

歩行リハビリ支援のための歩行情報取得システムの開発

小笠原 千紘¹ 水野 慎士¹

概要: 本稿では, インタラクション技術を用いて, 「効果の実感」という方向から患者の歩行リハビリに対するモチベーションの維持向上を図る歩行リハビリ支援システムに必要な歩行情報取得システムの開発を行った。歩行リハビリに必要な歩行情報のうち, 歩幅, 歩隔, 姿勢, 重心を取得する手法を開発した。

Development of a Walking Information Acquisition System for Supporting Rehabilitation

CHIIHIRO OGASAWARA¹ SHINJI MIZUNO¹

1. はじめに

超高齢化社会の日本ではリハビリを必要とする人が増加傾向にあり, 厚生労働省の推計によると, 医療・介護分野での需要は, 2018 年と比較して 2025 年には 1.24 倍, 2040 年には 1.38 倍となっている [1]。そのため, リハビリ施設や医療従事者の供給と共に, リハビリ分野での IT の活用の期待が高まっている。特に, 患者の動作に対してリアルタイムに反応するインタラクション技術の活用は, リハビリ実施中に状況をリアルタイムで確認できるため, 様々なリハビリの種類やその目的に合わせて効果的にリハビリを行うための IT 活用事例が近年いくつも提案されている [2]。

効果的なリハビリには, 施設, 器具, 医療従事者の充実に加えて, 患者自身のリハビリに対するモチベーションが非常に重要となる。しかし, リハビリの辛さや効果の実感のなさから, 多くの場合に患者のリハビリへのモチベーションが低下することが問題となっている。リハビリの効果を実感するためには, 医療従事者による評価が必要である。リハビリの評価は, 動作観察や姿勢評価による評価であり, 臨床においても視診や触診による観察が行われている。しかし, これらは医療従事者の観察能力の習熟度によって偏りがあり, 主観的な評価になってしまう。従って, 実施したリハビリの種類や携わった医療従事者によってリハビリ

の評価が異なってしまうことが考えられる。そのため, 歩行リハビリでは三次元動作計測装置を用いることによって高い精度で定量的なパラメータによる総合的な歩行分析が臨床実験で行われている。しかし, 装置が高価であり, 測定空間も限られることから導入することなどの理由から導入することが容易ではない。そこで, 三次元動作計測装置の代わりに深度カメラや加速度センサを用いることで外観情報から歩行動作を計測するシステムがいくつか提案されている [3][4]。

ただし, これらの提案システムは, 医療従事者のみを対象としたものがほとんどで, 十分に実用化されているとは言い難い。効果的なリハビリを実現するためには, 一般的な医療行為と異なり医療従事者だけではなく患者自身が高いモチベーションを持って協力して取り組む必要があるからであり, 既存のシステムでは, 患者へのフィードバックに十分に答えられていない可能性がある。

そこで, 著者らはインタラクション技術を活用することで, 患者にとっても医療従事者にとっても有用で効果的なリハビリを実現するリハビリ支援システムを行なっている (図 1)。この提案システムの特徴は「楽しさ」と「効果の実感」という 2 つの方向から患者の歩行リハビリに対するモチベーションを保つことにある。

本研究では提案システムの中でも特に歩行リハビリにおける効果の実感を取り扱う。効果の実感のためには, リハビリ前後の歩行状況の改善を示す必要があり, その大前提として歩行情報を正確に取得する必要がある。そこで, 本

¹ 愛知工業大学大学院 経営情報科学研究科
Graduate School of Business Administration and Computer
Science, Aichi Institute of Technology, Aichi Toyota 470-
0392, Japan

稿ではリハビリ支援システムの実現に必要な歩行情報取得手法の提案とシステム実装について報告する。

2. 提案システム

2.1 全体コンセプト

前述したように、提案システムの特徴は「楽しさ」と「効果の実感」という2つの方向から患者の歩行リハビリに対するモチベーションを保つことにある。

歩行リハビリにおける「楽しさ」は、床面プロジェクションマッピングによるMR映像等を用いて、歩行動作に対する映像やサウンドのインタラクションを実現することで行う。例えば、歩行中の足を接地した位置で映像を反応させたり、これまでの歩行状況に応じて患者の歩行を補助・誘導する映像を提示したりする。このように、歩行に対してエンタテインメント性を導入することで、室内での歩行リハビリに楽しさを感じさせる。

