72.4	2.6
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	7.5	7.7	8.9	8.0	0.7
	膝関節可動領域 [度]	63.4	64.8	67.0	65.1	1.8
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	10.8	12.7	13.5	12.4	1.4
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	51.6	52.8	50.2	51.5	1.3
	足部外転角 [度]	-0.7	-2.9	-1.3	-1.6	1.2
	大腿・下腿角 [度]	176.7	177.8	178.3	177.6	0.8
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-0.4	-0.9	-2.3	-1.2	1.0
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-5.4	-5.7	-5.4	-5.5	0.2
	歩行周期 [秒]	1.12	1.10	1.18	1.13	0.04
	立脚比 [%]	54.5	54.5	55.7	54.9	0.7
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	72.4	64.0	83.1	73.2	7.8

[0122]

[表8]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	63.4	60.7	62.5	62.2	1.9
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	81.7	81.6	81.7	81.7	0.1
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	10.1	15.8	12.0	12.6	4.0
	膝関節可動領域 [度]	71.7	65.8	69.7	69.1	4.1
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	35.9	40.6	37.5	38.0	3.4
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	57.4	59.9	58.2	58.5	1.8
	足部外転角 [度]	11.2	11.0	11.1	11.1	0.1
	大腿・下腿角 [度]	187.1	187.8	187.3	187.4	0.5
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	0.5	0.9	0.6	0.7	0.3
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-10.3	-11.0	-10.5	-10.6	0.5
	歩行周期 [秒]	1.06	1.08	1.06	1.07	0.02
	立脚比 [%]	54.7	52.6	54.0	53.8	1.5
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	43.6	38.7	46.6	43.0	3.3
左 脚	歩幅 [cm]	59.9	57.1	59.0	58.6	1.9
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	87.3	85.2	86.6	86.4	1.5
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	14.4	14.7	14.5	14.5	0.2
	膝関節可動領域 [度]	72.9	70.5	72.1	71.9	1.7
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	41.4	37.1	39.9	39.4	3.0
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	56.3	55.8	56.2	56.1	0.4
	足部外転角 [度]	2.6	3.5	2.9	3.0	0.6
	大腿・下腿角 [度]	189.8	190.4	190.0	190.1	0.4
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-2.3	-2.7	-2.5	-2.5	0.3
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-11.2	-10.5	-11.0	-10.9	0.5
	歩行周期 [秒]	1.04	1.13	1.07	1.08	0.06
	立脚比 [%]	53.2	52.9	53.1	53.1	0.2
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	49.4	47	49.3	48.6	1.1

[0123]

[表9]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	57.8	60.7	54.6	57.7	3.0
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	94.0	92.6	96.6	94.4	2.1
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	18.0	18.3	17.5	17.9	0.4
	膝関節可動領域 [度]	76.0	74.2	79.1	76.5	2.5
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	38.0	39.4	41.2	39.5	1.6
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	70.8	70.2	67.2	69.4	2.0
	足部外転角 [度]	13.1	16.9	16.2	15.4	2.0
	大腿・下腿角 [度]	171.9	171.8	171.7	171.8	0.1
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-0.7	-1.2	-2.2	-1.4	0.7
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-6.9	-7.0	-8.6	-7.5	0.9
	歩行周期 [秒]	1.03	0.98	0.99	1.00	0.03
	立脚比 [%]	53.8	52.3	52.8	52.9	0.8
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	46.4	44.1	41.2	43.9	2.1
左 脚	歩幅 [cm]	45.8	47.3	51.6	48.3	3.0
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	91.0	94.1	91.4	92.2	1.7
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	20.1	21.8	21.9	21.3	1.0
	膝関節可動領域 [度]	70.9	72.3	69.5	70.9	1.4
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	41.8	47.0	47.3	45.4	3.1
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	60.8	62.5	65.1	62.8	2.2
	足部外転角 [度]	4.8	4.9	3.1	4.3	1.0
	大腿・下腿角 [度]	183.4	183.5	182.8	183.2	0.4
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-0.6	0.0	-2.1	-0.9	1.1
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.9	-8.5	-10.3	-9.2	0.9
	歩行周期 [秒]	0.99	1.00	0.99	0.99	0.01
	立脚比 [%]	53.9	53.3	53.9	53.7	0.3
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	40	43.8	53	45.6	5.5

[0124]

[表10]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	45.8	41.7	39.5	42.3	3.2
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	89.5	92.5	88.5	90.2	2.1
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	15.9	14.2	16.8	15.6	1.3
	膝関節可動領域 [度]	73.6	78.4	71.7	74.5	3.4
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	26.8	19.6	22.5	23.0	3.6
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	66.7	70.1	70.0	69.0	1.9
	足部外転角 [度]	-1.3	4.9	5.3	3.0	3.7
	大腿・下腿角 [度]	172.8	174.4	175.2	174.2	1.2
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	0.6	-0.5	0.0	0.1	0.5
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-5.3	-6.5	-5.9	-5.9	0.6
	歩行周期 [秒]	1.09	1.07	1.07	1.07	0.01
	立脚比 [%]	53.1	55.2	54.2	54.1	1.1
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	39	54.6	37.3	43.6	7.8
左 脚	歩幅 [cm]	43.4	42.2	44.5	43.4	1.2
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	84.0	85.1	83.7	84.3	0.8
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	19.5	20.9	22.7	21.0	1.6
	膝関節可動領域 [度]	64.6	64.3	61.0	63.3	2.0
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	25.2	26.8	27.3	26.4	1.1
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	61.5	61.2	63.6	62.1	1.3
	足部外転角 [度]	3.1	1.6	0.4	1.7	1.4
	大腿・下腿角 [度]	179.2	177.6	177.7	178.2	0.9
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-2.8	-2.5	-5.5	-3.6	1.7
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-6.3	-6.6	-8.0	-7.0	0.9
	歩行周期 [秒]	1.08	1.08	1.06	1.07	0.01
	立脚比 [%]	55.7	55.7	56.8	56.1	0.7
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	39.6	47.9	53.6	47.0	5.7

[0125]

[表11]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	47.4	46.9	41.1	45.1	3.5
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	73.2	74.0	75.1	74.1	1.0
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	7.3	8.7	9.0	8.3	0.9
	膝関節可動領域 [度]	65.9	65.3	66.1	65.8	0.4
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	19.4	22.0	14.8	18.8	3.7
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	56.9	52.2	57.3	55.5	2.8
	足部外転角 [度]	4.8	2.8	9.3	5.6	3.3
	大腿・下腿角 [度]	175.4	171.4	175.3	174.0	2.3
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-2.0	-1.1	-3.5	-2.2	1.2
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-7.3	-6.2	-8.6	-7.4	1.2
	歩行周期 [秒]	1.22	1.29	1.37	1.29	0.07
	立脚比 [%]	59.1	61.2	62.6	61.0	1.8
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	59.8	59.8	54.1	57.9	2.7
左 脚	歩幅 [cm]	39.3	34.1	35.7	36.3	2.7
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	78.2	73.3	71.9	74.5	3.3
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	13.9	16.7	17.2	15.9	1.8
	膝関節可動領域 [度]	64.3	56.6	54.7	58.6	5.1
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	20.6	31.2	28.5	26.8	5.5
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	51.5	47.2	53.9	50.9	3.4
	足部外転角 [度]	-7.5	-19.1	-17.7	-14.8	6.3
	大腿・下腿角 [度]	177.3	172.4	172.7	174.2	2.8
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-6.3	-5.9	-4.4	-5.6	1.0
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-10.6	-9.0	-11.4	-10.3	1.3
	歩行周期 [秒]	1.22	1.43	1.33	1.33	0.11
	立脚比 [%]	60.9	52.7	55.0	56.2	4.2
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	58.6	76.9	18.1	51.2	24.6

[0126]

[表12]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	68.7	62.4	66.6	65.5	4.4
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	90.9	91.0	90.9	91.0	0.1
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	6.1	6.4	6.2	6.2	0.2
	膝関節可動領域 [度]	84.8	84.7	84.8	84.7	0.1
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	31.0	31.5	31.2	31.2	0.3
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	56.6	51.6	54.9	54.1	3.5
	足部外転角 [度]	9.2	9.7	9.4	9.5	0.4
	大腿・下腿角 [度]	178.8	179.8	179.1	179.3	0.7
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	3.1	4.8	3.7	3.9	1.2
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-10.1	-9.2	-9.8	-9.7	0.6
	歩行周期 [秒]	0.90	0.88	0.89	0.89	0.02
	立脚比 [%]	51.9	49.4	51.0	50.6	1.8
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	38.5	38.3	39.7	38.8	0.6
左 脚	歩幅 [cm]	62.1	65.9	63.4	64.0	2.7
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	93.1	90.0	92.1	91.6	2.2
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	7.0	7.5	7.2	7.3	0.3
	膝関節可動領域 [度]	86.1	82.5	84.9	84.3	2.5
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	33.9	33.9	33.9	33.9	0.0
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	52.3	54.6	53.1	53.5	1.6
	足部外転角 [度]	8.3	2.0	6.2	5.2	4.4
	大腿・下腿角 [度]	170.9	170.7	170.9	170.8	0.2
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	2.8	2.3	2.6	2.6	0.4
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-6.2	-6.2	-6.2	-6.2	0.0
	歩行周期 [秒]	0.88	0.89	0.88	0.88	0.01
	立脚比 [%]	49.4	51.3	50.0	50.3	1.3
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	44.6	46.6	44.6	45.3	0.9

[0127]

[表13]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	43.8	44.1	44.8	44.2	0.5
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	91.4	91.9	91.5	91.6	0.3
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	19.8	19.3	15.9	18.3	2.1
	膝関節可動領域 [度]	71.6	72.6	75.6	73.3	2.1
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	33.5	35.7	34.5	34.6	1.1
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	74.9	75.7	71.1	73.9	2.4
	足部外転角 [度]	-2.3	-3.3	0.5	-1.7	2.0
	大腿・下腿角 [度]	170.9	172.9	173.1	172.3	1.2
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-2.9	-5.4	-4.5	-4.3	1.2
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-7.8	-8.2	-7.2	-7.7	0.5
	歩行周期 [秒]	1.16	1.08	1.07	1.10	0.05
	立脚比 [%]	59.6	56.7	55.2	57.2	2.2
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	61.3	71.8	66	66.4	4.3
左 脚	歩幅 [cm]	43.3	46.4	49.0	46.2	2.8
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	92.1	93.0	90.4	91.8	1.3
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	21.4	21.8	21.5	21.5	0.2
	膝関節可動領域 [度]	70.7	71.2	69.0	70.3	1.2
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	44.0	37.6	35.5	39.0	4.4
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	71.8	75.6	72.7	73.4	2.0
	足部外転角 [度]	-8.1	-6.4	-5.7	-6.7	1.3
	大腿・下腿角 [度]	174.9	174.4	174.2	174.5	0.3
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-1.7	-3.4	-3.9	-3.0	1.1
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-4.2	-4.5	-5.8	-4.9	0.9
	歩行周期 [秒]	1.09	1.07	1.10	1.09	0.02
	立脚比 [%]	56.1	55.2	55.6	55.6	0.5
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	60	59.5	61.9	60.5	1.0

[0128]

[表14]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	53.5	53.2	53.9	53.5	0.4
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	83.5	87.3	87.8	86.2	2.4
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	5.5	9.2	8.9	7.8	2.0
	膝関節可動領域 [度]	78.0	78.1	78.9	78.3	0.5
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	30.7	28.5	27.8	29.0	1.5
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	59.2	59.8	60.9	60.0	0.8
	足部外転角 [度]	-2.9	-1.1	-2.0	-2.0	0.9
	大腿・下腿角 [度]	176.7	177.5	177.3	177.2	0.4
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	1.5	1.3	2.6	1.8	0.7
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.0	-8.0	-7.7	-7.9	0.1
	歩行周期 [秒]	0.99	0.94	0.97	0.97	0.02
	立脚比 [%]	55.1	51.8	51.7	52.8	1.9
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	67.1	47.5	55.3	56.6	8.1
左 脚	歩幅 [cm]	49.1	54.8	55.5	53.1	3.5
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	82.0	83.0	84.9	83.3	1.5
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	10.5	13.2	14.9	12.9	2.2
	膝関節可動領域 [度]	71.5	69.7	70.0	70.4	1.0
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	33.3	34.4	33.0	33.6	0.7
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	61.3	63.2	61.0	61.8	1.2
	足部外転角 [度]	2.7	-0.4	0.5	0.9	1.6
	大腿・下腿角 [度]	183.4	183.7	185.4	184.2	1.1
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-0.4	-2.1	-3.6	-2.0	1.6
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-6.5	-7.3	-7.2	-7.0	0.4
	歩行周期 [秒]	0.96	0.96	0.97	0.96	0.01
	立脚比 [%]	53.5	53.5	52.9	53.3	0.4
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	55.3	62.6	55.7	57.9	3.4

[0129]

[表15]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	50.3	51.4	46.9	49.5	2.4
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	78.1	78.9	79.4	78.8	0.6
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	13.8	12.8	12.6	13.0	0.6
	膝関節可動領域 [度]	64.4	66.1	66.8	65.8	1.2
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	18.4	22.5	17.4	19.4	2.7
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	54.5	56.9	54.0	55.1	1.5
	足部外転角 [度]	4.5	7.9	3.2	5.2	2.4
	大腿・下腿角 [度]	180.1	178.3	178.0	178.8	1.1
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	2.1	2.2	1.4	1.9	0.5
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-9.9	-9.7	-10.7	-10.1	0.6
	歩行周期 [秒]	1.04	1.04	1.04	1.04	0.00
	立脚比 [%]	55.3	54.3	54.3	54.6	0.6
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	54	64.3	59.5	59.3	4.2
左 脚	歩幅 [cm]	57.8	55.2	60.7	57.9	2.8
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	87.8	89.6	86.7	88.0	1.5
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	13.6	14.5	19.1	15.7	3.0
	膝関節可動領域 [度]	74.2	75.1	67.6	72.3	4.1
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	33.2	32.0	34.9	33.4	1.4
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	60.5	58.6	62.7	60.6	2.1
	足部外転角 [度]	3.1	1.0	1.1	1.7	1.2
	大腿・下腿角 [度]	180.1	179.5	180.4	180.0	0.5
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-4.4	-3.8	-4.1	-4.1	0.3
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-9.1	-7.7	-9.0	-8.6	0.8
	歩行周期 [秒]	1.02	1.06	1.08	1.05	0.03
	立脚比 [%]	55.4	53.7	52.6	53.9	1.4
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	60.8	60.4	65.1	62.1	2.1

[0130]

[表16]

		歩行数			平均	標準偏差
		1 歩目	2 歩目	3 歩目		
右 脚	歩幅 [cm]	50.3	54.2	54.0	52.8	2.2
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	82.9	80.6	82.4	82.0	1.2
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	13.1	12.5	13.3	13.0	0.4
	膝関節可動領域 [度]	69.8	68.1	69.1	69.0	0.9
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	28.9	25.6	26.1	26.9	1.8
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	55.1	55.1	56.6	55.6	0.9
	足部外転角 [度]	-0.2	-0.6	-0.4	-0.4	0.2
	大腿・下腿角 [度]	178.7	180.9	181.2	180.2	1.4
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	2.2	1.5	1.8	1.9	0.4
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.2	-8.2	-8.8	-8.4	0.3
	歩行周期 [秒]	1.07	1.06	1.04	1.06	0.01
	立脚比 [%]	58.3	56.8	55.3	56.8	1.5
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	65.1	54.8	46.5	55.5	7.6
左 脚	歩幅 [cm]	53.4	55.6	56.4	55.1	1.5
	遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	82.5	86.5	84.5	84.5	2.0
	立脚期の最大膝伸展角 [度]	13.3	10.3	11.8	11.8	1.5
	膝関節可動領域 [度]	69.2	76.1	72.7	72.7	3.5
	膝屈曲角(踵接地直後) [度]	26.0	22.5	22.0	23.5	2.2
	膝屈曲角(爪先離地時) [度]	60.2	57.0	59.1	58.7	1.6
	足部外転角 [度]	0.5	-0.3	-1.9	-0.6	1.3
	大腿・下腿角 [度]	185.3	184.3	185.7	185.1	0.7
	下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	4.0	3.1	2.9	3.3	0.5
	下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-7.0	-7.8	-8.3	-7.7	0.7
	歩行周期 [秒]	1.03	1.04	1.08	1.05	0.02
	立脚比 [%]	53.8	56.4	55.7	55.3	1.4
	膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	42.9	54.9	55.5	51.1	5.8

[0131] (計測の再現性)

