居住空間における歩行見守りロボットの有用性の検証

USABILITY EVALUATION OF A GAIT MONITORING ROBOT IN A LIVING SPACE

小川 愛実^{*1}, 三田 彰^{*2}

Ami OGAWA and Akira MITA

We have been suggesting a gait monitoring system using a small sensor agent robot. This system estimates knee joint positions and heel positions in order to detect the decline of the residents' physical performances in an early stage in living spaces. However, its accuracy has not been evaluated, and its performance in a real living environment has not been tested. In this paper, (1) we examined the important gait parameters to be monitored, (2) evaluated our system using a 3D motion analysis, and (3) considered the usability of our system in a real living environment.

Keywords: Gait monitoring, Robot, Kinect v2, Depth data, Activity of daily living, Living space

歩行見守り, ロボット, Kinect v2, 深度データ, 日常生活動作, 居住空間

1. 緒言

世界に先駆けて超高齢社会に突入した日本では, 介護者の不足などを背景として高齢者の健康寿命を延ばすこと, すなわち QOL を保つことが重要となっている. 「平成 28 年国民生活基礎調査」では, 介護が必要となった主な原因として, 認知症, 脳卒中に続き, 高齢による衰弱, 骨折・転倒, 関節疾患が 3 位から 5 位を占めた¹⁾. また高齢者の事故の 7 割以上は住宅内で起こり²⁾, 家庭内事故のうち転倒・転落は全体の半数以上を占めた³⁾. これら高齢による衰弱, 骨折・転倒, 関節疾患はいずれも運動機能の低下が関係している.

転倒に関するコホート研究では, 自由歩行速度の減少⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾や下肢筋力の低下⁸⁾, 歩幅の減少⁵⁾, 疼痛⁹⁾, 歩行周期変動⁹⁾など多くのパラメタが転倒要因として報告されている. 一方で, これらのパラメタ同士には因果関係があり, 上記の高齢による衰弱や関節疾患も関係している. 図 1 に関係図を示す. 関節疾患の主な症状に疼痛と関節可動域の制限がある¹⁰⁾. 疼痛は身体活動量の低下を引き起こす¹¹⁾¹²⁾¹³⁾. 身体活動量の低下は筋力の低下を招き, 逆もまた然りである¹⁴⁾. 筋力の減少は自由歩行速度の減少を引き起こす¹⁵⁾. ここで, 高齢による衰弱とはすなわち運動機能の低下であり¹⁶⁾, 関節可動域の制限や, 筋力の減少, 自由歩行速度の減少を含む. 衰弱や関節疾患による運動機能の低下が結果として転倒を引き起こすといえる.

すなわち, 運動機能の低下に早い段階で気づくことは, 衰弱や関節疾患の早期発見となり, また転倒の予防となる. しかし, 運動機能の機微な変化は自身では気づきにくいので, 定期的な定量的評価を実施する必要がある. 本研究では, 運動機能の評価のために日常生活動作の中で最も基本的な動作である歩行に着目する. 実験室や医療機関での歩行テストでは, 環境の違いから精神的な影響を受

けるため, 居住空間での自然な状態の歩行と異なり, 歩行速度や歩幅が増加する傾向がある¹⁷⁾. 最大歩行速度と筋力には相関がないことから¹⁸⁾, あくまで日常的な運動機能の評価する必要がある. よって本研究では, 居住空間内で見守り可能な歩行情報を調査し, ロボットを組み込むことで日常的な歩行を見守る仕組みを提案する.

2 章では運動機能評価に有用な歩行情報について, 3 章では歩行情報取得に関する先行研究と本研究の目的について記述する. 4 章では提案システムの概要を, 5 章ではその精度検証について, 6 章では居住空間での実験について述べ, 7 章でまとめる.

Fig. 1 Overview of fall risk factors

2. 見守るべき歩行情報

多くの先行研究によって, 転倒や関節疾患と有意に相関する因子が調査されている. 転倒および主な関節疾患とその関連因子のうち歩行情報に絞ったものを表 1 にまとめる. ここでは関節疾患の典型例である変形性膝関節症, 変形性股関節症, 関節リウマチを挙げて

^{*1} 慶應義塾大学大学院理工学研究科 大学院生・修士(工学)

^{*2} 慶應義塾大学 教授・Ph.D.

Grad. Student, Faculty of Science and Technology, Keio Univ., M.Eng.
Prof., Keio University, Ph.D.

いる。変形性関節症は高齢者の関節疾患の中でも特に患者数が多いことが知られている。

歩行情報は主に時空間的(Spatio-temporal)パラメタ、動力学的(Kinetic)パラメタ、および運動学的(Kinematic)パラメタの3つに分類される。例えば表1において歩行速度や歩行周期は時空間的パラメタであり、関節モーメントは動力学的パラメタ、関節角度は運動学的パラメタである。

歩行機能の評価手法として臨床や研究において広く用いられているのがTimed Up and Go test(TUG)や、6分間歩行テスト(6MWT)、最大歩行速度(MWS)などの歩行テストである¹⁹⁾。いずれもストップウォッチを用いて時間や距離を測るものであり、動的バランス、運動耐容能、歩行速度の潜在能力を計測する¹⁹⁾。

Table1 Gait parameters related to fall and articular diseases

Fall / Disease	Related parameters
Fall	Gait speed ⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾ , step length ⁵⁾ , knee extension muscular strength ⁶⁾ , hip abduction muscular strength ⁶⁾ , hip extension range of motion ⁶⁾ , rotation of trunk ⁶⁾ , maximum stride length ⁷⁾ , foot-gripping force ⁷⁾ , ankle range of motion ⁷⁾ , gait cycle change ⁹⁾
Knee osteoarthritis	Gait speed ²⁰⁾ , step length ²⁰⁾ , knee extension muscular strength ²⁰⁾ , stance phase ratio ²¹⁾ , knee adduction moment ²¹⁾ , knee flexion moment ²¹⁾²²⁾ , knee flexion angle ²¹⁾²²⁾²³⁾ , hip adduction moment ²¹⁾ , hip flexion moment ²¹⁾ , hip internal rotation moment ²¹⁾ , ankle flexion moment ²¹⁾²²⁾ , ground reaction force ²²⁾ , knee reaction force ²²⁾
Hip osteoarthritis	Hip joint motion ²³⁾²⁴⁾ , hip extension moment ²⁴⁾ , hip adduction moment ²⁴⁾ , hip internal rotation moment ²⁴⁾ , hip external rotation moment ²⁴⁾
Rheumatoid arthritis	Gait speed ²⁵⁾ , stride length ²⁵⁾ , step length ²⁵⁾ , cadence ²⁵⁾ , double support time ²⁵⁾ , trunk tilt range ²⁵⁾ , trunk lateral sway ²⁵⁾ , hip range of motion ²⁵⁾ , hip abduction ²⁵⁾ , hip abductor moment ²⁵⁾ , knee range of motion ²⁵⁾ , ankle plantar flexion ²⁵⁾ , hip extensor moment ²⁵⁾ , hip flexor moment ²⁵⁾ , knee flexor moment ²⁵⁾ , ankle plantar flexor moment ²⁵⁾