歩行リハビリにおける「効果の実感」は、取得した歩行動作に関する詳細な情報を蓄積しながら分析することで行う。そして、これらの情報を医療従事者向けには詳細かつ専門的に、患者にはわかりやすく可視化する。その結果として、患者はリハビリによる歩行動作改善の効果を医療従事者経由および自ら可視化された情報を確認することで実感することができ、リハビリ継続のモチベーションにつながると考える。

2.2 システム全体の構成

図1に提案システム全体の構成を示す。

提案システムでは、歩行姿勢など歩行動作の外観情報が必要になる。そのため、RGBカメラ、深度カメラ、測域センサを用いて患者の歩行動作を撮影/スキャンして、得られる情報を統合処理することで、歩行中の足接地位置や上体を含む歩行姿勢をリアルタイムに取得する。また、左右の足裏圧力の取得については圧力センサも用いる。

床面への映像投影はプロジェクタを用いる。そして、取得した除法を用いて歩行する患者の足元で映像を反応させたり、患者の歩行を補助する映像を提示したりする。

取得した情報は患者ごとに蓄積していく。そして、過去の歩行情報を患者向けおよび医療従事者向けに可視化してタブレット端末に表示したり床面に投影したりする。これにより、患者はリハビリの効果を実感できることが期待される。

2.3 歩行情報について

本研究では特に効果の実感を目的として歩行情報の取得を行う。取り扱う歩行情報は、歩幅、歩隔、姿勢、重心である。これらは共同研究を行う理学療法士の意見に基づいて決定した。

歩幅と歩隔について、図2に示す。歩幅は一步の移動し

た距離であり、歩隔は左右の踵間の距離である。年齢や長期間の入院などに伴って筋力やバランス能力が低くなると、歩幅は小さくなり、歩隔は大きくなる傾向が見られる。歩行情報を数値化したり可視化することによって、歩行に関する筋力やバランスの傾向を客観的に捉えることができ、患者ごとに適したリハビリを提案することやリハビリの効果を伝えやすくなり、リハビリに対するモチベーションに繋がることが期待できる。

3. 歩行情報システムの取得手法

3.1 概要

提案システムで取得する様々な歩行情報のうち、歩幅と歩隔を計測するためには歩行中の足接地位置の取得が必要となる。そのため、二次元測域センサを用いて足接地位置を取得する手法の開発を行なった。また、歩行中の姿勢、バランス、重心位置を外観から計測するために、RGBDカメラを用いて外観情報を取得し、骨格情報に基づいて計算する手法の開発を行った。

図3に歩行情報取得のための構成を示す。

3.2 二次元測域センサを用いた歩行情報の取得

3.2.1 概要

二次元測域センサを床面に設置すれば、床面の少し上方をスキャンして障害物を検出できる。そして、歩行中の足の位置も検出するため、歩幅と歩隔の計算に必要な情報が取得できる。

ただし、二次元測域センサは接地中の足だけではなく、歩を進めるために移動している他方の足も検出してしまうため、検出結果をそのまま使用することはできない。そこで、画像化したスキャン結果を積算処理することで足接地位置だけを抽出する手法を開発した。そして、足接地位置の抽出結果に基づいて歩幅と歩隔を自動的に計算した。

3.2.2 足接地位置の取得

二次元測域センサは、多数のレーザを扇状に射出することで空間を二次元的にスキャンすることで物体を検出し、センサからの距離を計測する。計測の高いフレームレートで連続的にリアルタイムで行われる。二次元測域センサを床面に設置すると、床面の上方10cm程度を床面に平行にスキャンする。

しかし、歩行動作を行った場合には、足が床面に接地しているときだけではなく、足が床面から離れて前方に移動しているときでも足を検出することがある。従って、そのままでは足の接地だけを取得することは困難である。

そこで、本研究では歩行動作中に接地している足は同じ位置に一定時間留まっていることに着目して、スキャンデータの積算によって足の接地位置だけを抽出する手法を開発した。図4に開発手法の手順を示す。