計測の再現性について、平地歩行の計測日間の比較である表3をみると、

どのパラメータにおいても有意差は見られず、再現性が認められる。計測者間の比較である表4をみると、最大膝屈曲角、最小膝屈曲角、爪先離地時の膝屈曲間において有意差が見られた。この原因はセグメント座標系の決定に用いる、マーカーの装着位置の差であると考えられる。とくに、大転子のマーカーは厳密には大転子最外側点に装着するようにしているが、大転子は比較的大きなランドマークであるため、ズレが生じやすい。しかし、この問題はこの発明に係るシステム特有のものではなく、光学式システムなど、マーカーを用いる他のシステムにおいも同様に生じ得る問題である。

[0132] (膝OAの症状の定量的評価)

次いで、患者Aの測定結果を例に、膝OAの症状の定量的評価について述べる。図30(a)をみるとまず、重症度の高い側である左膝の屈曲角のピーク値が健常者よりも有意に小さくなっていることがわかる。これは、膝痛による膝屈曲制限を表しており、健常者の最大膝屈曲角の平均値が 84.9° であるのに対し、患者Aの左膝は 72.4° であった。また、左膝の膝痛により、歩幅に大きな左右差が存在している。左右の歩幅の比(右歩幅/左歩幅)は健常群が 1.02 ± 0.08 で左右同程度であるのに対し、患者Aの左右比は 0.79 であった。また、同じく左膝の膝痛により、立脚比にも左右差が生じており、その値も計測結果として得られている。

[0133] (患者群と健常群の比較)

下記表17から表20に患者群と健常群の歩行パラメータの比較結果を示す。それぞれ、右脚、左脚、重症度の高い側、重症度の低い側のパラメータの比較であり、どちらの脚が重症度が高いかは上記表2に示してある。重症度が左右同等である患者および健常者については、重症度の高い側、低い側ともに左右脚の平均値を用いた。表中のp値は対応の無いt検定(Unpaired t-test)を行った際の値である。

[0134]

[表17]

右脚	膝OA群	健常群	p 値
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	
歩幅 [cm]	50.7 (8.6)	59.3 (4.0)	0.025
遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	86.4 (6.5)	85.3 (6.8)	0.758
立脚期の最大膝伸展角 [度]	11.2 (3.7)	14.1 (5.6)	0.228
膝関節可動領域 [度]	74.3 (5.8)	71.0 (6.6)	0.305
膝屈曲角(踵接地直後) [度]	29.8 (7.6)	27.8 (6.2)	0.563
膝屈曲角(爪先離地時) [度]	62.4 (6.8)	61.1 (4.9)	0.668
足部外転角 [度]	6.4 (5.4)	8.5 (7.9)	0.520
大腿・下腿角 [度]	177.1 (4.5)	182.0 (8.1)	0.145
下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-0.3 (2.0)	-1.7 (2.4)	0.224
下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.5 (1.9)	-7.4 (1.5)	0.207
歩行周期 [秒]	1.07 (0.10)	1.19 (0.08)	0.018
立脚比 [%]	55.4 (2.8)	54.7 (2.0)	0.569
左右膝関節軌跡角 [度]	7.4 (5.3)	1.6 (2.8)	0.018
膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	49.9 (9.9)	61.7 (13.1)	0.058

[0135]

[表18]

左脚	膝OA群	健常群	p 値
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	
歩幅 [cm]	50.8 (7.1)	57.5 (5.1)	0.048
遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	87.0 (5.4)	84.5 (5.1)	0.366
立脚期の最大膝伸展角 [度]	13.5 (4.7)	12.6 (3.9)	0.672
膝関節可動領域 [度]	72.4 (6.2)	70.9 (6.2)	0.651
膝屈曲角(踵接地直後) [度]	33.6 (9.0)	27.7 (7.0)	0.171
膝屈曲角(爪先離地時) [度]	61.1 (5.7)	60.7 (4.9)	0.858
足部外転角 [度]	1.5 (5.0)	5.1 (10.1)	0.360
大腿・下腿角 [度]	180.1 (4.8)	183.0 (9.6)	0.392
下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-0.8 (2.7)	-3.1 (2.5)	0.092
下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.4 (2.1)	-8.2 (1.2)	0.805
歩行周期 [秒]	1.06 (0.11)	1.19 (0.09)	0.020
立脚比 [%]	54.3 (1.8)	55.6 (1.8)	0.181
左右膝関節軌跡角 [度]	7.2 (3.9)	1.0 (2.4)	0.002
膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	54.2 (8.5)	60.3 (9.1)	0.190

[0136]

[表19]

重症度の高い側	膝O A群	健常群	p 値
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	
歩幅 [cm]	50.3 (6.1)	58.4 (3.9)	0.007
遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	85.5 (6.1)	84.9 (5.5)	0.843
立脚期の最大膝伸展角 [度]	12.7 (3.8)	13.3 (4.7)	0.766
膝関節可動領域 [度]	71.8 (6.4)	71.0 (6.0)	0.795
膝屈曲角(踵接地直後) [度]	31.1 (8.4)	27.7 (6.5)	0.389
膝屈曲角(爪先離地時) [度]	60.9 (6.1)	60.9 (4.0)	0.991
足部外転角 [度]	3.9 (4.2)	6.8 (8.9)	0.398
大腿・下腿角 [度]	178.8 (5.0)	184.5 (8.0)	0.100
下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-0.7 (2.1)	-2.4 (2.0)	0.126
下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.6 (1.7)	-7.8 (1.0)	0.292
歩行周期 [秒]	1.06 (0.11)	1.19 (0.08)	0.020
立脚比 [%]	54.9 (2.4)	55.1 (1.4)	0.833
左右膝関節軌跡角 [度]	7.4 (3.0)	1.3 (2.1)	0.000
膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	55.2 (8.9)	61.0 (10.5)	0.251

[0137]

[表20]

重症度の低い側	膝OA群	健常群	p 値
	平均 (標準偏差)	平均 (標準偏差)	
歩幅 [cm]	51.1 (8.9)	58.4 (3.9)	0.059
遊脚期の最大膝屈曲角 [度]	87.8 (5.5)	84.9 (5.5)	0.308
立脚期の最大膝伸展角 [度]	12.0 (4.7)	13.3 (4.7)	0.577
膝関節可動領域 [度]	74.9 (5.1)	71.0 (6.0)	0.178
膝屈曲角(踵接地直後) [度]	32.3 (8.4)	27.7 (6.5)	0.247
膝屈曲角(爪先離地時) [度]	62.7 (5.9)	60.9 (4.0)	0.502
足部外転角 [度]	3.9 (5.2)	6.8 (8.9)	0.417
大腿・下腿角 [度]	178.4 (4.2)	184.5 (8.0)	0.068
下肢機能軸傾斜角 (外転方向) [度]	-0.3 (2.4)	-2.4 (2.0)	0.088
下肢機能軸傾斜角 (内転方向) [度]	-8.3 (2.1)	-7.8 (1.0)	0.513
歩行周期 [秒]	1.07 (0.10)	1.19 (0.08)	0.019
立脚比 [%]	54.8 (2.2)	55.1 (1.4)	0.737
左右膝関節軌跡角 [度]	7.2 (5.4)	1.3 (2.1)	0.014
膝加速度ベクトル方向 (踵接地時) [度]	49.0 (8.9)	61.0 (10.5)	0.024

[0138]

[表21]

		a_x (m/sec ²)		a_z (m/sec ²)		a_{xz} (m/sec ²)	
		平均 (標準偏差)	p 値	平均 (標準偏差)	p 値	平均 (標準偏差)	p 値
健常群		3.28 (0.73)		2.14 (0.43)		4.03 (0.54)	
膝 O A 群	重症度の 高い脚	4.18 (1.88)	0.243	1.81 (0.43)	0.149	4.70 (1.63)	0.304
	重症度の 低い脚	4.77 (1.95)	0.071	1.77 (0.38)	0.084	5.16 (1.77)	0.117

[0139] その結果、従来の歩行パラメータのうち、有意水準5%で有意差がみられたのは、歩行周期と歩幅だけであった。しかし、歩幅については患者群と健常群で下肢長が大きく異なるため、実質的に差があるのは歩行周期だけであるといえる。このことから、従来の歩行パラメータだけでは、膝OAのような疾患の早期発見あるいは進行度を定量的に評価することはできない。

[0140] これに対して、この実施形態に係る歩行解析システムおよび歩行解析方法により算出された歩行パラメータである膝水平軌跡面角 θ_{xy} は、左右脚ともに有意差が見られた。また、加速度ベクトル方向 θ_{acc} は、右脚、左脚、重症度の高い側では有意差は見られなかったが、重症度の低い側では有意差が見られ、膝OAのような疾患の定量的な評価が可能となった。以下、当該新規の歩行パラメータについて詳細に検討する。

[0141] まず、最も膝水平面軌跡角が大きかった患者Bの膝水平面軌跡を例に検討する。一般に、膝OA患者は関節軟骨の減少により、膝の安定性が低下する傾向がある。その不安定性が特に問題となるのは、荷重が加わる踵接地と、その後続く、荷重応答期である立脚初期である。図31(d)を見ると、踵接地時および立脚初期において、膝と原点のY方向の距離が小さくなっていることがわかる。これは、膝の不安定性を補うために、脚を原点寄り、つまり体の重心位置に近づけているためではあると考えられる。立脚後期では、荷重は減少傾向にあるため、不安定性はさほど問題にならない。立脚後期

では反対側の踵接地に備えるために、今度は原点と遊脚側の膝との距離が小さくなり、立脚側の膝との距離は大きくなっていると考えられる。膝水平面軌跡角は、膝痛の無い膝OA患者であっても健常群と差が見られたことから、膝の不安定性が原因であるという推測は妥当性がある。

[0142] 次いで、膝OA患者の膝加速度ベクトル奉公の角 θ_{acc} が健常者に比べて小さくなる原因として、加速度ベクトルの後方成分の増加と、鉛直成分の減少が考えられる。後方成分の増加の要因として、踵接地直前まで前方方向への速度が生じていることが考えられる。一般的に、膝OA患者は片脚支持能力が健常者に比べて低い傾向にある。それは、高負荷時の膝痛や膝の緩みによる不安定性によるものである。そのことが原因で、片脚支持の時間を減らすために、遊脚の踵接地のタイミングを早め、結果として振り出された遊脚の前方への速度が減速しきる前に踵接地し、ブレーキがかかるように後方への加速度が生じていると推測される。このことは、図30(b)、(c)や表20をみてわかるように、重症度の大きい側よりも、むしろ重症度の小さい側で膝加速度ベクトル方向の角 θ_{acc} が小さくなっていることから推測される。

[0143] 鉛直成分の減少の要因として、膝屈曲角の減少により、鉛直方向の変位量が減少していることが考えられる。遊脚期の膝屈曲は、足部の地面とのクリアランス確保の役割を担っている。この膝屈曲角が膝痛により減少すると、クリアランスが減少することになる。その結果、脚の鉛直方向の移動が少なくなるため、鉛直方向の速度、加速度が減少していると考えられる。

[0144] このように、膝痛、膝不安定性、膝屈曲制限などの膝OAの複数の症状を原因として、膝加速度ベクトル方向の角 θ_{acc} が小さくなっていることがわかった。

[0145] 下記表21は、地上座標系における加速度の比較結果を示している。健常群と膝OA患者群の、加速度ベクトルの後方成分 a_x 、鉛直成分 a_z 、その二乗和平方根 a_{xz} の平均値と標準偏差が示されている。また、表中のp値は対応の無いt検定(Unpaired t-test)を行った際の値である。この表からも a_x と a_{xz} は患者群の方が大きく、 a_z は患者群の方が小さな値であることが分かる。

[0146] 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はなく、特許請求の範囲の記載の範囲内で適宜変更し得るものである。たとえば、上記実施形態では、膝関節において新規な歩行パラメータを求める例について説明したが、これに限らず足関節等の他の下肢関節において同様のパラメータを求めることもできる。また、上記実施形態においては、両脚に加速度センサおよび角速度センサを装着して両脚の歩行パラメータを取得したが、どちらか一方の脚にのみセンサを装着して片脚の歩行パラメータのみを算出してもよい。

産業上の利用可能性

[0147] かくしてこの発明により、加速度センサおよび角速度センサを用いた従来の3次元歩行解析を発展させ、被験者の歩行動作の評価に有用な新たな歩行パラメータを得ることができ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が可能となった。

符号の説明

- [0148]
- 1 歩行解析システム
 - 3 センサユニット
 - 4 マーカー
 - 5 処理装置
 - 7 モニタ画面
 - 11 データ取得部
 - 13 センサ姿勢推定部
 - 15 セグメント姿勢演算部
 - 17 下肢姿勢演算部
 - 19 歩行パラメータ演算部

請求の範囲

- [請求項1] 被験者の少なくとも一方の下肢を構成する関節のうちの少なくとも1つの関節を挟む下肢部分に、3軸加速度センサおよび3軸角速度センサをそれぞれ装着し、
- 被験者の歩行中に、前記3軸加速度センサおよび3軸角速度センサで各下肢部分の加速度および角速度を測定し、
- 測定された前記加速度および角速度に基づき、前記歩行中の各下肢部分の姿勢を算出し、
- 算出された姿勢にある下肢部分を互いに連結して、前記少なくとも1つの関節の運動軌跡を含む3次元モデルを構築し、
- 矢状面において、踵接地時の前記少なくとも1つの関節の加速度ベクトルが前記運動軌跡に対してなす角を歩行パラメータとして算出することを特徴とする、歩行解析方法。
- [請求項2] 前記少なくとも1つの関節は、膝関節である、請求項1記載の歩行解析方法。
- [請求項3] 被験者の左右の各下肢において、少なくとも1つの関節の運動軌跡を含む3次元モデルを構築する、請求項1または2記載の歩行解析方法。
- [請求項4] 水平面において、左右の関節の運動軌跡に対してそれぞれ近似直線を形成し、
- 前記近似直線が相互になす角を歩行パラメータとして算出する、請求項3記載の歩行解析方法。
- [請求項5] 前記3次元モデルから関節のリサージュ図形を創生し、該リサージュ図形を基に前記歩行パラメータを算出する、請求項1から4までのいずれか一項記載の歩行解析方法。
- [請求項6] 被験者の少なくとも一方の下肢を構成する関節のうちの少なくとも1つの関節を挟む下肢部分に装着され、被験者の歩行中に各下肢部分の加速度および角速度を測定する3軸加速度センサおよび3軸角速度

センサと、

測定された加速度および角速度に基づき、前記歩行中の各下肢部分の姿勢を算出し、算出された姿勢にある下肢部分を互いに連結して、前記少なくとも 1 つの関節の運動軌跡を含む 3 次元モデルを構築するモデル構築手段と、

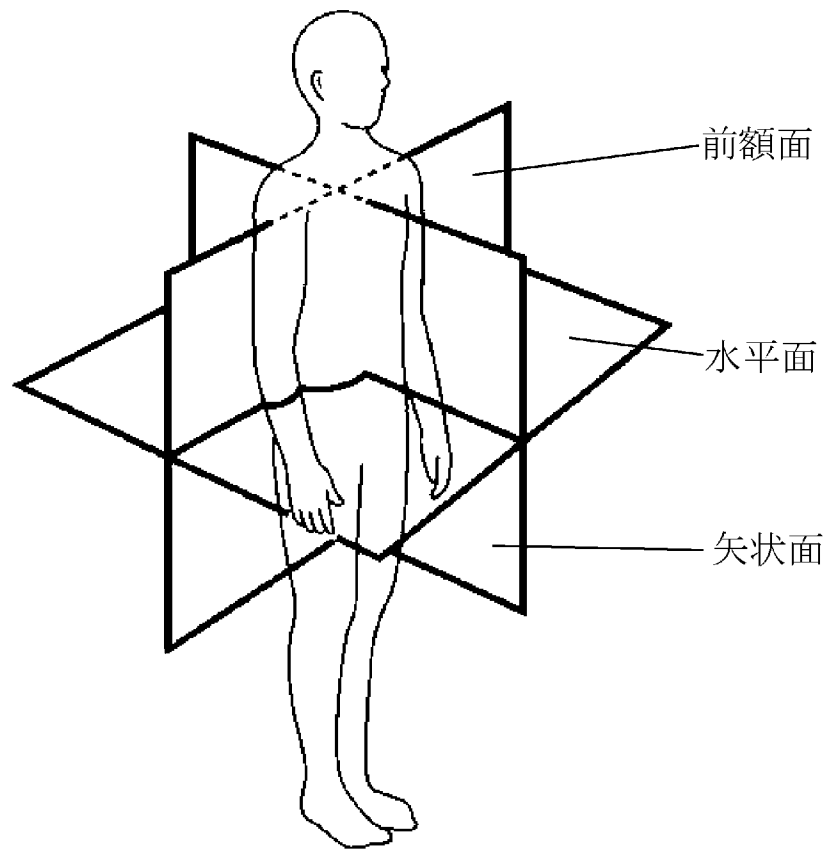
矢状面において、踵接地時の前記少なくとも 1 つの関節の加速度ベクトルが前記運動軌跡に対してなす角を歩行パラメータとして算出する歩行パラメータ算出手段と、を具えることを特徴とする歩行解析システム。