3. 歩行情報取得に関する先行研究と本研究の目的

3次元モーションキャプチャシステムや、筋電計、エレクトロ・ゴニオメータ、床反力計などの計測装置を用いた歩行情報取得手法は、上記の歩行テストと比較してより正確な歩行情報の取得が可能であり¹¹⁾、臨床現場や研究で用いられている。このほか加速度計やジャイロセンサなどの小型でウェアラブルな慣性センサを用いた手法²⁶⁾²⁷⁾²⁸⁾や、Kinect v2 for Windows (Microsoft, Redmond, WA, USA)によるスケルトントラッキング機能を用いた、機器の装着を伴わないマーカレスな手法²⁹⁾³⁰⁾³¹⁾も提案されている。3次元モーションキャプチャシステムをはじめ、筋電計や慣性センサなどは使用にあたり測定対象者への機器の装着を伴うため、機器の取り外しの手間を考慮すると日常的な使用が難しい。床反力計やKinect v2は機器の装着はないが、住宅内にあらかじめ設置する必要がある、取得される情報が装置の設置場所に依存してしまう。

これに対し、小型ロボットにセンサを搭載することで装置の装着を伴わず、さらに歩行距離と歩行場所が制限されない手法が提案されている³²⁾³³⁾³⁴⁾。このうち、レーザレンジファインダを搭載したロボットが人を先導する形で歩行情報を取得する手法は、歩行テスト

における歩容を定量的に評価する目的で提案されたため、自然な状態の歩行の取得には向かない³²⁾。一方で、Kinectを搭載した小型のセンサエージェントロボットが人と距離を一定に保ちながら追従し、歩幅、歩行周期、歩行速度を取得する手法が提案されている³³⁾。

さらに膝関節角度の取得に加え、障害物回避やカーブの歩行を考慮した手法が提案されている³⁴⁾。この時、距離を一定に保って追従するためにKinectのスケルトントラッキング機能が用いられたが、骨格位置の推定値が正確ではなかったため、歩行情報取得には深度データ、すなわちセンサとの距離データを用いている³³⁾³⁴⁾。これらの研究は、小型ロボットの追従により居住空間における自然な歩行の取得が可能であることを示唆している。これを踏まえ、我々はこれまで、小型ロボットにKinectの新しいモデルであるKinect v2を搭載し、人を追従しながら取得した歩行時の深度データを用いて、より詳細で正確な歩行情報を推定する手法を提案してきた³⁵⁾³⁶⁾。

小型ロボットの追従による手法で取得可能な歩行情報は時空間的および運動学的パラメタに限られる。表2に表1から動力学的パラメタを除いたものを示す。時空間的パラメタのうち、歩行速度、歩幅、歩行周期などは、歩行距離と歩数で計算することができるが³³⁾³⁴⁾、それらを厳密に求めたい場合および立脚相の割合や両下肢支持時間を算出する場合には、踵やつま先の位置を求める必要がある。深度データから踵やつま先の位置を算出する手法は提案されているが、その精度は未だ検証されていない³⁵⁾。運動学的パラメタにおいても、例えば膝関節角度の推定に関する先行研究では大腿および下腿の近似ベクトルを用いており、また精度の検証も不十分である³⁴⁾³⁵⁾。大腿および下腿を構成する点群を用いてモデルを定義し、フィッティングすることで膝関節角度を算出する手法においても、精度の検証が不十分であり、まずは関節角度を算出するために必要な関節位置の精度を確認する必要がある³⁶⁾。

我々は、医療機関や研究機関で実施されている検査としての歩行情報の取得ではなく、日常生活に溶け込むことのできる歩行情報取得システムの実現を目的としている。本研究では、提案システムで得られた歩行情報の精度検証と、居住空間におけるシステムの有用性の検証を目的とする。精度検証では、ロボットの追従により得られた深度データから、表2に示す歩行パラメタの算出に必要な膝関節位置および踵位置を推定する手法を提案し、既存手法として固定設置したKinect v2のスケルトントラッキング機能との精度比較を行う。提案システムの有用性検証では、一人暮らし用のワンルームマンションにおいて歩行情報取得実験を実施し、膝関節位置の推定可能範囲を動線から抽出したうえで、システムの有用性と使用条件について考察する。

Table2 Spatio-temporal and kinematic parameters among Table1

Spatio-temporal parameters	Gait speed, step length, gait cycle change, stance phase ratio, stride length, cadence, double support time
Kinematic parameters	Trunk tilt range, trunk lateral sway, rotation of trunk, hip range of motion, hip joint motion, knee range of motion, knee flexion angle, ankle range of motion

4. ロボットによる歩行見守りシステム

居住空間で居住者の歩行情報を取得するため、センサを搭載した小型ロボット”e-bioT”を製作した。センサとしてKinect v2 for

Windows を使用した。"e-bio T"の人追随時に Kinect v2 で取得した深度データから膝関節位置および踵位置を推定する手法を説明する。

(1) Kinect v2 for Windows

Kinect v2 は RGB カメラ、深度カメラ、マイクロホンアレイで構成されており (図 2), RGB 画像, 深度画像, 赤外線画像を最大 30fps で取得可能なセンサである。25 点の骨格位置情報を取得するスケルトントラッキング機能と, より詳細な顔のパーツ位置情報を取得するフェイストラッキング機能がある。視野角は水平と垂直方向にそれぞれ 70°および 60°である。深度データはセンサからの距離が 0.5 m から 8.0 m までの範囲で取得可能で, スケルトントラッキング機能による骨格位置情報は 0.5 m から 4.5 m までである。Kinect v2 にはチルトモータがなく, 仰角は-32°から 14°まで可変である。深度データの精度は, 3.5 m を長軸とする楕円の内部であれば誤差 4 mm 未満である³⁷⁾。Kinect v2 の軸は水平軸が X, 垂直軸が Y, 矢状軸が Z となっているが, 通常は平面を X と Y, 高さを Z で表す座標系が多く, Y と Z が逆である (図 2)。混乱を避けるため, 本研究では図 2 の右に示す通常用いられる軸で統一する。