まず1回のスキャンごとに、センサから射出した各レー

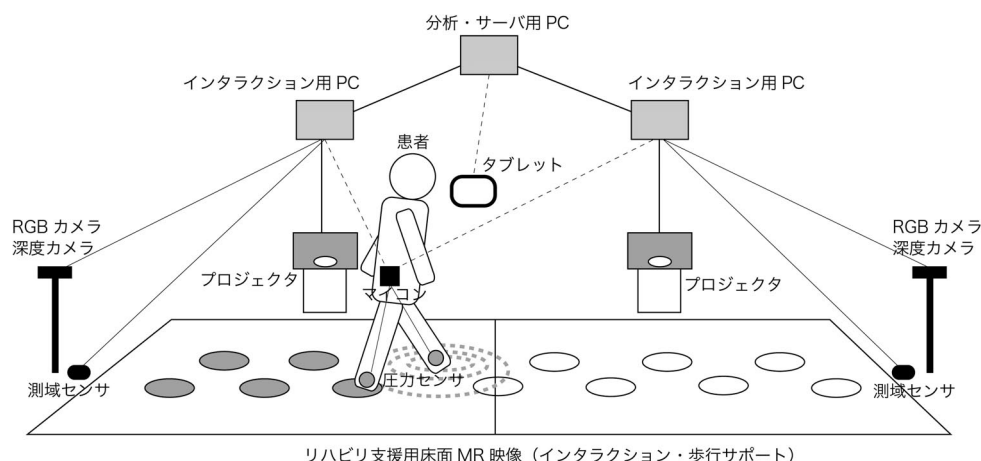


図 1 リハビリ支援システム

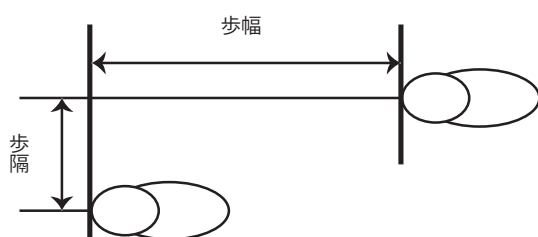


図 2 歩幅と歩隔について

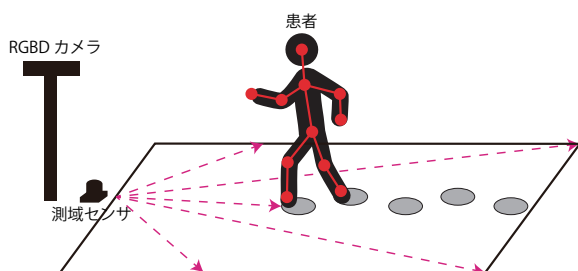
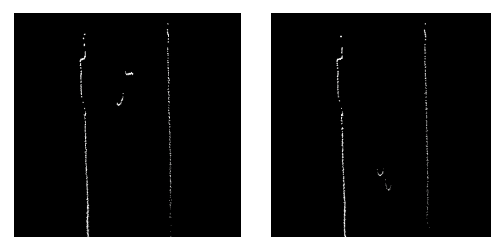


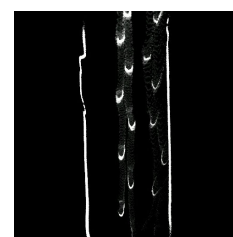
図 3 歩行情報取得システムの構成



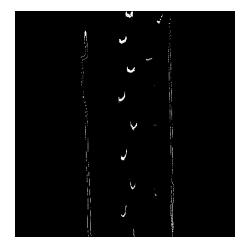
(a) 1回のスキャン結果画像（その1）



(b) 1回のスキャン結果画像（その2）



(c) スキャン結果積算画像



(d) 積算画像のしきい値処理結果

図 4 足接地位置の検出

ザの角度と物体検出距離の結果を画像にプロットすることで二値画像化する（図4(a)(b)）。このとき、測域センサはレーザを扇状に射出するため、センサからの距離に比例してスキャン間隔も大きくなる。そのため、スキャン結果を画像にプロットする際には、距離に比例してプロットする点の大きさを拡大する（図5）。