[請求項7] 前記 3 軸加速度センサおよび 3 軸角速度センサは、被験者の左右の下肢に装着されており、

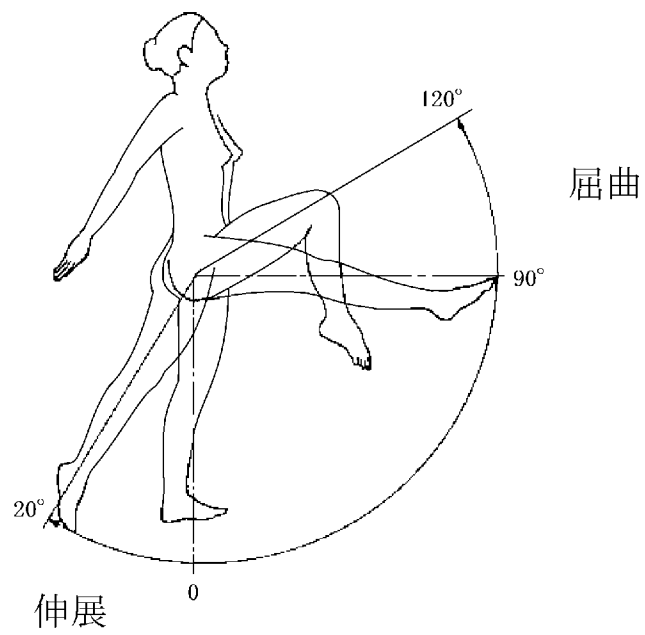
前記歩行パラメータ算出手段は、水平面において、左右の関節の運動軌跡に対してそれぞれ近似直線を形成し、前記近似直線が相互になす角を歩行パラメータとして算出するよう構成されている、請求項 6 記載の歩行解析システム。

[請求項8] 前記パラメータ算出手段は、前記 3 次元モデルから関節のリサージュ図形を創生し、該リサージュ図形を基に前記歩行パラメータを算出するよう構成されている、請求項 6 または 7 記載の歩行解析システム。

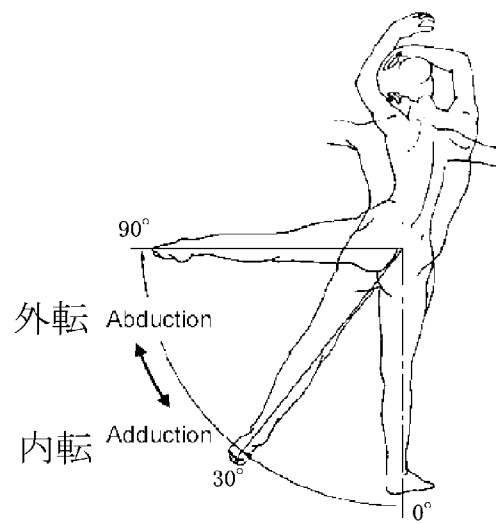
[図1]



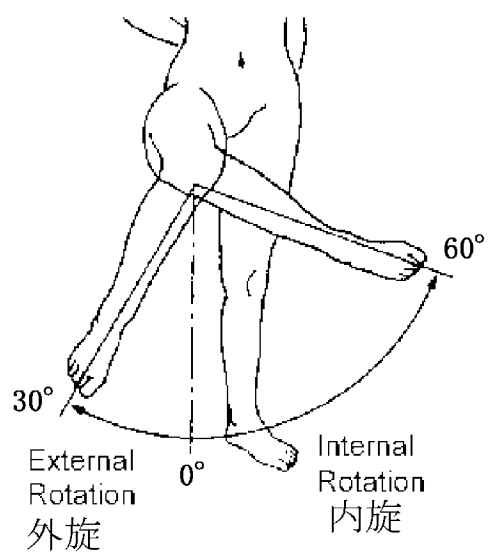
[図2]



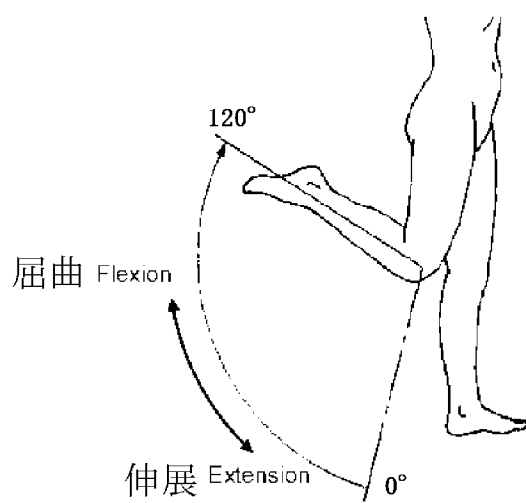
[図3]



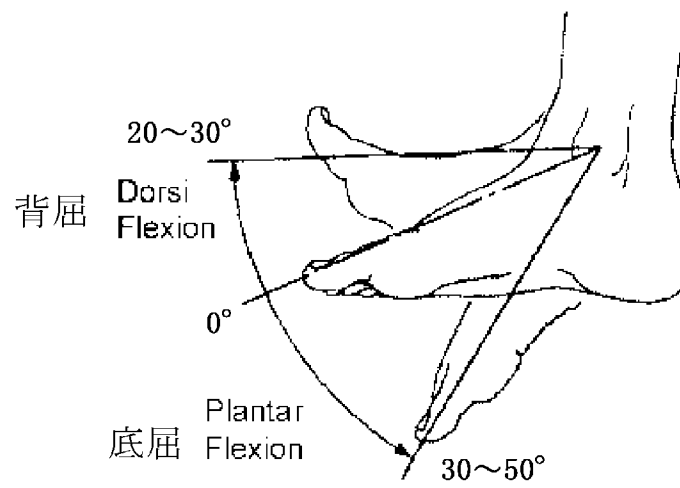
[図4]



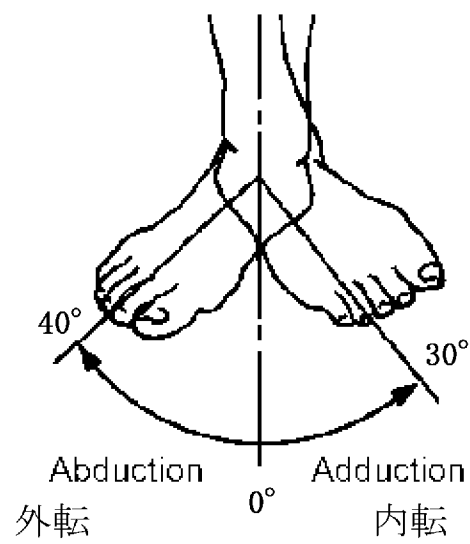
[図5]



[図6]

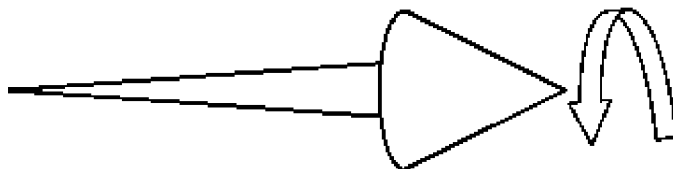


[図7]

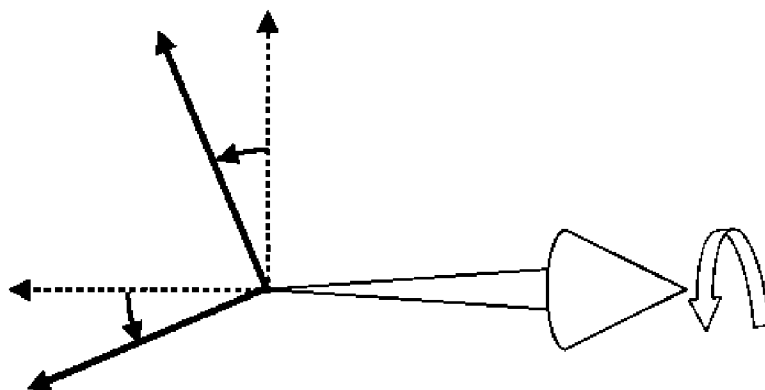


[図8]

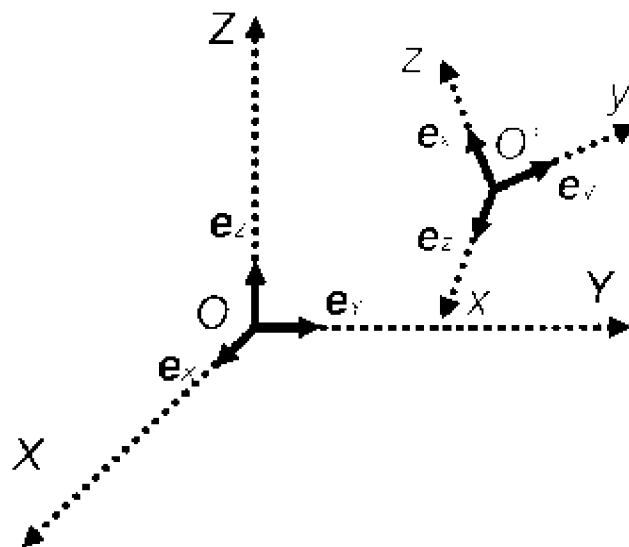
(a)



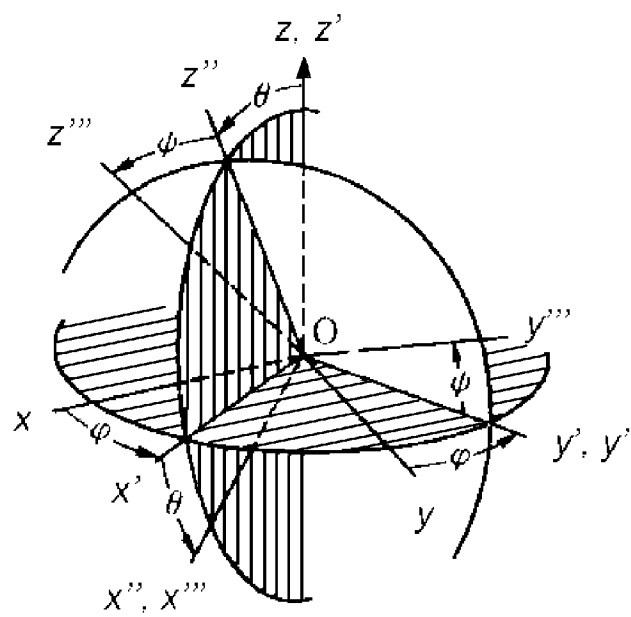
(b)



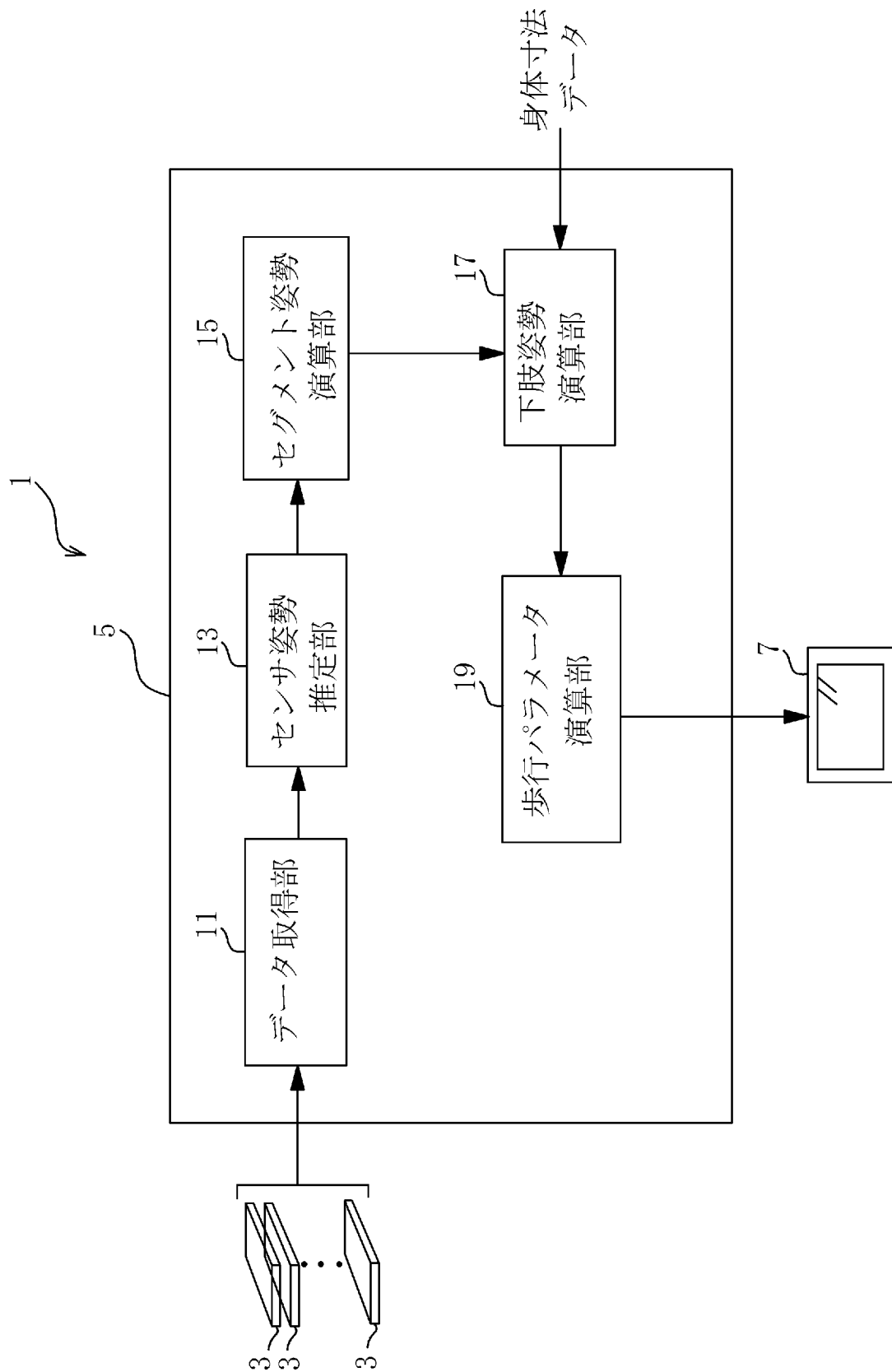
[図9]



[図10]

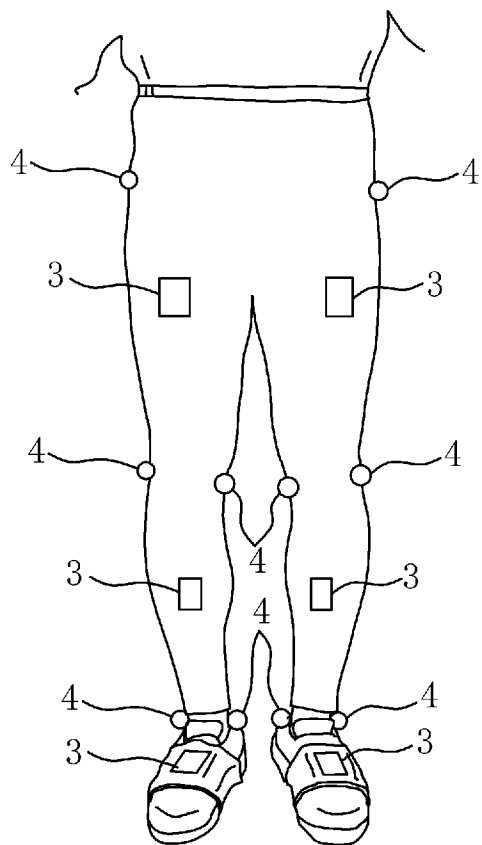


[図11]