Fig. 2 Three axes of Kinect v2 and general mode

(2) センサエージェントロボット"e-bioT"

図 3 にセンサエージェントロボット"e-bioT"を示す。二輪駆動であり, サイズは 365.9 (W)×324.8 (D)×357.2 (H) mm である。モータへの速度指令はマイクロコントローラとして用いた mbed LCP1768 (ARM Ltd., Cambridge, UK) を介して PC から送信した。PC とマイクロコントローラは USB で接続した。"e-bioT"には複数のセンサを搭載することが可能であるが, 本研究では Kinect v2 と PC のみを搭載した。Kinect v2 は電源ケーブルを加工してバッテリー接続とし, PC とは USB で接続した。

人の位置は Kinect v2 のスケルトントラッキング機能で簡単に推定可能であるが, Kinect v2 をロボットに搭載しそれ自体が動くと骨格位置情報が連続的に取得できないという問題点がある³⁸⁾³⁹⁾。そこで我々は, Kinect v2 の深度データを用いて人の位置を推定するアルゴリズムを提案している³⁸⁾。本研究では人との距離が約 1.5 m になるように"e-bioT"を追従させながら深度データを保存した。これは, Kinect v2 の視野に対象者の全身が丁度入る時の Kinect v2 と対象者の距離が約 1.5 m であったことに起因する。

Fig. 3 Sensor agent robot, "e-bioT"

(3) 歩行情報抽出アルゴリズム

①データの取得

C++で記述したプログラムによって対象者の歩行時の後ろ姿の深度データをフレームごとに保存した。提案アルゴリズムはオフライン解析であるため, データは一度フォルダに CSV ファイル形式で保存した。

②膝関節位置推定⁴⁰⁾

保存した CSV データを MATLAB で記述した解析プログラムで読み込み, 深度データから歩行情報を抽出した。センサの視野角を用いて深度データ (Y 座標データ) から X および Z 座標データを計算した。壁や床などの背景の除去により人のプロットデータのみを抽出し, Z 座標データのヒストグラムを用いて身長を定義した。身長の下半分を下肢範囲と定義し, Z 軸に沿って各水平断面における二つの曲線の頂点を左右の下肢の代表点と定義した。代表点群の平均値を X 軸方向における左右の下肢の境界とし, 境界によって点群データを左右に分けた。左右下肢それぞれにおいて代表点の始点と終点を結ぶ直線を描き, その直線との距離が最大となる代表点を膝関節位置として推定した。

ここで我々が定義する膝関節位置は, 深度データから推定するため解剖学的な位置とは異なり, 人の背面の表面における膝の中心を指す。比較対象である Skeleton tracking も同様に深度データをもとに各関節位置算出しているため, 同様の定義である。

③踵位置推定³⁵⁾

膝関節よりも Z 軸方向の値が小さい範囲, すなわち膝関節よりも下部の範囲を抽出した。このとき先ほど除去した床のデータから Z 軸方向のヒストグラムを用いて床の高さを算出し, 足のデータの最下部と床との間に隙間があるかどうか, すなわち足が床から離れているか否かを判定した。膝関節位置推定と同様に水平断面から代表点を定義し, 代表点群の始点と終点を結ぶ直線との距離を算出したのち, 最大となる距離の大きさによって足裏が見える状態か否かを判定した。この時足が床に接地している場合は, 削除した床データを再度加えて代表点群を算出し, 始点と終点を結ぶ直線との距離を算出した。(a)足が床に接地しており, (i)足裏が見えない場合は距離が最小となる点を踵位置とした。この時観察脚は初期接地相(IC)から荷重応答期相(LR)および立脚中期相(MSt)の間で, 踵が床に接地した状態である。(a)足が床に接地しており, (ii)足裏が見える場合は, 最大の距離をとる点を踵位置とした。この時観察脚は立脚終期相(TSt)から前遊脚期相(PSw)の間で, つま先立ちの状態である。(b)足が床から離れており, (ii)足裏が見える場合は, (a,ii)と同様に最大の距離をとる点を踵位置とした。この時観察脚は遊脚初期相(ISw)で, 足を蹴り上げた状態である。最後に, (b)足が床から離れており, (i)足裏が見えない場合は, 足のデータの最下部の点を踵位置とした。この時観察脚は遊脚中期相(MSw)から遊脚終期相(TSw)の間で, 足を前方に踏み出そうとしている状態である。

提案手法では踵位置を推定したが, Skeleton tracking には踵位置がないため, 比較対象を足首(ankle)とした。さらに, 後述の精度検証実験で使用した 3 次元モーションキャプチャシステムである VICON においても解析上 ankleの方がheelよりもマーカの取得率が高くデータが豊富であったため, 本研究では heelの代わりにankleを用いて精度検証を行った。

5. 精度検証実験

3次元モーションキャプチャシステムを用いて、提案したロボットによる歩行見守りシステムと既存手法において、歩行情報の精度比較を行った。既存手法として、固定設置した Kinect v2 のスケルトントラッキング機能を用いた。実験の概要を説明し、データの分析結果を考察する。

(1) 被験者

5名の学生（年齢：23±2歳，身長167.1±7.1cm，男性3名/女性2名）が実験に参加した。被験者には事前に実験に関して説明を行い、同意の上で実験を実施した。被験者の身体情報を表3に示す。

Table3 Characteristics of the subjects

No	1	2	3	4	5
Sex	F	M	M	M	F
Age	21	22	26	22	23
Mass (kg)	52	58	71	58	42
Height (mm)	1655	1710	1740	1710	1540
Inter-ASIS Distance (mm)	270	290	285	265	250
Leg Length (mm)	880	910	900	850	825
Knee Width (mm)	115	110	120	115	105
Ankle Width (mm)	75	80	90	85	75

(2) 実験環境

提案手法の精度を Kinect v2 のスケルトントラッキング機能(以下 Skeleton tracking)と比較した。参照値として、マーカ位置情報を正確に取得可能な3次元モーションキャプチャシステムである VICON(Bonita B10 by VICON⁴⁰)を用い、提案手法と Skeleton tracking に対してそれぞれ同時計測を実施した。