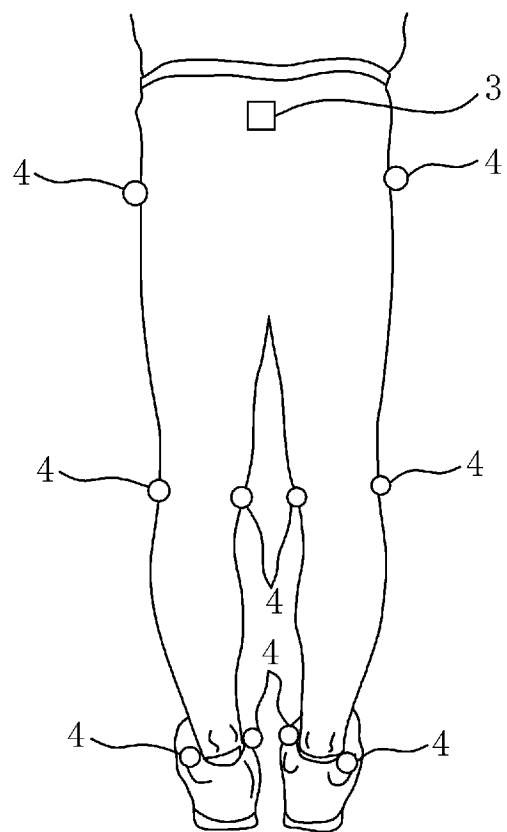


[図12]

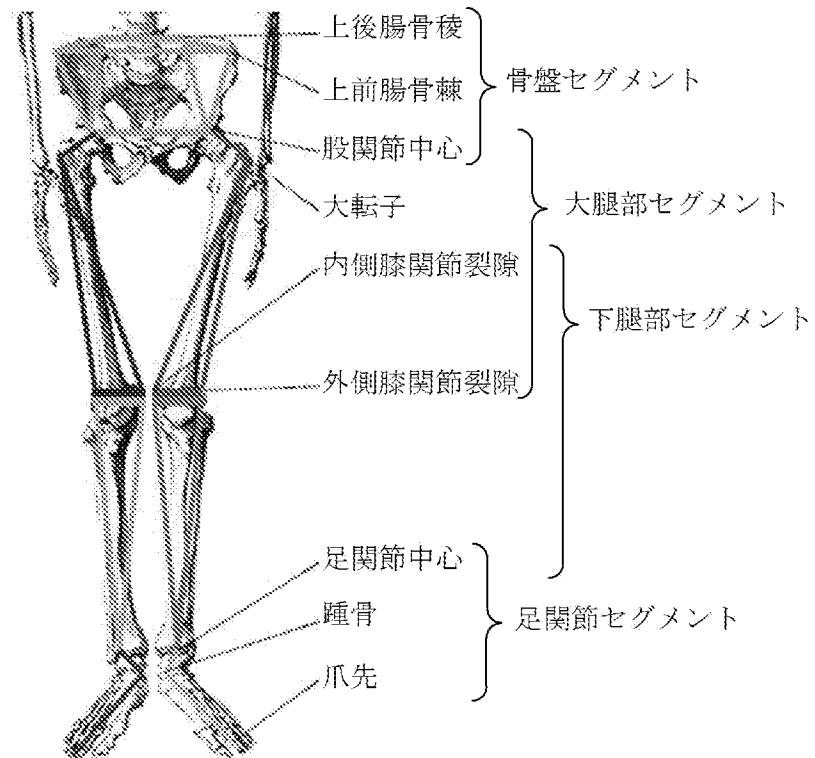
(a)



(b)

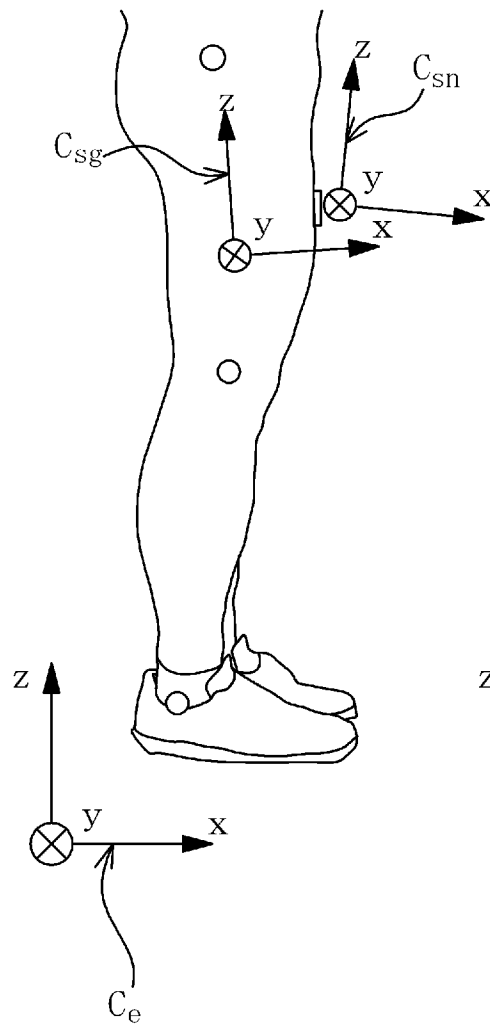


[図13]

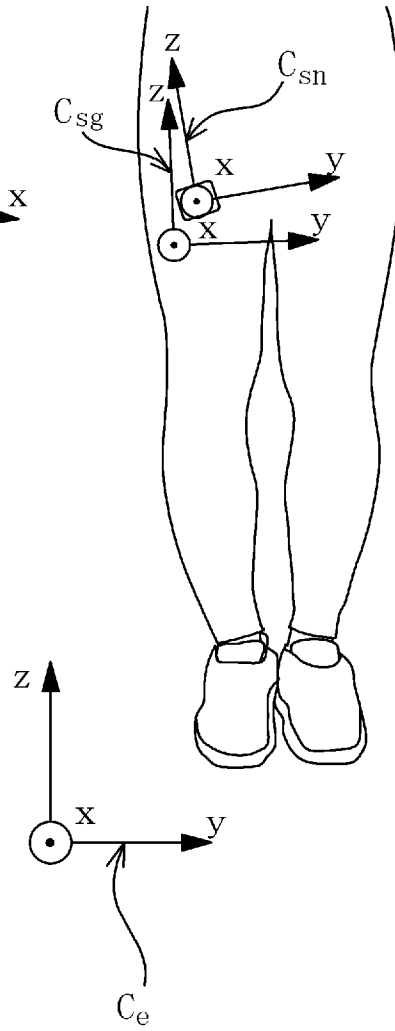


[図14]

(a)

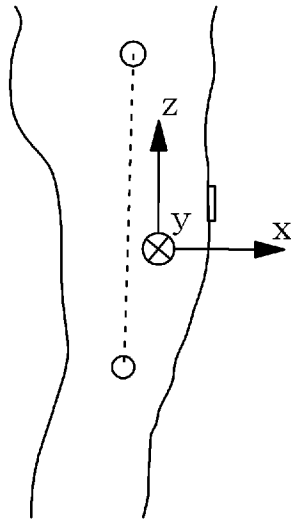


(b)

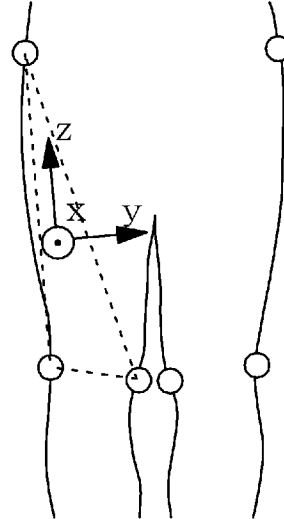


[図15]

(a)

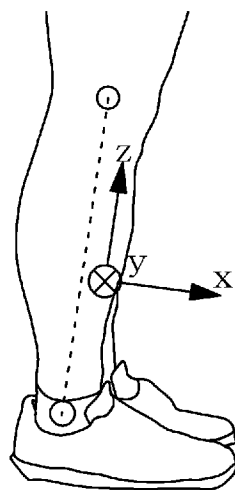


(b)

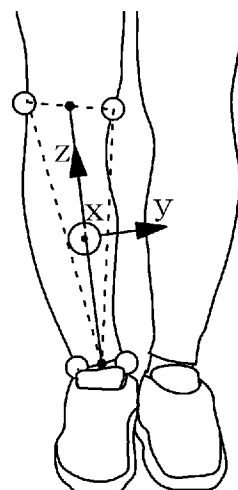


[図16]

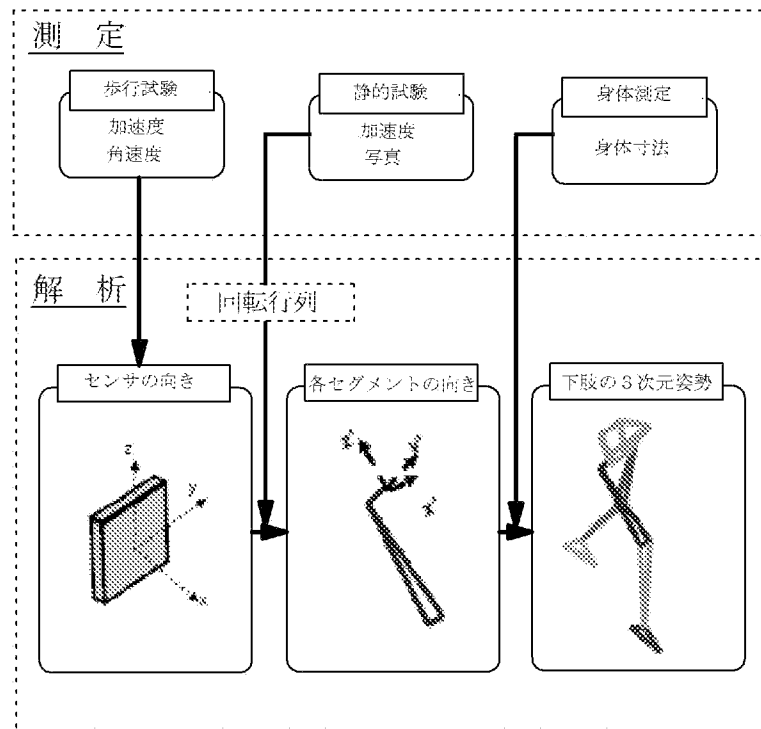
(a)



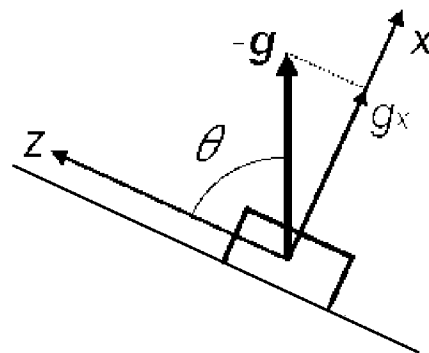
(b)



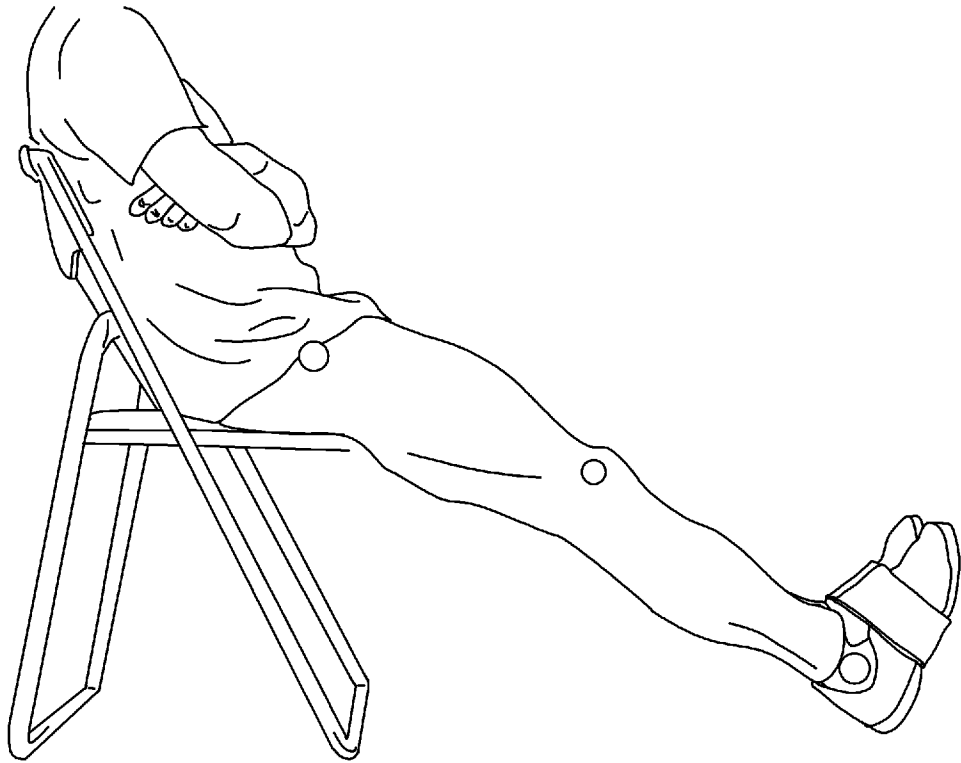
[図17]



[図18]

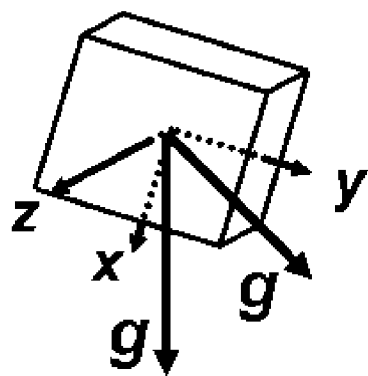


[図19]

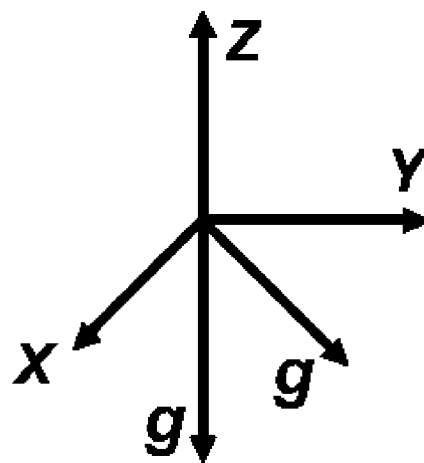


[図20]

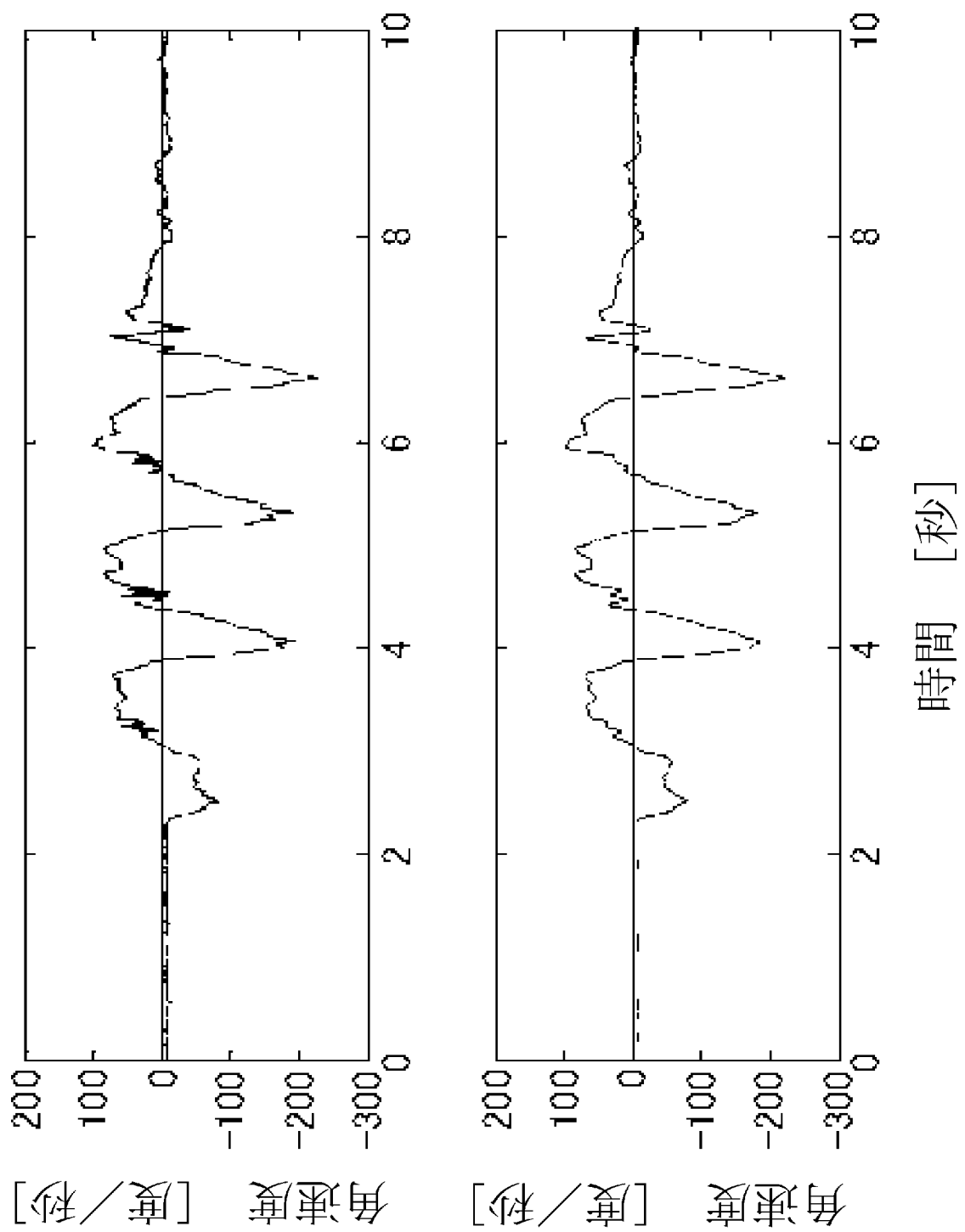
(a)



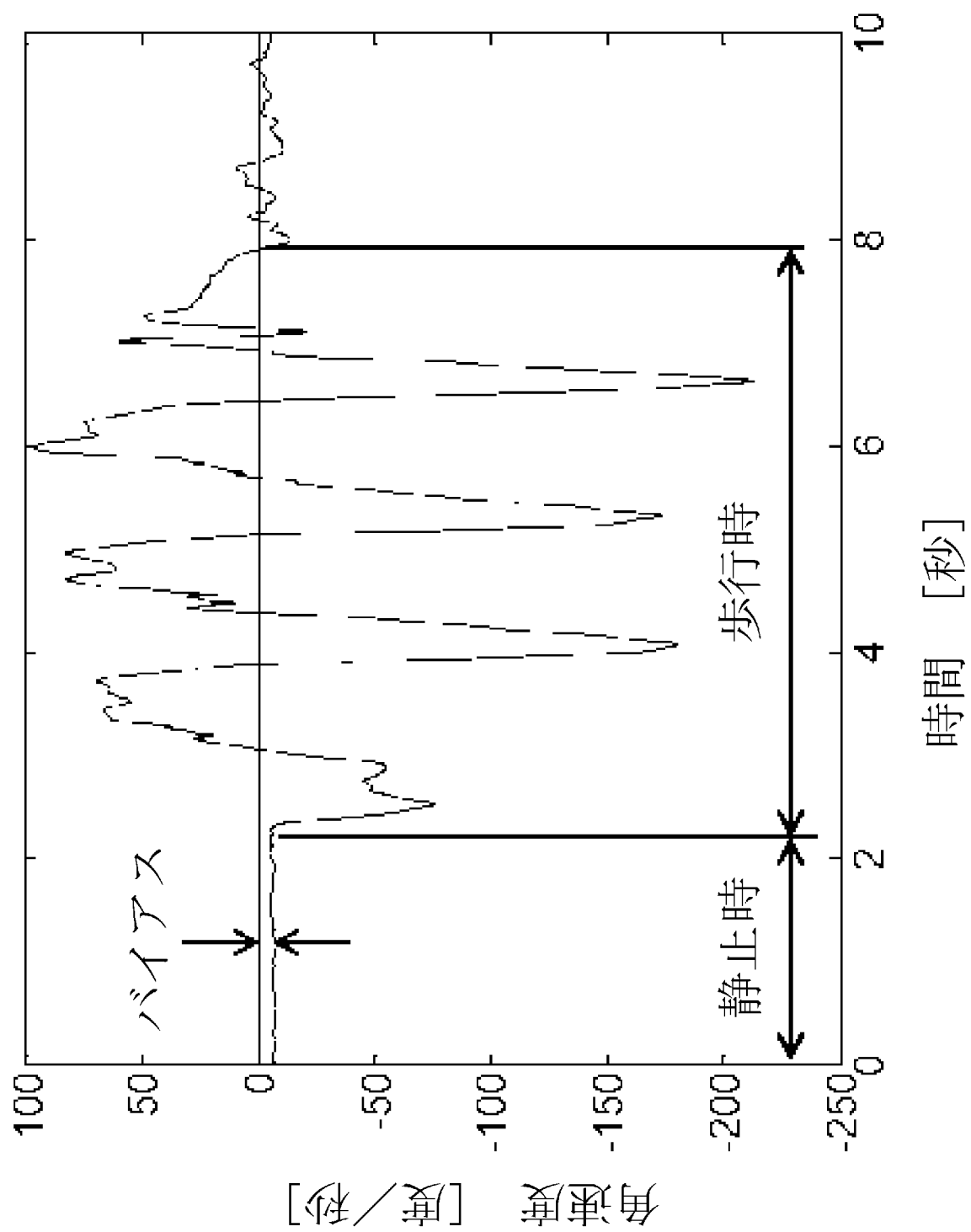
(b)



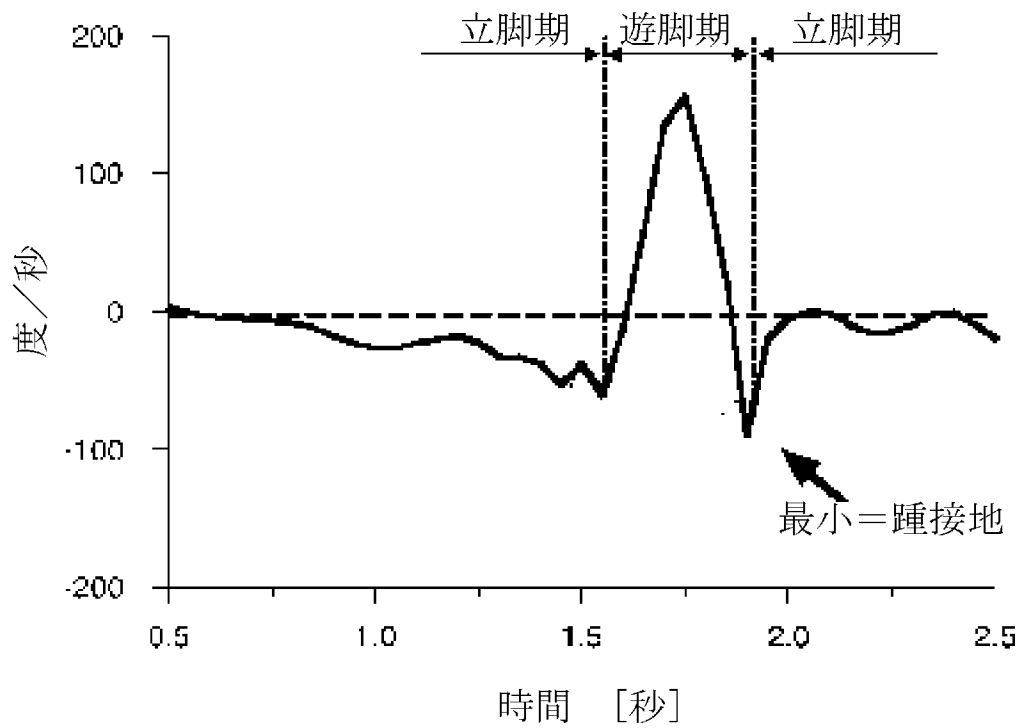
[図21]



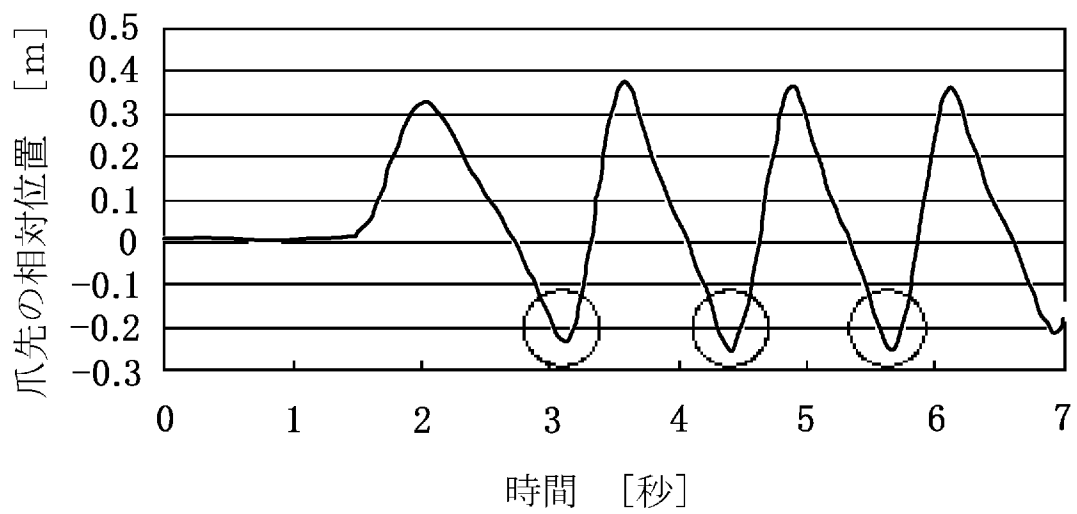
[図22]



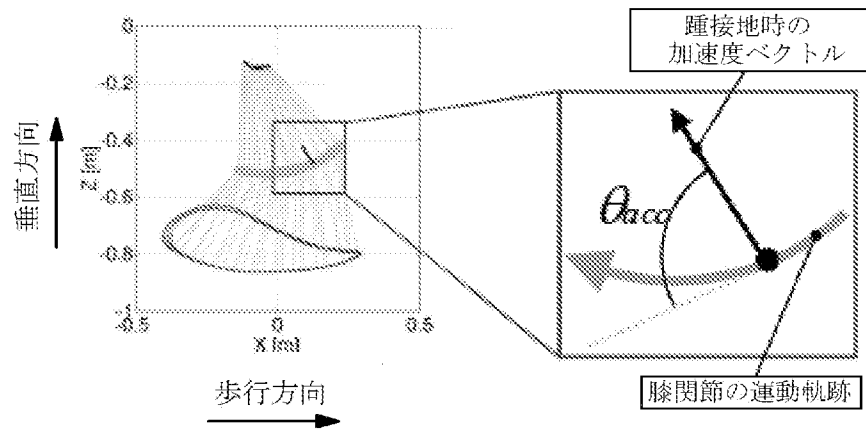
[図23]



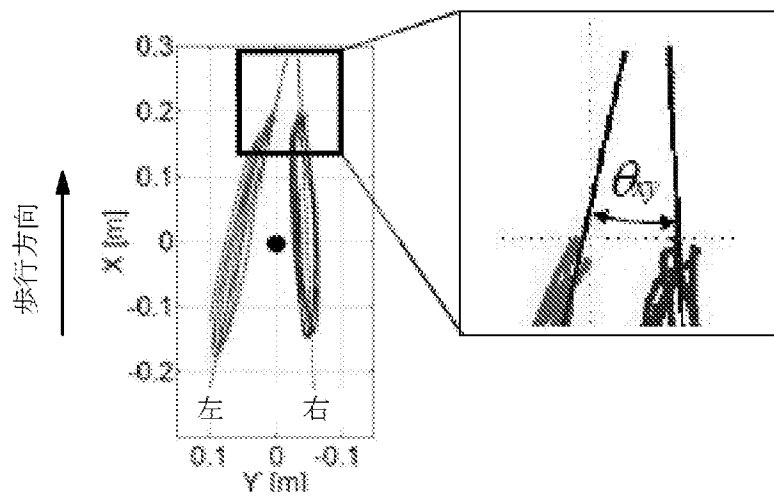
[図24]



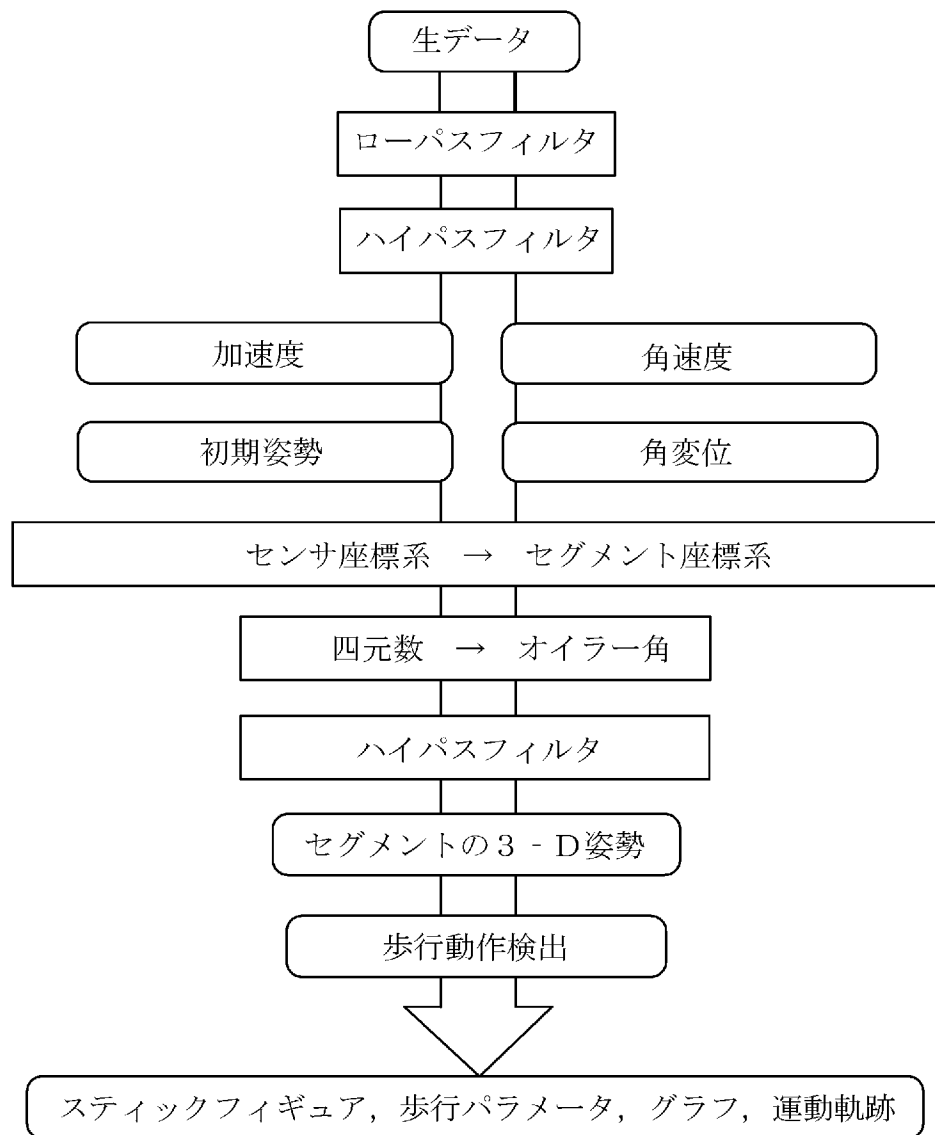
[図25]



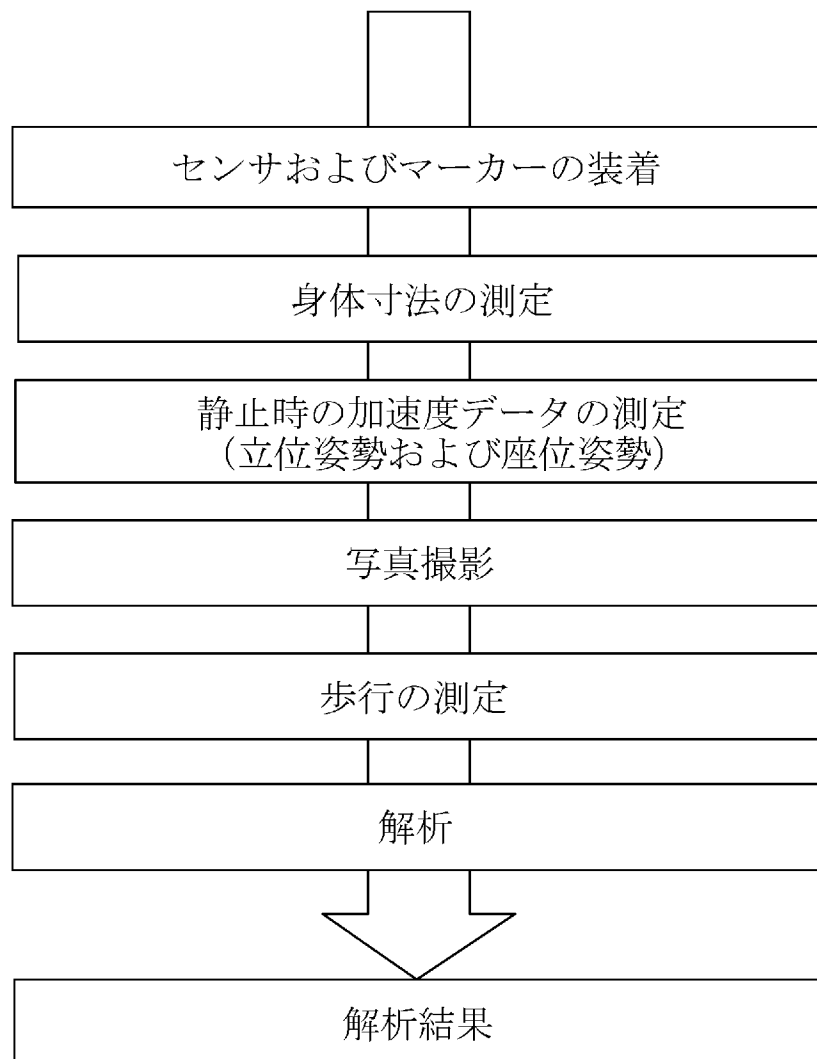
[図26]