実験は2017年3月30日に慶應義塾大学矢上キャンパスの教室において行われた。提案手法でのデータ取得時の実験環境を図4に、固定設置した Kinect v2 でのデータ取得時の実験環境を図5に示す。被験者は指定された5mを真っ直ぐに自然な速度で歩行するように指示され、提案手法と固定設置した Kinect v2 によるデータ取得に際しそれぞれ3回ずつ、合計6回歩行を繰り返した。"e-bioT"は歩行開始地点の1.50m後方から追従を開始し、同じく固定した Kinect v2 も歩行開始地点の1.50m後方に三脚で設置した。この時、固定した Kinect v2 は地上から0.65mの高さに設置し、"e-bioT"に搭載した Kinect v2 の高さは地上から0.34mであった。"e-bioT"に搭載した Kinect v2 の仰角は13.5°、固定設置された Kinect v2 は3°であった。

VICON は複数台の赤外線カメラで囲われた領域における反射マーカの位置を正確に取得する。図4および図5に示すように、幅2.00m長さ5.00mの歩行路が測定可能になるよう、7台の赤外線カメラを設置した。反射マーカ以外に反射するものはノイズとなるため、窓は閉め、"e-bioT"は黒色模造紙で覆った。被験者はマーカ装着のため専用のスーツを上下着用し、Plug-in Gait full body model⁴²の指定位置合計39箇所反射マーカを装着した。また、本来であればエンコード情報から"e-bioT"の自己位置を算出するが、ここではあくまで膝関節位置および踵位置の推定手法の精度検証が目的であり、自己位置推定時誤差などの他の要素を排除する必要があった。そのため、"e-bioT"の前方および後方に1箇所ずつ反射マーカを装着し、VICONによる"e-bioT"の正確な位置情報を取得した。

Fig. 4 Experimental setups "e-bioT" version

Fig. 5 Experimental setups fixed Kinect v2 version

(3) データ分析

データ分析には、取得した各フレームの深度データから提案手法により算出した膝関節位置および踵位置を用いた。比較対象は、固定設置した Kinect v2 の Skeleton tracking により取得した Knee および Ankle マーカ位置とした。

得られた膝関節位置および踵位置の座標点の精度を①3次元ユークリッド誤差、②ピアソンの相関係数 r 、③信号雑音比 SNR によって評価した。3次元ユークリッド誤差は参照値と推定値の誤差を3次元距離で表すため、式(1)⁴⁰に示すように各座標成分の二乗和で求めた。

$$3D \text{ Error} = \sqrt{\text{Error}_x^2 + \text{Error}_y^2 + \text{Error}_z^2} \quad (1)$$

r は参照値と推定値の相関の強さを定量化するため、MATLAB の corr 関数を用いて求めた。SNR は参照値に対する誤差の大きさを定量化するために用い、以下の式(2)で求めた⁴⁰。

$$\text{SNR}_i = 20 \log_{10} \left(\frac{\text{variance}(\text{Ref}_i)}{\text{variance}(\text{Error}_i)} \right) \quad (2)$$

where $i = x, y, z$

(4) 結果・考察

提案手法および Skeleton tracking により得た膝関節位置および踵位置をそれぞれ参照値である VICON の測定結果と比較した。

固定設置した Kinect v2 の Skeleton tracking を用いるとどれだけ取得情報が制限されるのかを提案手法と比較するため、表4に各手法におけるデータ取得可能範囲を示す。'Farthest position'には、各試行において取得された Y 座標点のうち、歩行開始地点から最も遠かった値の平均と標準偏差を示している。原点は VICON の座標系をとっているため、図4より歩行終了地点は2.50mである。"e-bioT"の結果は膝関節位置および踵位置共に約2.54mとなっており、

概ね一致している。膝と踵の位置が一致することは、歩行終了までデータを取得したことを意味する。歩行終了地点は、歩数と歩幅の調整が被験者によって異なるため厳密ではなかった。この影響で標準偏差が大きくなったと考えられる。一方で Skeleton tracking は 4. (1) で述べた通り、取得範囲が Kinect v2 から 4.5 m までなので、 $4.50\text{ m} - 1.50\text{ m} - 2.50\text{ m} = 0.50\text{ m}$ となる。Skeleton tracking の膝関節位置の結果は約 0.76 m と長くなっているが、標準偏差が比較的小さいためセンサの仕様による制限であると考えられる。一方で踵位置は標準偏差が比較的大きかった。これは、被験者との距離が開くと身体末端部位から取得が難しくなるため、取得できなくなった地点にばらつきがあったためである。'Maximum distance' ではデータを取得できた距離を示している。提案手法はデータ取得距離に制限がなく、VICON での取得距離となってしまうため算出していない。Skeleton tracking では約 2.60 m であった。これは今回の被験者では平均 5 歩であった。この結果は、skeleton tracking によるデータの取得範囲の制限が実際の居住空間では致命的であることを示唆している。例として、6 章で述べる居住空間での実験に用いた一人暮らし用アパートを挙げる。図 9 にその平面図を示しており、広さは約 9 m×3 m である。この部屋で skeleton tracking を用いた場合、Kinect v2 を部屋の両端に 1 台ずつ置いても部屋全体のデータを取得することはできず、取得データが限られてしまう。

図 6 では提案手法と Skeleton tracking の 3 次元ユークリッド誤差を比較している。膝関節位置では提案手法の誤差は $34.3 \pm 23.5\text{ mm}$ となり Skeleton tracking の $59.6 \pm 47.8\text{ mm}$ を下回った。踵位置に関しても、提案手法の結果が $63.5 \pm 59.6\text{ mm}$ であったのに対し skeleton tracking が $83.4 \pm 77.7\text{ mm}$ となり、提案手法の精度がより高かった。既往研究では skeleton tracking による結果が左膝 $0.03 \pm 0.02\text{ m}$ 、右膝が $0.04 \pm 0.02\text{ m}$ 、左足首が $0.05 \pm 0.03\text{ m}$ 、右足首が $0.05 \pm 0.04\text{ m}$ となっており²⁹⁾、膝関節位置に関しては提案手法と同様の値である。臨床的な歩行課題において、膝関節位置の変位が上記の精度で十分に使用できたことから²⁹⁾、提案手法で求めた膝関節位置については臨床現場で求められる精度を満たしているといえる。踵位置に関しては、そのものを臨床で使用した例が少ないため、今後このデータをもとに単下肢支持時間や立脚相の割合などを算出し改めて精度を検証することで、臨床で使用可能な精度要件との比較について言及したい。