[図27]

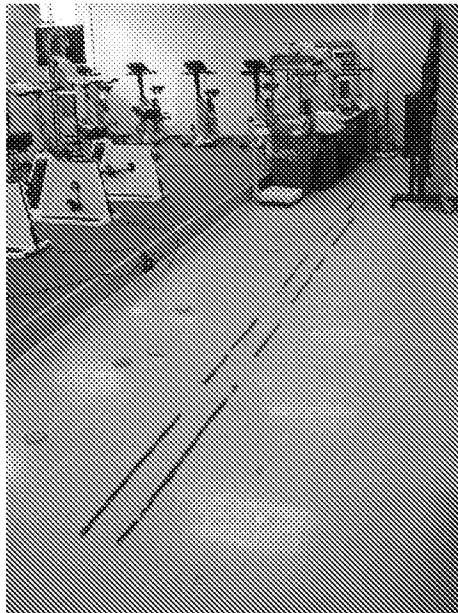


[図28]

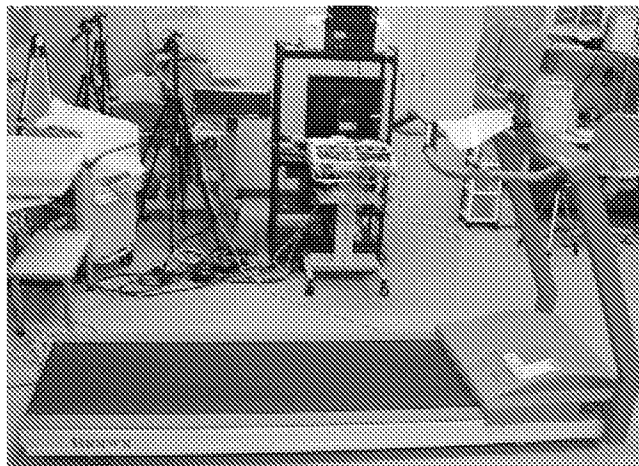


[図29]

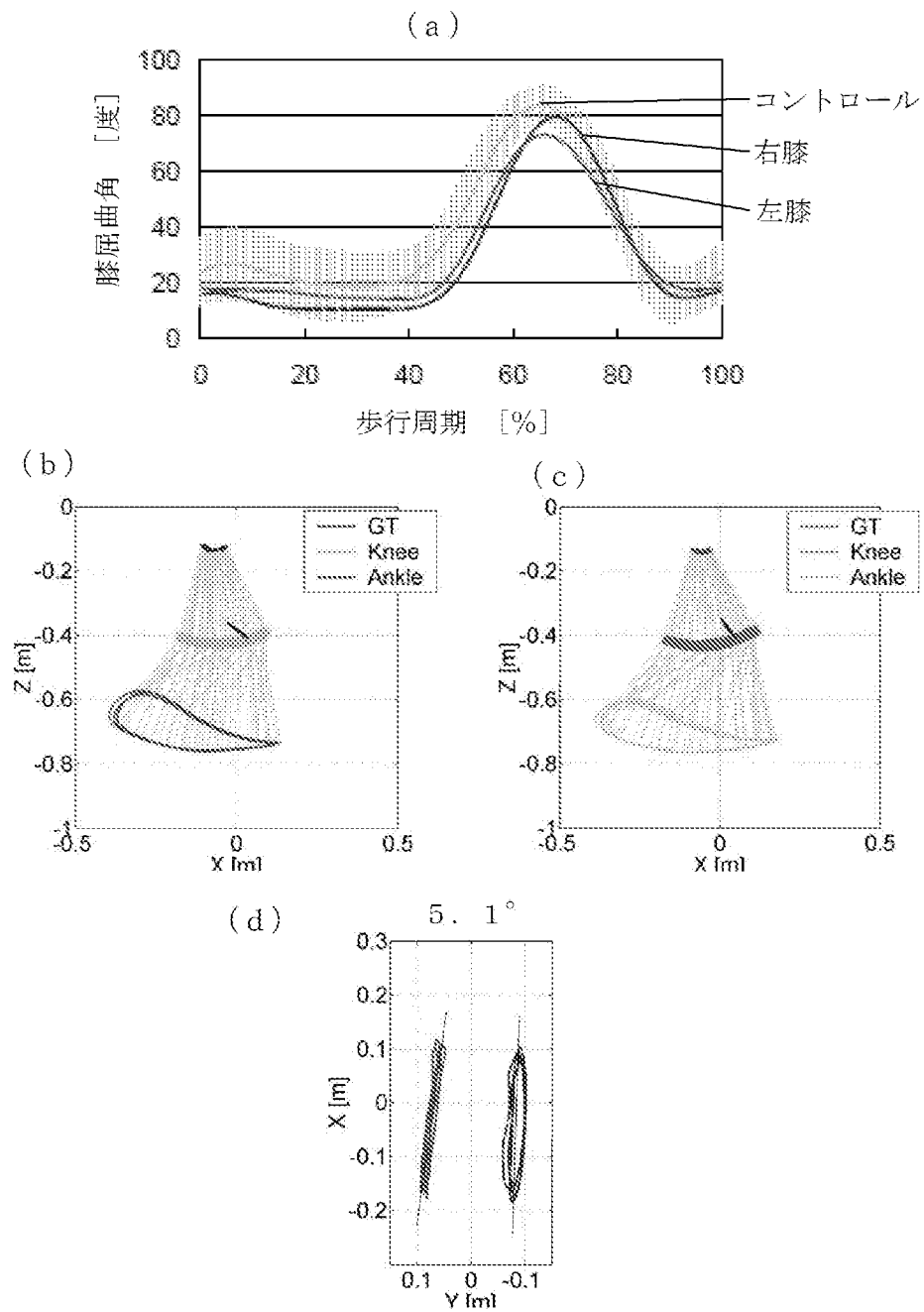
(a)



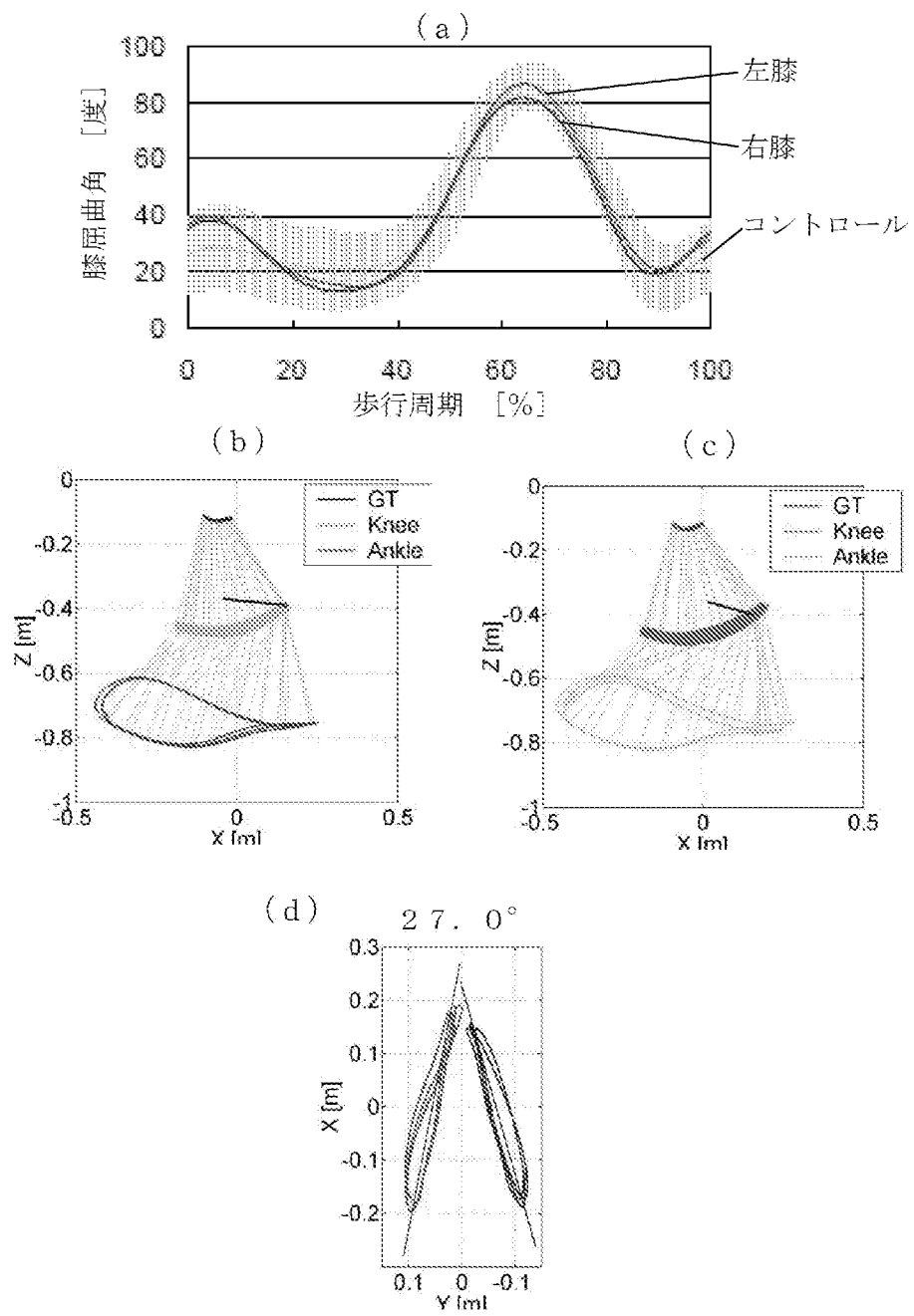
(b)



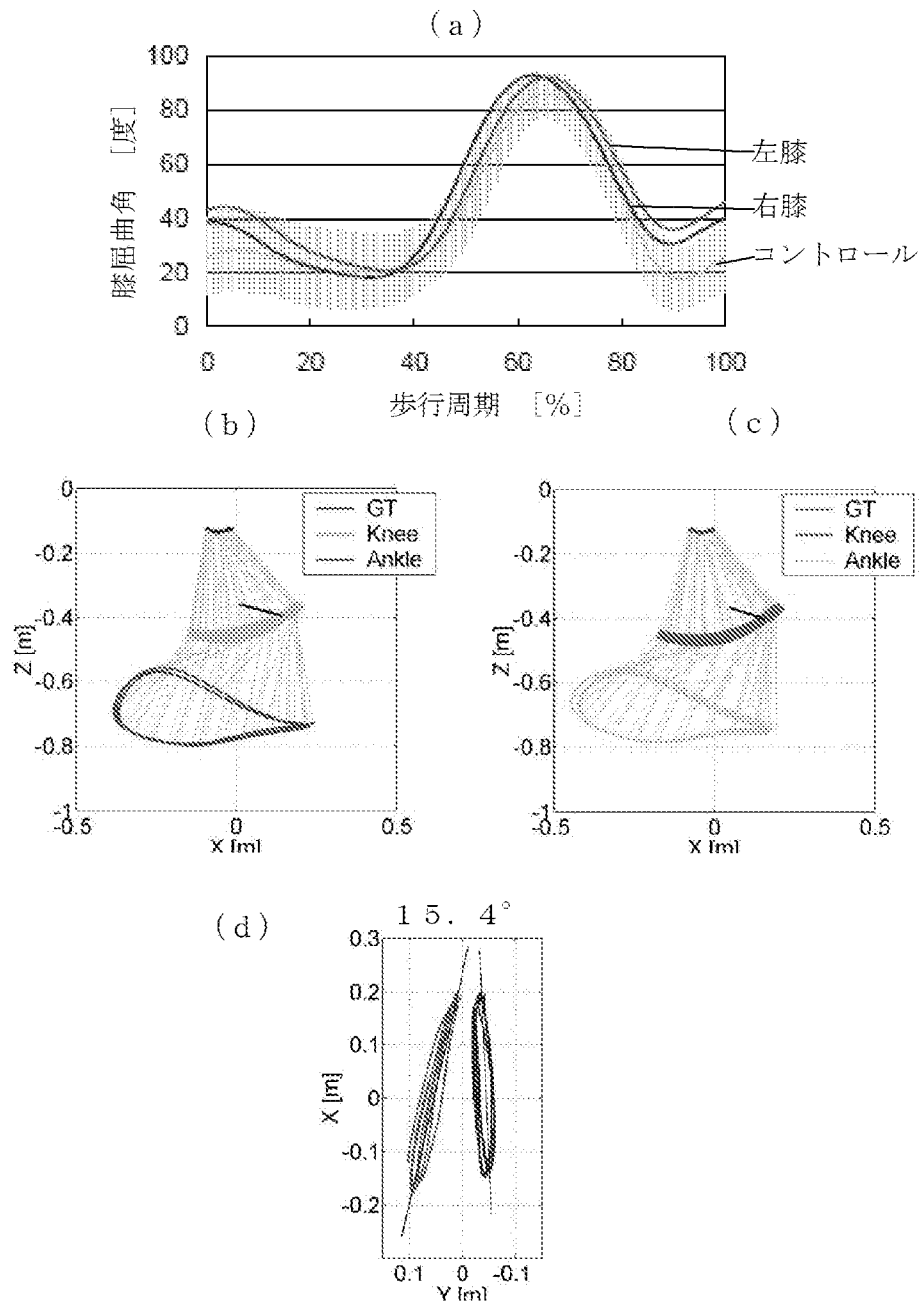
[図30]



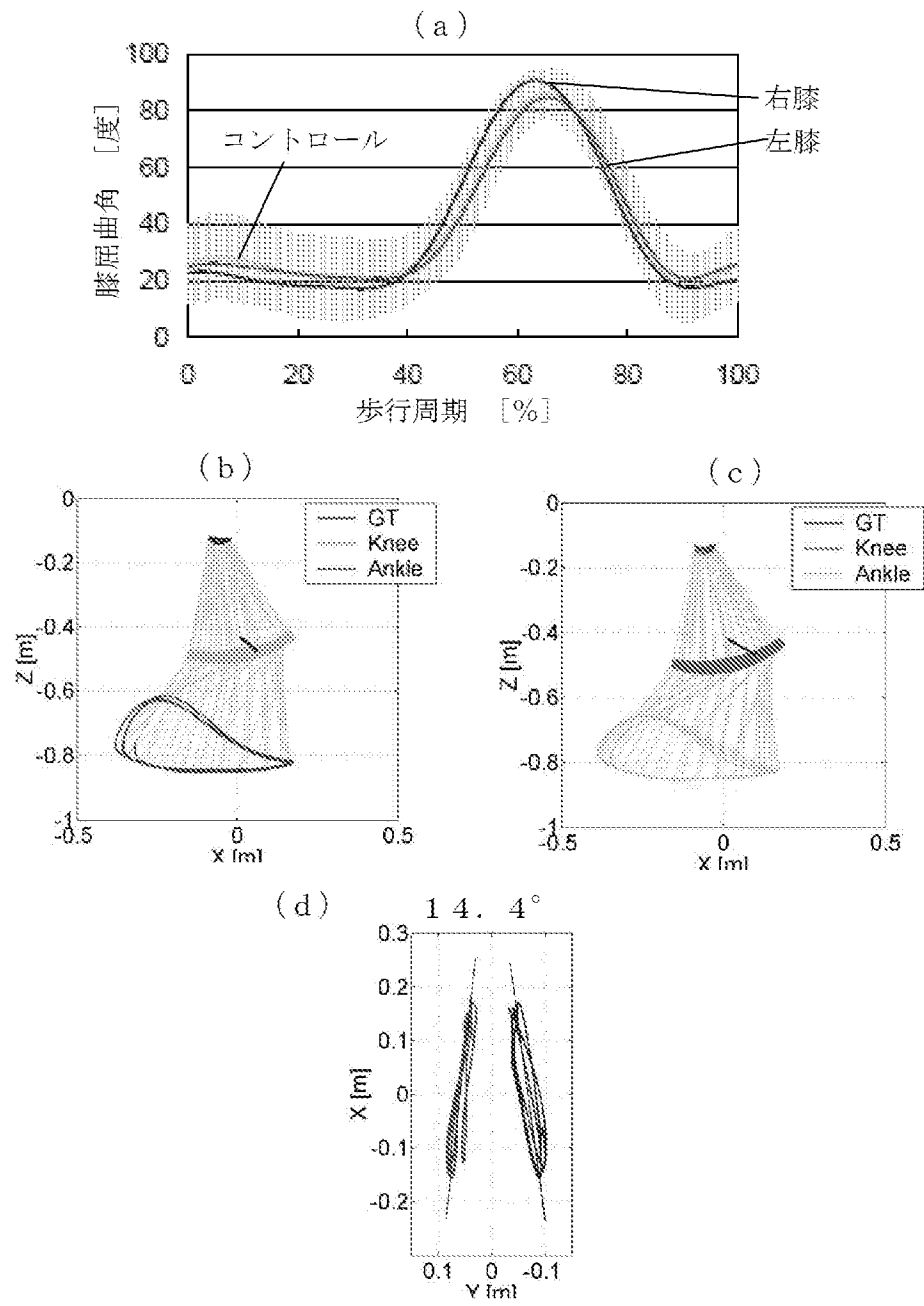
[図31]