参照値と提案手法および Skeleton tracking の相関係数の比較を図 7 に示し、両手法の SNR 値の比較を図 8 に示した。図 7 より X および Y 軸方向において、膝関節位置および踵位置における参照値との相関係数は両手法とも非常に高い。一方 Z 軸方向においては提案手法による踵位置の推定を除いて、相関が低くなった。図 8 の SNR でも同様に、提案手法および Skeleton tracking 共に X、Y 軸方向の値は 20dB 以上の 'accurate enough' であり、Z 軸方向の値は -20dB 以上 20dB 未満の 'often influenced by small noise or small systematic bias' となった²⁹⁾。これは、特に膝関節位置において高さ方向の変異が極めて小さかったためである。実際に 3 軸の絶対誤差の平均には差異がなかった。また、変異が少なく誤差が強調される Z 軸の結果においても、提案手法が Skeleton tracking よりも参照値との相関が高く、誤差が小さいことが図 7 および図 8 から読み取れる。

Table4 Comparison of maximum distance for data acquisition

		Farthest position (mm)	Maximum distance (mm)
e-bioT	Knee	2542 (163)	—
	Heel	2543 (102)	—
Skeleton tracking	Knee	756 (72)	2597 (165)
	Heel	685 (154)	2590 (172)

Fig. 6 3D error of knee joint and heel positions estimated by our method compared with those estimated by the Kinect skeleton tracking method

Fig. 7 Accuracy comparison of knee joint and heel positions estimated by our method and the Kinect skeleton tracking method relative to VICON values: Pearson's correlation coefficients

Fig. 8 Accuracy comparison of knee joint and heel positions estimated by our method and the Kinect skeleton tracking method relative to VICON values: signal-to-noise ratio

6. 居住空間における歩行見守りシステムの検証実験

実際の居住空間における提案システムの有用性と使用上の制約条件を明らかにするため、一人暮らし用のワンルームマンション一室において歩行情報取得実験を実施した。

日常生活における歩行は、主に居住空間内の各場所での行動を繋ぐ役割を担っている。西洋化した現代の住宅において、日常行動は場所に依存しており、住宅は特定の場所で然るべき行動が促されるように設計されている。ワンルームマンションのように、広い部屋が壁によって区分されていないことも、家具の配置などにより空間が仕切られる。よって、居住者の動線は各行動を行う場所を結ぶように想定される。つまり、居住空間は行動毎のエリアに分けることが

でき、”e-bioT”は各場所での居住者の行動を近くに滞在しながら見守り、移動時のみ追跡すればよいことになる。本実験では、我々が想定した行動に基づく動線においてシステムを適用し、先述の提案手法を用いて歩行中の被験者の膝関節位置を算出した。

(1) 実験概要

実験は 2017 年 12 月に S 社のワンルームマンションのモデルルームにて行った。図 9 に実験を行った部屋の平面図を示す。

日常行動の一例として表 5 に挙げた 5 つの行動を想定して、各場所間の移動を”e-bioT”に追跡させた。表 5 にはそれぞれの行動が行われる場所と、図 10 の平面図上で対応する位置番号を示している。図 10 にはさらに、黒丸で囲われた番号で”e-bioT”が居住者の行動中に滞在する位置を示している。

被験者として研究室の学生 3 名（20 代・男性）が、事前説明をしたのちに同意を得たうえで、図 10 に示した 1 から 5 までの位置を番号順に 1 回ずつ歩いた。”e-bioT”も同様に図 10 の各位置を出発地点として被験者を追従し、深度データを取得した。解析では膝関節位置のみ算出し、膝関節位置推定可能であった被験者の動線区間と、その始点と終点における”e-bioT”の位置を解析結果およびビデオカメラでの計測を元に抽出した。

Table5 An example of expected activities in a day		
No.	Activities	Areas
1	Getting up	Bedroom
2	Washing the face	Bathroom
3	Cooking	Kitchen
4	Changing the clothes	W.I.C
5	Getting out	Entrance

Fig. 9 Plan of an apartment for single household

Fig. 10 The line flow of subject and positions of subject and "e-bioT", corresponding to Table5

(2) 結果

表 5 に示した 5 つの行動を結ぶ 4 つのルートをルート A からルート D と呼ぶこととする。図 11(a)から(d)は被験者 3 名が歩いた動線、動線中で膝関節位置の取得が可能だった範囲、膝関節位置取得開始時および終了時の”e-bioT”の位置を、ルート A からルート D についてそれぞれ示している。

提案手法では、歩行時の後ろ姿の深度データを解析の対象とすることを前提としている。ルート A, B, および D では、”e-bioT”が被験者と向かい合う形で計測を開始したため、最初の数歩分の膝関節位置推定は不可能であった。ルート A では、後ろ姿が見え始めたテレビの前あたりから膝関節位置の推定が始まり、ソファの横で角を曲がるために身体が横向きになったところで終了している。ルート B では、キッチンカウンターの角を曲がったあたりから膝関節位置の推定が始まり、次の角を曲がるところで終了している。ルート D では、棚の横あたりから膝関節位置の推定が開始したが、すぐに被験者が角を曲がって玄関に入ったために推定が終わっている。一方でルート C は追従状態から始まり直角に曲がるような急なカーブがないため、ウォークインクローゼットに入って姿が見えなくなる直前まで膝関節位置の推定が可能であった。歩き始めに推定できていない部分は、計測開始時に”e-bioT”と被験者の距離が近すぎたため、被験者が歩き始めて”e-bioT”との距離が 1.0 m ほどになるまで全身の深度データが取得できなかったからである。

Fig. 11(a) Knee joint position estimation during walking on route

A

Fig. 11(b) Knee joint position estimation during walking on route

B

Fig. 11(c) Knee joint position estimation during walking on route

Fig. 11(d) Knee joint position estimation during walking on route

(3) 考察

向かい合った状態から計測が始まる場合や急な身体の方角転換がある場合には、膝関節位置は推定できなかった。“e-bioT”が後ろ姿を追跡するには、ある程度の直線距離が必要であり、日常行動時の体勢や間取りを考慮すると“e-bioT”が居住者の後ろ姿を常に観察するのは不可能である。このため、より多くのデータをとるには、人の向きに関わらず膝関節位置推定を可能にすることや、ある角度から得られた人の深度データから身体の高次元情報を補完するシステムを組み合わせることが必要である。

しかし、例えば図 11(b)におけるルート B の最初の曲がり角など、場所によっては角を曲がる際にも膝関節位置推定可能であった。このことは“e-bioT”の滞在場所および滞在時の向きによって、取得される深度データが後ろ姿となるか否かが変わることを示唆している。さらに、今回の実験で想定した 4 ルートにおいて、被験者一人当たり合計でおよそ 9 m の歩行時膝関節位置推定が可能であった。一日の生活において、この 4 ルート以上の歩行が行われることは自明であり、毎日の計測を継続することによって、提案システムにより膨大な歩行データが取得可能であるといえる。