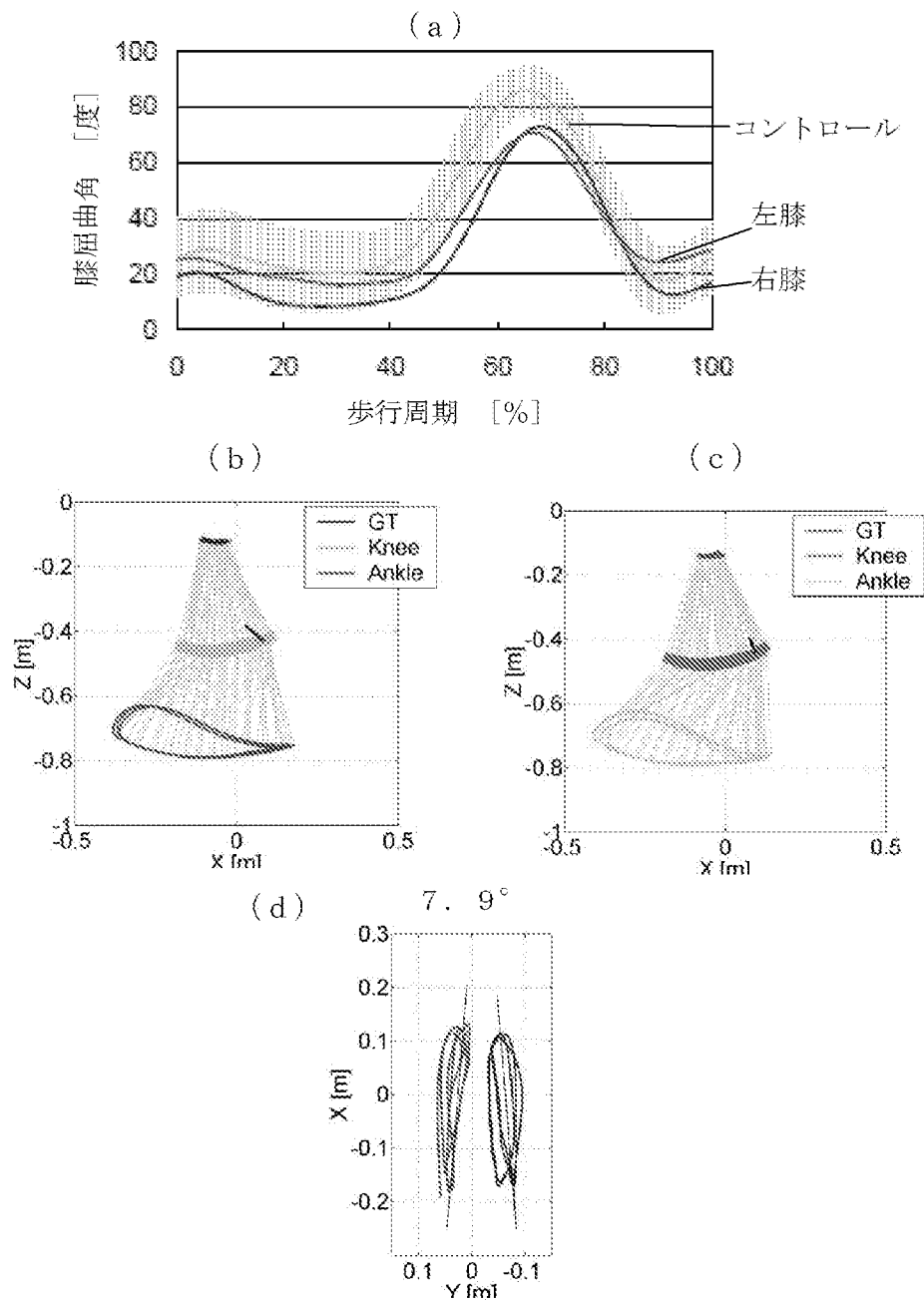
[図32]



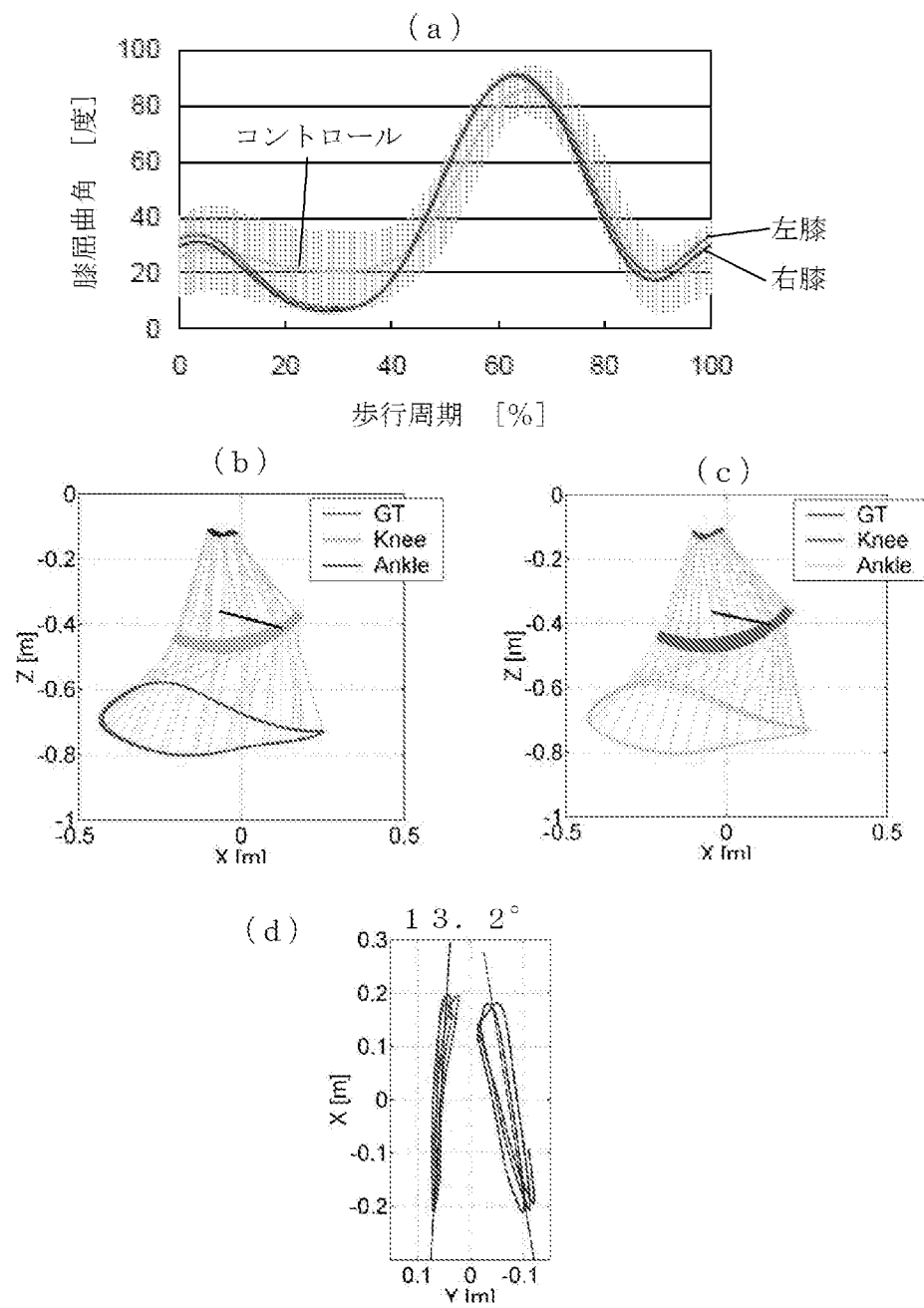
[図33]



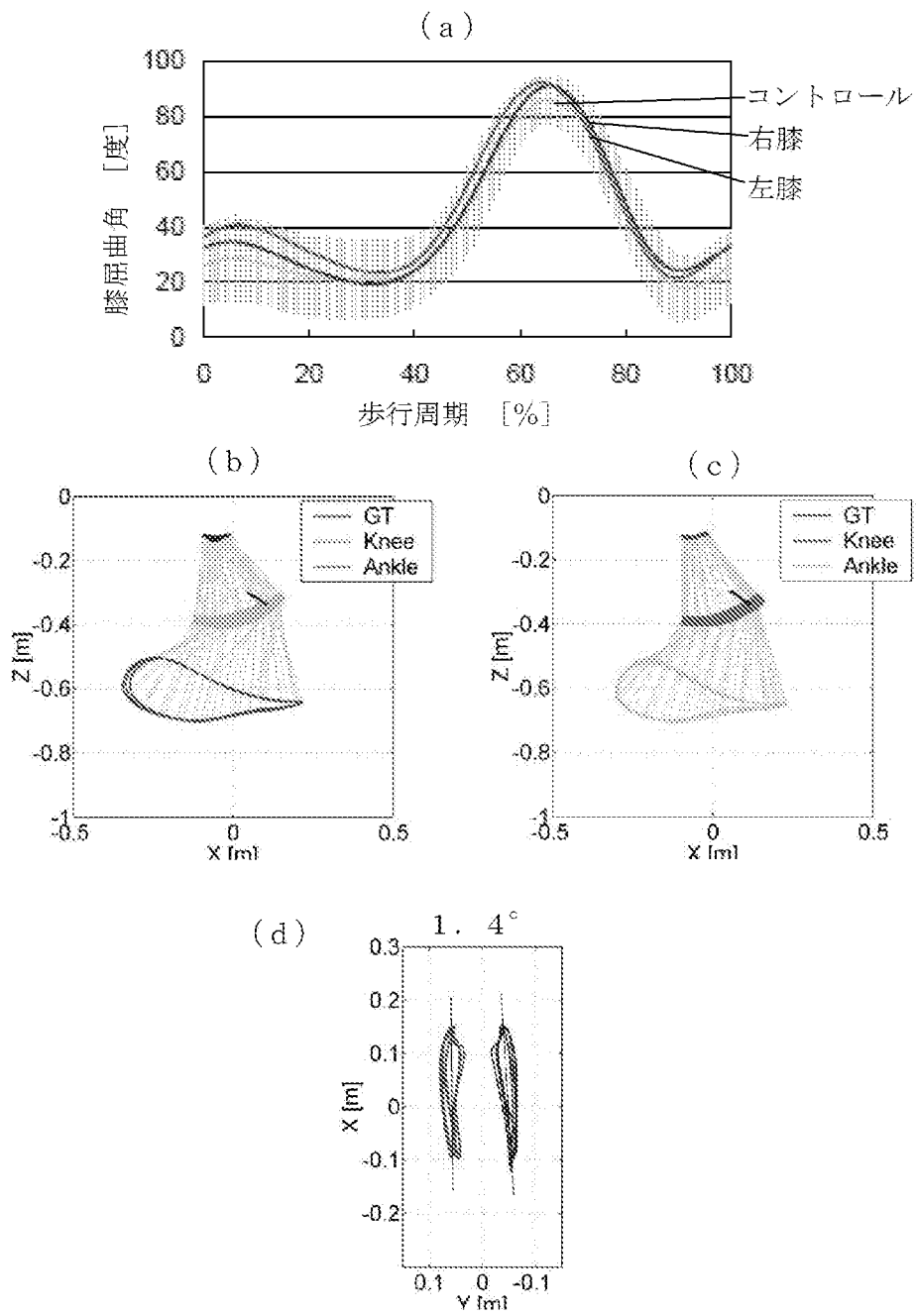
[図34]



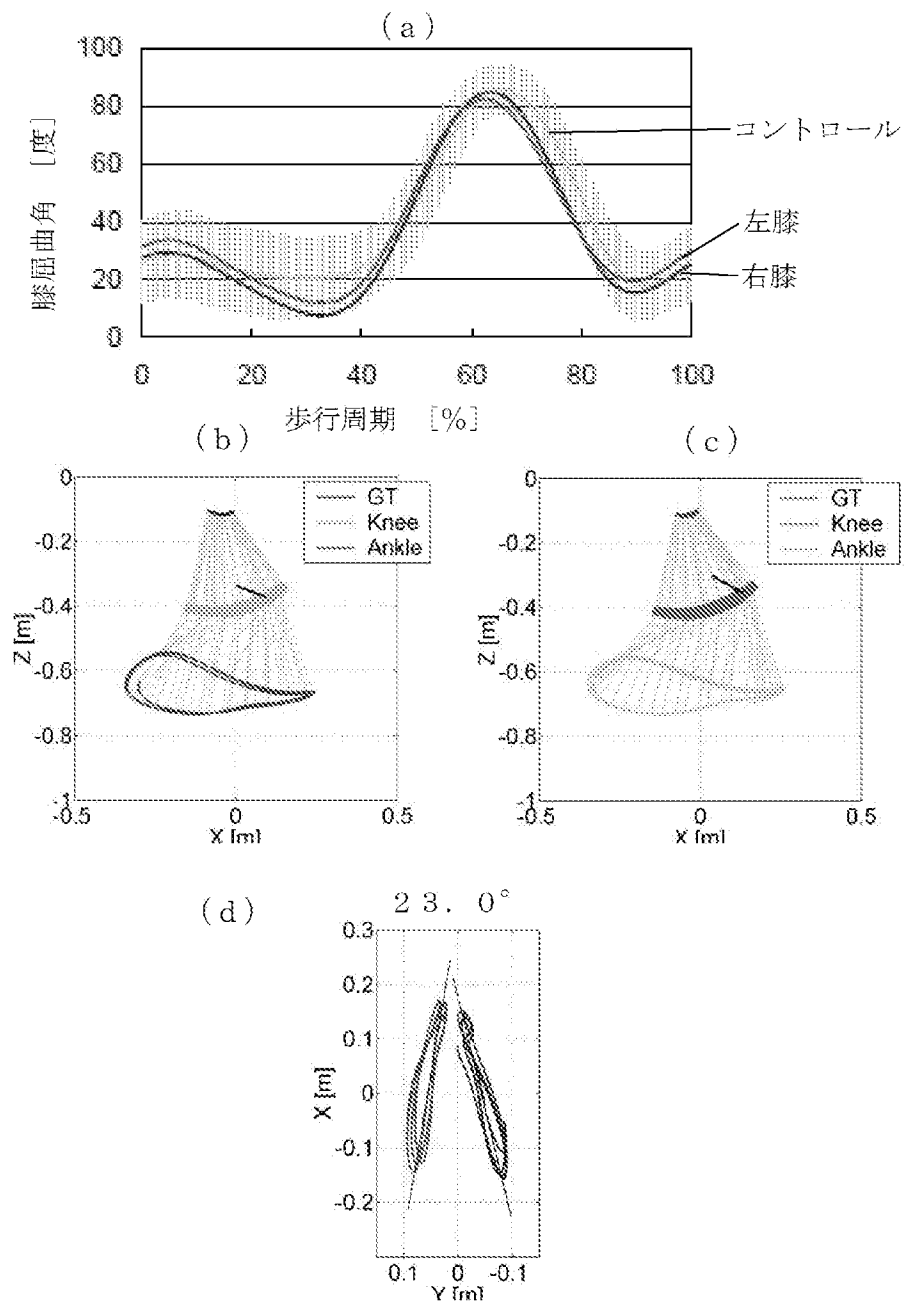
[図35]