今回の実験では、出発地点と到着地点のみを指定した自由な歩行路における歩行であったが、動線にばらつきが少ないという印象を受けた。この実験では被験者が少なかったためこのことは一概には言えないが、行動に依存した動線が限定される可能性を示唆した。また、被験者は角を曲がる際に身体向きを素早く変えており、この時“e-bio T”は被験者の後ろ姿を継続的に追うことが難しく、膝関節位置の取得ができなかった。このような角の曲がり方を含め、動線の描き方は年齢や身体の状態によって異なることが予想されるため、

幅広い年齢層や身体状態の人を対象に実験を行う必要がある。

人の動線は必ずしも直線ではなく、また背の高い家具なども点にするため、固定設置したセンサは死角が多く、データの取得範囲が限られることが予想される。今回のルート C のような直線ルートであっても、センサの角度や家具によって死角が懸念される。この観点から、本実験においてロボットでの計測の有用性を示すことができたと言える。提案手法を用いて日常のあらゆる歩行路での歩行情報を取得することで、居住者が住宅においてどの場所でバランスを崩しやすい歩行をしているのかを明らかにすることが可能となり、より転倒リスクの少ない間取りを提案する一助となり得る。

7. 結語

高齢者の運動機能低下を防ぐため歩行情報の見守りに着目し、転倒や関節疾患と関連する歩行情報をまとめた。医療機関における検査での歩行ではなく、普段の生活の中で行われる自然な歩行時の情報を取得するため、居住空間に導入可能なシステムとして、センサを搭載したロボットを用いたシステムの実現を目指した。提案システムにより見守り可能な歩行情報を抽出し、その基礎的検討として膝関節位置および踵位置を対象とした精度検証実験を行った。3次元モーションキャプチャシステムである VICON を参照値として既存手法である Kinect v2 のスケルトントラッキング機能による骨格位置情報と比較した結果、提案システムではスケルトントラッキング機能よりも精度よく膝関節位置および踵位置を推定可能であった。また、一人暮らし用ワンルームマンションにおいて、日常行動を想定した歩行情報取得実験を行い、提案システムの有用性並びに使用時の制約条件を検証した。提案手法を用いて日常生活における歩行から膝関節位置の推定が可能であった。今後は、居住空間において幅広い属性の被験者に対し提案システムを適用することで、居住空間での歩行の実態を明らかにし、システムの有用性の評価とさらなる課題の抽出を実施したい。

謝辞

本研究において精度検証実験に協力頂いた慶應義塾大学の高橋正樹准教授、萬礼応特任助教および江口僚君に感謝する。また、提案システムの検証実験で実験場所を提供していただいた、積水ハウス株式会社の皆様に感謝の意を表する。本研究の一部は JSPS 科研費 17J05708, 18H00968 および文部科学省研究拠点形成費等補助金(博士課程教育リーディングプログラム)の助成を受けて実施された。

参考文献

- 1) Ministry of Health, Labour and Welfare (2016): The National Life Basic Survey in 2016 (in Japanese)
厚生労働省 (2016): 平成 28 年国民生活基礎調査, 統計表, 第 15 表.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16/index.html> (accessed 2018. 6. 27)
- 2) Cabinet Office, Government of Japan (2017): The Aging Society White Paper in 2017 (in Japanese)
内閣府 (2017): 平成 29 年版高齢社会白書, 第 1 章, 第 2 節, 6 高齢者の生活環境, (1)イ
<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2017/html/zenbun/index.html> (accessed 2018. 6. 27).
- 3) National consumer affairs center of Japan (2013): Accidents in houses reported from the Medical institution network business - Elderly people's edition -, p.16, 2013 (in Japanese)