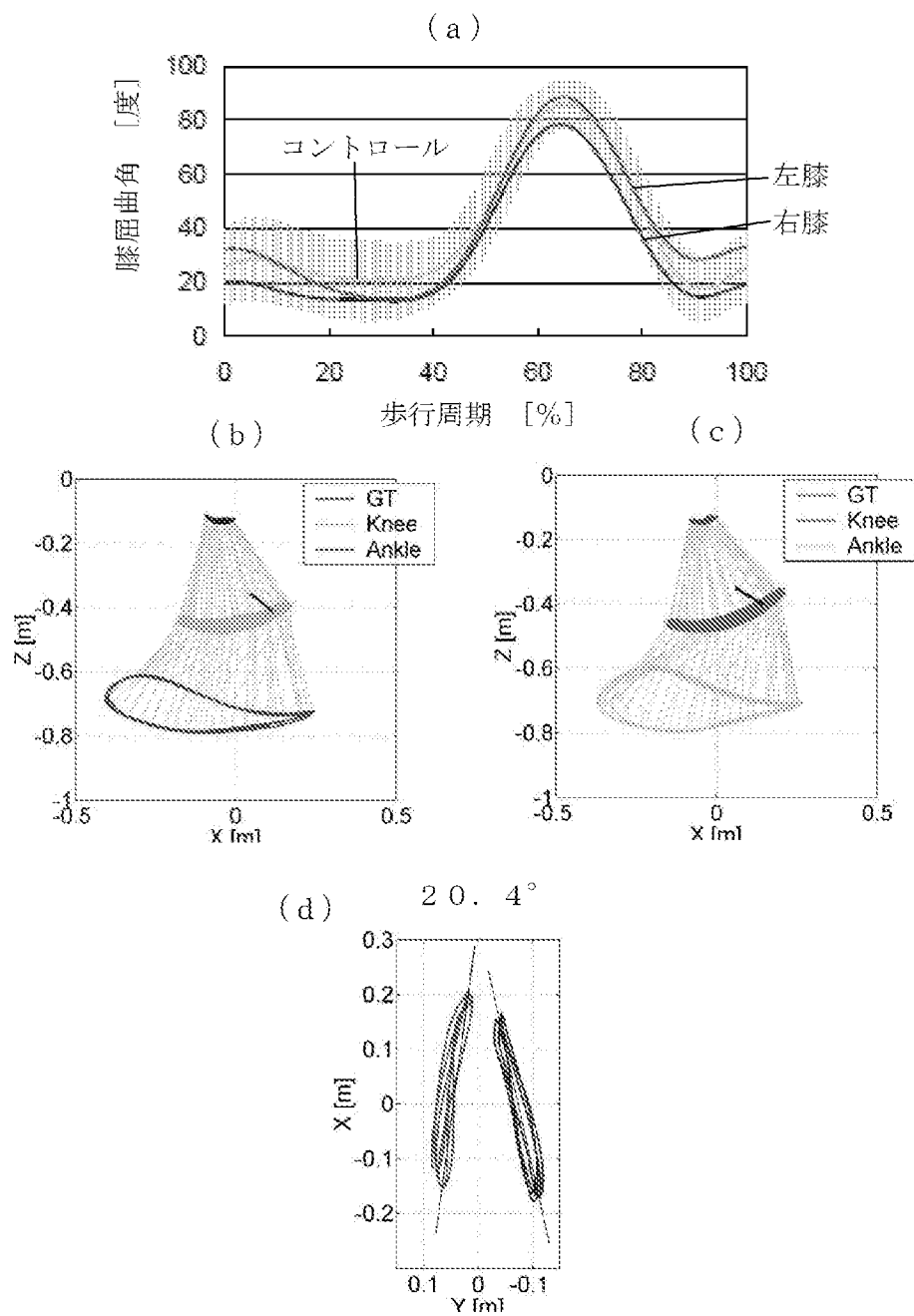
[図36]



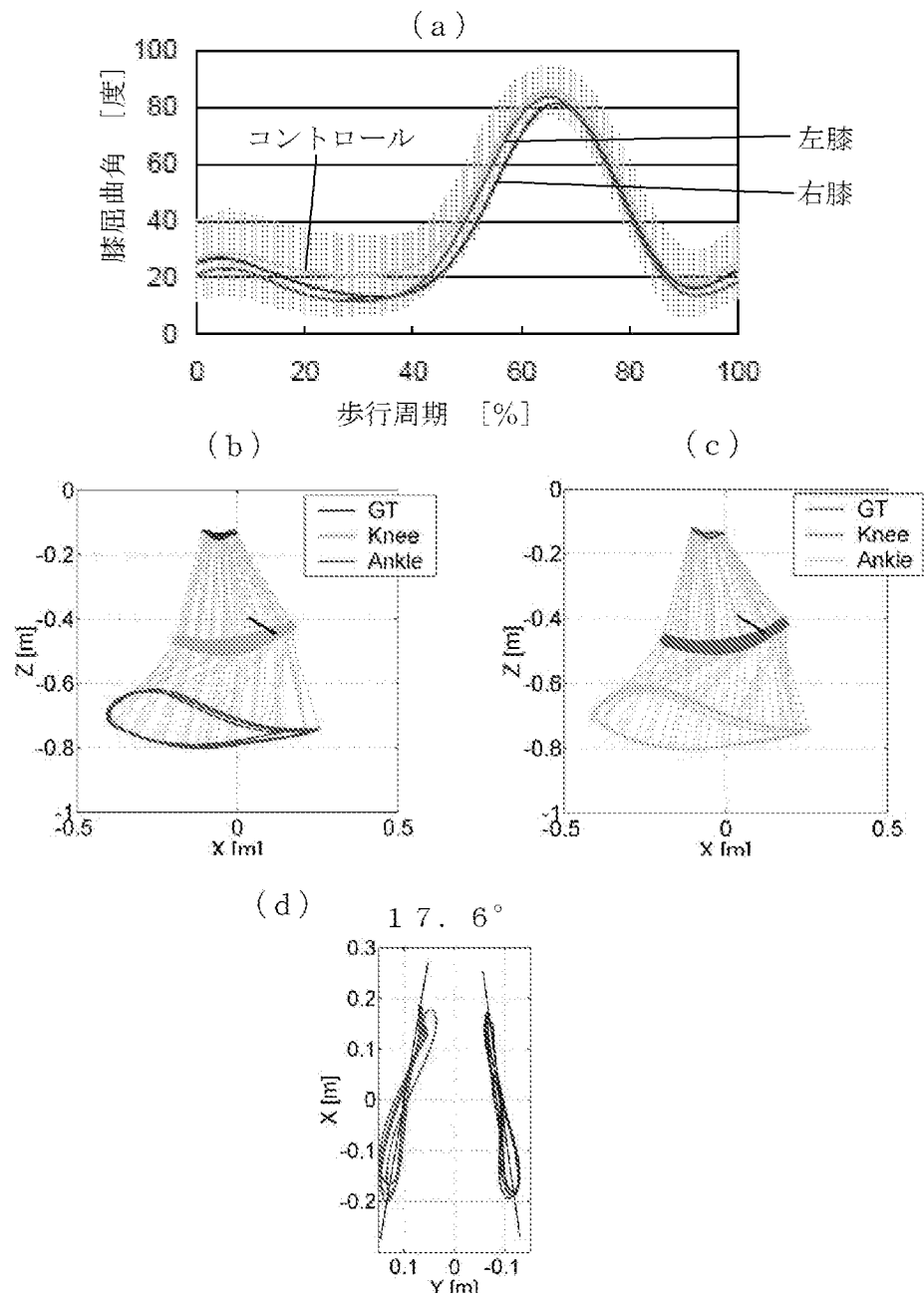
[図37]



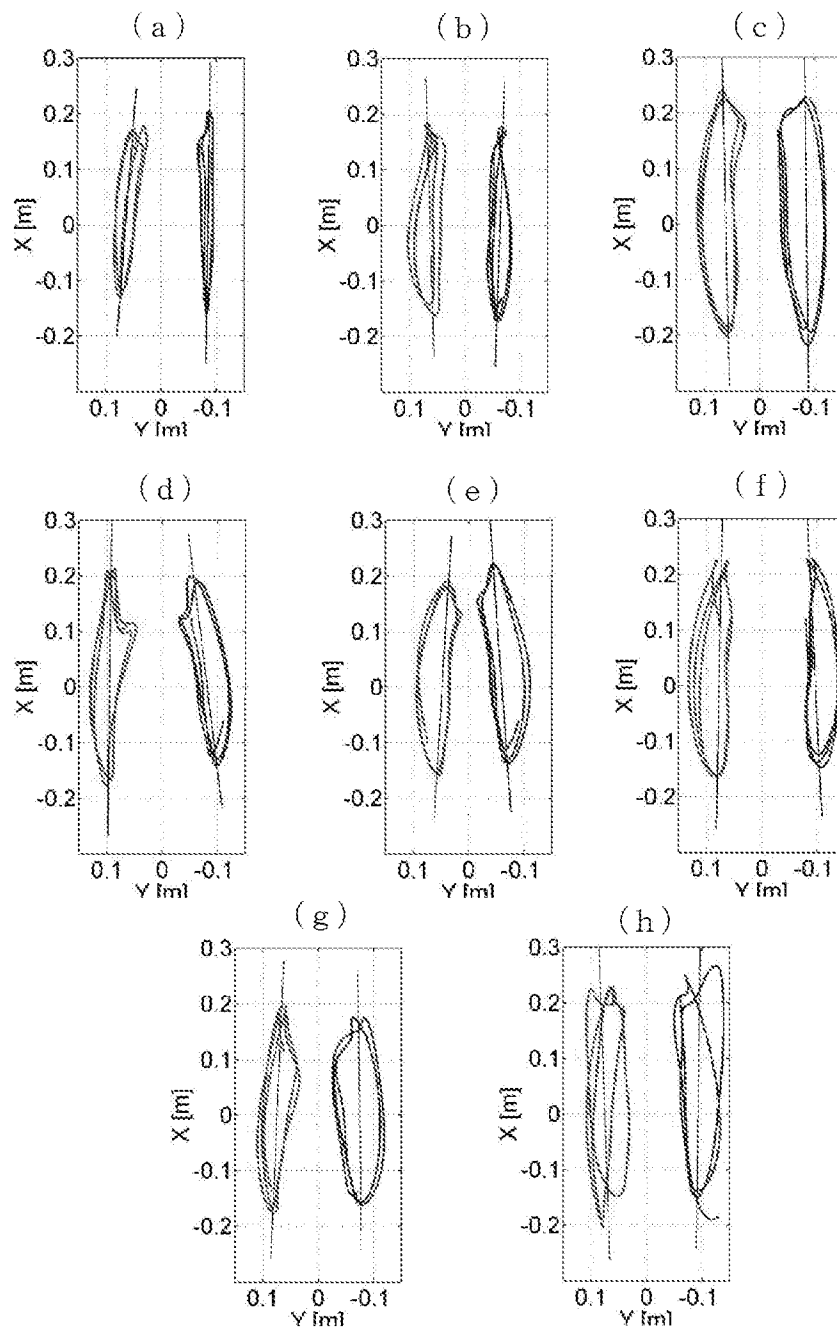
[図38]



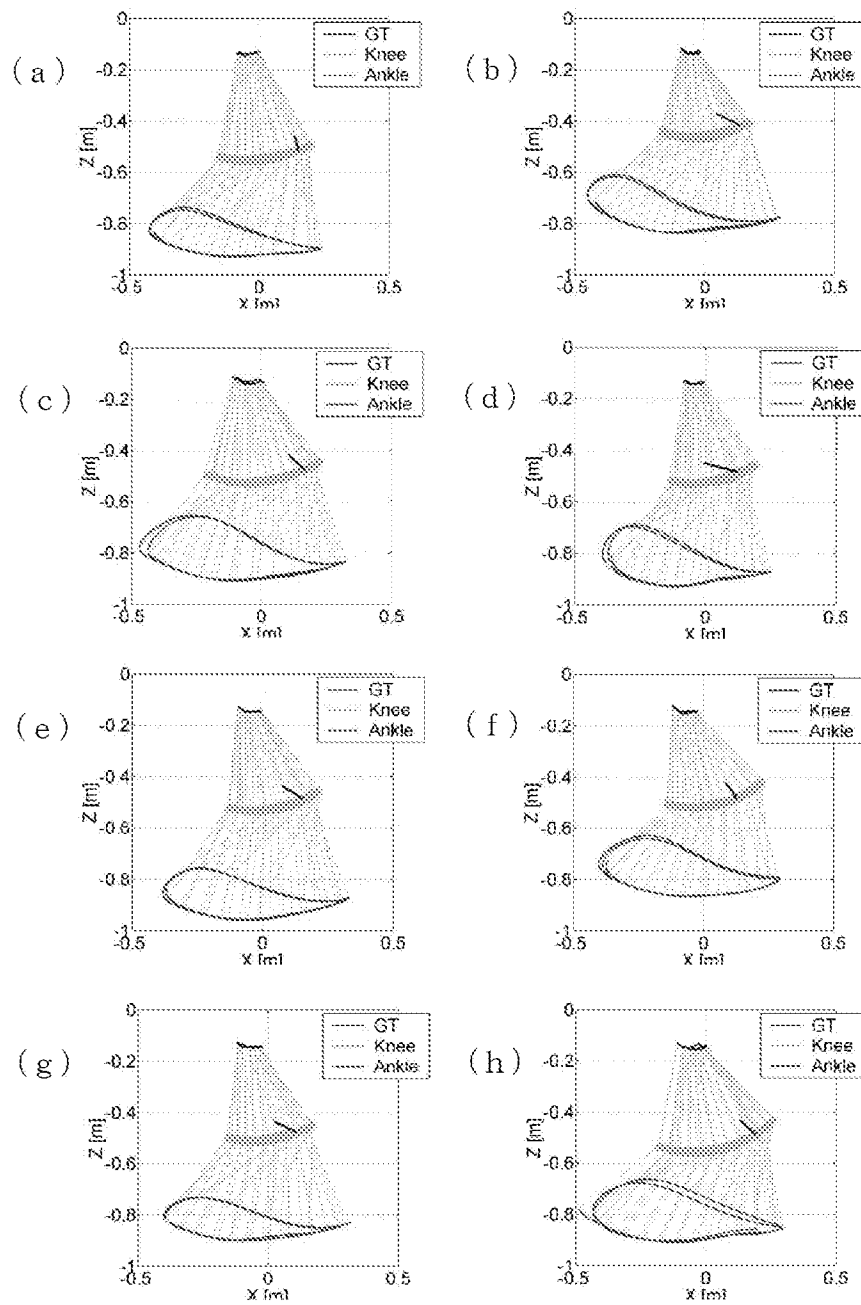
[図39]



[図40]



[図41]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/071512

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/11(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/00-5/22

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-009032 A (Fujitsu Ltd.), 19 January 2015 (19.01.2015), paragraphs [0013] to [0078] (Family: none)	1-8
A	JP 2006-068312 A (Tamagawa Seiki Co., Ltd.), 16 March 2006 (16.03.2006), paragraphs [0007] to [0029] (Family: none)	1-8
A	JP 2011-092274 A (Sumitomo Precision Products Co., Ltd.), 12 May 2011 (12.05.2011), paragraphs [0011] to [0119] (Family: none)	1-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 August 2016 (30.08.16)

Date of mailing of the international search report
13 September 2016 (13.09.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/071512

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	WO 2016/088842 A1 (National University Corporation Hokkaido University), 09 June 2016 (09.06.2016), paragraphs [0020] to [0056] (Family: none)	1-8
P, X	TADANO, Shigeru et al., Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-Gait systems), Journal of Biomechanics, 2016.03.21, Vol. 49, p. 684-690, ISSN 0021-9290, particularly, page 684, left column, line 1 to page 690, left column, line 2	1-8

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/11(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/00-5/22

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で利用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2015-009032 A（富士通株式会社） 2015.01.19, 段落[0013]-[0078] （ファミリーなし）	1-8
A	JP 2006-068312 A（多摩川精機株式会社） 2006.03.16, 段落[0007]-[0029] （ファミリーなし）	1-8

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

30.08.2016

国際調査報告の発送日

13.09.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

佐藤 高之

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3604

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-092274 A (住友精密工業株式会社) 2011.05.12, 段落[0011]-[0119] (ファミリーなし)	1-8
P, A	WO 2016/088842 A1 (国立大学法人北海道大学) 2016.06.09, 段落[0020]-[0056] (ファミリーなし)	1-8
P, X	TADANO, Shigeru et al., Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-Gait systems), Journal of Biomechanics, 2016.03.21, Vol. 49, p. 684-690, ISSN 0021-9290, 特に第 684 頁左欄第 1 行-第 690 頁左欄第 2 行	1-8