- 独立行政法人国民生活センター(2013): 医療機関ネットワーク事業からみた家庭内事故—高齢者編—, p.16, 2013
http://www.kokusen.go.jp/pdf/n-20130328_3.pdf (accessed 2018. 6. 27)
- 4) Suzuki, T., Sugiura, M., Furuna, T., Nishizawa, S., Yoshida, H., Ishizaki, T., Kim, H., Yukawa, H., Shibata, H.: Association of Physical Performance and Falls Among the Community Elderly in Japan in a Five Year Follow-up Study, *Japanese Journal of Geriatrics*, 36(7), pp. 472-478, 1999 (in Japanese)
鈴木隆雄, 杉浦美穂, 古名丈人, 西澤哲, 吉田英世, 石崎達郎, 金憲経, 湯川晴美, 柴田博: 地域高齢者の転倒発生に関連する身体的要因の分析的研究 5年間の追跡研究から, *日本老年医学学会雑誌*, 36(7), pp. 472-478, 1999
- 5) Kim, H., Suzuki, T., Yoshida, H., Shimada, H., Yamamoto, Y., Sudo, M., Niki, Y.: Are gait parameters related to knee pain, urinary incontinence and a history of falls in community-dwelling elderly women?, *Japanese Journal of Geriatrics*, 50(4), pp. 528-535, 2013 (in Japanese)
金憲経, 鈴木隆雄, 吉田英世, 島田裕之, 山城由華吏, 須藤元喜, 仁木佳文: 都市部在住高齢女性の膝痛, 尿失禁, 歩行に関連する歩行要因, *日本老年医学学会雑誌*, 50(4), pp. 528-535, 2013
- 6) Tainaka, K., Aoki, J.: Fitness-related factors associated with falling in older women, *The Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 56(2), pp. 279-285, 2007 (in Japanese)
田井中幸司, 青木純一郎: 在宅高齢女性の転倒経験と体力, *体力科学*, 56(2), pp. 279-285, 2007
- 7) Murata, S., Tsuda, A., Tanaka, Y.: Physical and Cognitive Factors Associated with Falls among the Elderly with Disability at Home, *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*, 32(2), pp. 88-95, 2005 (in Japanese)
村田伸, 津田彰, 稲谷ふみ枝, 田中芳幸: 在宅障害高齢者の転倒に影響を及ぼす身体及び認知的要因, *理学療法学*, 32(2), pp. 88-95, 2005
- 8) Kato, R., Takagi, C., Sakurai, N., Hoshi, T.: Risk factors for falls and survival after falling in elderly people in a community, *Japanese Journal of Public Health*, 59(5), pp. 305-314, 2012 (in Japanese)
加藤龍一, 高城智主, 櫻井尚子, 星旦二: 地域在住高齢者の転倒の関連要因と3年後の生存, *日本公衆衛生雑誌*, 59(5), pp. 305-314, 2012
- 9) Arai, T., Shiba, Y., Watanabe, S., Shibata, H.: The Relationship Between the Stride Time Variability, Motor Ability and Fall in Community-Dwelling Elderly People, *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*, 38(3), pp.165-172, 2011 (in Japanese)
新井智之, 柴喜崇, 渡辺修一郎, 柴田博: 10m 歩行における歩行周期変動と運動機能, 転倒との関連 小型加速度計を用いた測定, *理学療法学*, 38(3), pp. 165-172, 2011
- 10) Tachibana, Y.: Diagnosis and treatment of osteoarthritis of the knee, *Rigakuryoho Kagaku*, 20(3), pp. 235-240, 2005 (in Japanese)
立花陽明: 変形性膝関節症の診断と治療, *理学療法科学*, 20(3), pp. 235-240, 2005
- 11) Götz-Neumann, K.: Kansatsuniyoru hokoubunseki (Gait analysis by observation), *Igakushoin*. 2005.6 (in Japanese)
Götz-Neumann, K.: 観察による歩行分析, 月城慶一, 山本澄子, 江原義弘, 盆子原秀三訳, 医学書院. 2005.6
- 12) Ellingson, L.D., Shields, M.R., Stegner, A.J., Cook, D.B.: Physical activity, sustained sedentary behavior, and pain modulation in women with fibromyalgia. *The Journal of Pain*, 13(2), pp.195-206, 2012
- 13) Murase, Y., Furuna, T., Ihira, H., Mizumoto, A., Makino, K.: Toutsuwoyusuru koukikoureisyano shintaikatsudouryouto katsudoukyoudonotokusei, *Physical Therapy Association Supplement*, 41(2), p. 0352, 2014 (in Japanese)
村瀬裕志, 古名丈人, 井平光, 水本淳, 牧野圭太郎: 疼痛を有する後期高齢者の身体活動量と活動強度の特性, 日本理学療法学会大会, 41(2) (第 49 回日本理学療法学会大会 抄録集), p. 0352, 2014
- 14) Barbat-Artigas, S., Carvalho, L.P., Rolland, Y., Vellas, B., Aubertin-Leheudre, M.: Muscle strength and body weight mediate the relationship between physical activity and usual gait speed. *Journal of the American Medical Directors Association*, 17(11), pp. 1031-1036, 2016
- 15) Reinders, I., Murphy, R.A., Koster, A., Brouwer, I.A., Visser, M., Garcia, M.E., Launer, L.J., Siggeirsdottir, K., Eiriksdottir, G., Jonsson, P.V., Gudnason, V.: Muscle quality and muscle fat infiltration in relation to incident mobility disability and gait speed decline: the Age, Gene/Environment Susceptibility-Reykjavik Study, *The Journals of Gerontology: Series A*, 70(8), pp. 1030-1036, 2015
- 16) Muraki, S., Akune, T., Oka, H., Yoshimura, N.: Risk factors for deteriorated physical performance and its association with falls, *Research-Aid Report* 2012, pp. 138-147, 2012 (in Japanese)
村木重之, 阿久根徹, 岡敬之, 吉村典子: 高齢者における運動機能低下の危険因子および転倒との関連の解明, 第 27 回健康医科学研究助成論文集, 平成 22 年度, pp. 138-147, 2012
- 17) Wang, F., Stone, E., Skubic, M., Keller, J. M., Abbott, C., Rantz, M.: Toward a passive low-cost in-home gait assessment system for older adults, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Vol. 17, No. 2, pp. 346-355, 2013
- 18) Muehlbauer, T., Granacher, U., Borde, R., Hortobágyi, T.: Non-discriminant relationships between leg muscle strength, mass and gait performance in healthy young and old adults, *Gerontology*, 64(1), pp.11-18, 2018
- 19) Takeda, I., Hirose, H., Yumioka, M., Nishimori, T.: Rinsho hokou bunseki workbook (Workbook for clinical gait analysis), *Medicalview*, 2013 (in Japanese)
武田功, 廣瀬浩昭, 弓岡光徳, 西守隆: 臨床歩行分析ワークブック, メジカルビュー社, 2013.3
- 20) Nino, N., Tsuzuku, S., Harada, A., Okuzumi, H., Nagata, M.: Gait pattern in osteoarthritis of knee: case control study, *IRYO*, 53(5), pp. 343-347, 1999 (in Japanese)
新野直明, 都竹茂樹, 原田敦, 奥泉安康, 長屋政博: 運動器疾患の歩行分析 変形性膝関節症における歩行特性に関する患者対照研究, *医療*, 53(5), pp. 343-347, 1999
- 21) Astephen, J.L., Deluzio, K.J., Caldwell, G.E., Dunbar, M.J.: Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity, *Journal of orthopaedic research*, 26(3), pp. 332-341, 2008
- 22) Zeni, J.A. and Higginson, J.S.: Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed?, *Clinical Biomechanics*, 24(4), pp.372-378, 2009
- 23) Bejek, Z., Paroczai, R., Illyés, Á., Kiss, R.M.: The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(7), pp.612-622, 2006
- 24) Hurwitz, D.E., Hulet, C.H., Andriacchi, T.P., Rosenberg, A.G. Galante, J.O.: Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion, *Journal of orthopaedic research*, 15(4), pp.629-635, 1997
- 25) Weiss, R.J., Wretenberg, P., Stark, A., Palmblad, K., Larsson, P., Gröndal, L., Broström, E.: Gait pattern in rheumatoid arthritis, *Gait & posture*, 28(2), pp. 229-234, 2008
- 26) Wang, K., Delbaere, K., Brodie, M., Lovell, N., Kark, L., Lord, S., Redmond, S.: Differences between gait on stairs and flat surfaces in relation to fall risk and future falls, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 2017
- 27) Donath, L., Faude, O., Lichtenstein, E., Pagenstert, G., Nüesch, C., Mündermann, A.: Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors, *Gait & posture*, 49, pp. 371-374, 2016
- 28) Gastaldi, L., Rosso, V., Gabola, V., Agostini, V., Frutos, M.L., Knaflitz, M., Takeda, R., Tadano, S.: Technical challenges using magneto-inertial sensors for gait analysis, In *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications* 2016, pp. 1-6, 2016
- 29) Otte, K., Kayser, B., Mansow-Model, S., Verrel, J., Paul, F., Brandt, A.U., Schmitz-Hübsch, T.: Accuracy and reliability of the kinect version 2 for clinical measurement of motor function, *PLoS one*, 11(11), e0166532, 2016
- 30) Clark, R.A., Pua, Y.H., Oliveira, C.C., Bower, K.J., Thilarajah, S., McGaw, R., Hasanki, K., Mentiplay, B.F.: Reliability and concurrent

- validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control, *Gait & posture*, 42(2), pp.210-213, 2015
- 31) Mentiplay, B.F., Perraton, L.G., Bower, K.J., Pua, Y.H., McGaw, R., Heywood, S., Clark, R.A.: Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables, *Journal of biomechanics*, 48(10), pp.2166-2170, 2015
- 32) Ozawa, M., Yorozu, A., Matsumura, T., Takahashi, M.: Gait measurement system using laser range finder, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series, Series C*, 71(801), pp. 1550-1560, 2013 (in Japanese)
小澤真裕美, 萬礼応, 松村哲, 高橋正樹: レーザレンジファインダを用いた歩行計測システムの提案, *日本機械学会論文集C編*, 79(801), pp. 1550-1560, 2013
- 33) Konno, S., Mita, A.: A study on a robot chasing a human using kinect while identifying walking parameters using the back view, *SPIE Smart Structures/NDE*, 9061, 90611S, 7pages, 2014
- 34) Iida, M., Mita, A.: A study on chasing algorithm and walking parameters acquisition using home robot, *AIJ Journal of Technology and Design*, 22, 50, pp. 253-257, 2016 (in Japanese)
飯田真大, 三田彰: 家庭用ロボットの人追従及び歩行パラメータ取得に関する研究, *日本建築学会技術報告集*, 22, 50, pp. 253-257, 2016
- 35) Ogawa, A., Mita, A.: Gait analysis and parameter extraction using depth data, *Summaries of Technical Papers of Annual Meeting, Architectural Institute of Japan, Information Systems Technology*, pp. 17-18, 2016 (in Japanese)
小川愛実, 三田彰: 深度データを用いた歩行情報の抽出と歩行分析, *日本建築学会大会学術講演梗概集, 情報システム技術*, pp. 17-18, 2016
- 36) Ogawa, A., Mita, A.: Estimation of knee flexion angle during walking using depth data, *Summaries of Technical Papers of Annual Meeting, Architectural Institute of Japan, Environmental Engineering I*, pp. 31-32, 2017 (in Japanese)
小川愛実, 三田彰: 深度データを用いた歩行時の膝関節角度推定, *日本建築学会大会学術講演梗概集, 環境工学 I*, pp. 31-32, 2017
- 37) Yang, L., Zhang, L., Dong, H., Alelaiwi, A., El Saddik, A.: Evaluating and improving the depth accuracy of Kinect for Windows v2, *IEEE Sens. J.*, 15, pp. 4275-4285, 2015
- 38) Destrac, M., Mita, A.: Simplified 3d Mapping System for Biofied Building using Microsoft Kinect V2 mounted on a Mobile Robot following People, *CIMTEC 2016, Perugia, Italy, N-6: L03, Oral*, 9th June 2016
- 39) Iida, M., Mita, A.: Gait parameter acquisition while chasing resident using home robot, *Procedia Engineering*, 188, pp.141-147, 2017
- 40) Ogawa, A., Mita, A., Yorozu, A., Takahashi, M.: Markerless Knee Joint Position Measurement Using Depth Data during Stair Walking, *Sensors*, 17(11), p.2698, 2017
- 41) Vicon. Available online: <https://www.vicon.com> (accessed 2017. 2. 27)
- 42) Vicon Plug-in Gait full body model. Available online: <https://docs.vicon.com/display/Nexus26/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait> (accessed 2018. 1. 9)

USABILITY EVALUATION OF A GAIT MONITORING ROBOT IN A LIVING SPACE

Ami OGAWA^{*1} and *Akira MITA*^{*2}

^{*1} Grad. Student, Faculty of Science and Technology, Keio Univ., M.Eng.

^{*2} Prof., Keio University, Ph.D.

Expanding the healthy life expectancies is one of the urgent issues in Japanese society. The elderly tend to lose their health as their physical performances decline. The monitoring of the gait, which is the most fundamental motion in daily life, can play a key role in detecting the decline of the physical performance in an early stage. It is important to monitor the usual gait in usual environments to avoid any mental influences and to evaluate their actual conditions. Although studies on the gait monitoring system have already been reported, none of them is dedicated to the monitoring of the gait in daily life. The gait information acquisition by using a small sensor agent robot, which we suggested in the previous studies, is capable of monitoring in living spaces. This system estimates knee joint positions and heel positions. However, its accuracy has not been evaluated, and its performance in a real living environment has not been tested. In this paper, (1) we examined the important gait parameters to be monitored, (2) evaluated our system using a 3D motion analysis, and (3) considered the usability of our system in a real living environment.

Gait parameters can be categorized into three types: space-temporal parameters, kinematic parameters, and kinetic parameters. Our suggested method realizes to acquire space-temporal and kinematic parameters without any wearable sensors on their body. Among the gait parameters which the patients and the controls showed differences, the space-temporal parameters can be calculated by heel position. Regarding the kinematic parameters, position estimation of joint is necessary. Thus, we selected knee joint position and heel position to be estimated as the first step for markerless gait analysis.

The accuracy evaluation experiment was held. Our system was evaluated by precise 3D motion analysis, VICON (gold standard). To compare our system with the previous method, data acquisition by Kinect v2 skeleton tracking was also conducted and the results were evaluated by VICON. We evaluated our method and the conventional method with 3D motion analysis by 3D Euclid distance, Pearson's correlation coefficients, and signal-to-noise ratio. As the result, we found that our suggested method could more accurately estimate than the conventional method in both knee joint position and heel position. It can be said that the knee joint positions estimated by our method can be utilized in clinical measurement.

Our system was tested in a one-room apartment for a single household to clarify the capability of our system. We set five daily activities to acquire the depth data of participants walking by a robot. Three male participants aged 23 to 24 walked the four routes corresponding to the five daily activities. We confirmed that our system could estimate the knee joint positions during walking in the context of daily activities. Also, we found that there was a difficulty of our robot following algorithm.

To clarify the gait in living environment by applying our system to wide attributed participants and to find the challenges of the system are our future work.

(2018年2月19日原稿受理, 2018年6月27日採用決定)