得られた画像中には足が検出されて表示されているが、1回分のスキャン結果画像だけでは足が接地しているのか接地せずに移動しているのか区別できない。そこで、一定時間分のスキャン結果画像を積算した画像を生成する（図4(c)）。足が接地している場合には同じ場所に足が検出され続けるため、積算画像では接地している足の部分は濃度値が高くなる。最後にしきい値処理を行うことで、接地した足領域だけが抽出される（図4(d)）。そして、抽出した足領域の重心を求めることで、各足接地点の座標が得られる。

二次元測域センサと歩行方向の関係によって、抽出される足設置領域の部位は異なる。例えば、二次元測域センサ

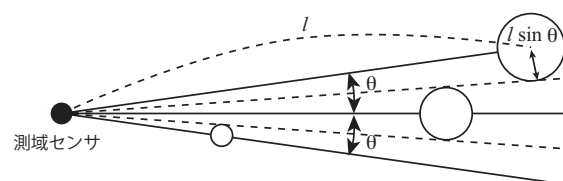


図 5 距離に応じたスキャン結果のプロット

から離れる方向に歩行すれば接地した踵付近の座標が得られ、接近する方向に歩行すれば接地したつま先付近の座標が得られることになる。

3.2.3 歩幅、歩隔の取得

前節で取得した足設置座標に基づいて歩幅と歩隔を計算する。これらを計算するためには、直線的に歩行してもらうとともに、足設置座標の情報から歩行位置を示す直線を計算する必要がある。

歩行位置を示す直線は、足設置座標に対して最小二乗法を適用して線形近似を行う。そして、得られた近似直線を

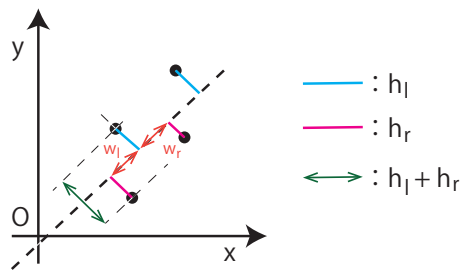


図 6 歩幅と歩隔の算出

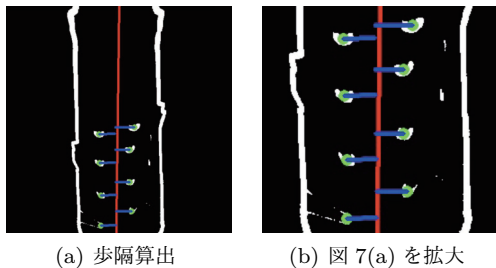


図 7 歩隔算出例

用いて歩幅と歩隔を求める。図 6 に歩幅と歩隔の算出の様子を示す。初めに、近似直線に対して各足接点から垂線を下ろして交点を求める。そして、得られた各交点間の距離が歩幅となる。このとき、右足を踏み出す際の歩幅 (w_r) と右足を踏み出す際の歩幅 (w_l) が得られる。また、右足の接地点から下ろした垂線の長さ (h_r) と左足の接地点から下ろした垂線の長さ (h_l) から、歩隔 ($h_l + h_r$) が得られる。図 7 に予備実験での歩隔算出例を示す。

3.3 RGBD カメラを用いた重心位置の取得

身体重心は身体各部の位置関係や身体各部にかかる負担、動作における効率面からの評価などに際し、リハビリにおいて重心を知ることは非常に重要である。そこで、本研究では RGBD カメラを用いて取得した骨格情報に基づいて歩行中の重心位置を算出する。

歩行中の身体重心を算出するため、身体構造を 10 個の部位に分割して考える。各部位および体重に対する重量比率は表 1 の通りである。各部位の三次元座標が得られれば、身体全体の重心が簡易的に算出できる [5]。

身体の 10 個の部位を座標を取得するため、RGBD カメラ (Kinect) を用いて歩行中の 15 箇所の関節点 (表 1) の三次元座標を取得する。そして、得られた関節点座標に基づいて 10 個の部位の三次元座標を算出して、各部位の重心の三次元座標が得られる。

各部位の重心座標が得られれば、各部位の重心を合成することで身体全体の重心の座標が得られる。

4. 実験

4.1 足接地位置および歩幅と歩隔の算出

提案手法を検証するために実験を行った。実験では、歩

表 1 各部位の重心係数

部位	取得する関節点	重心比 (%)
頭部	頭	8.0
胴体	胴体	46.0
上腕 (左)	左肩, 左肘	4.0
上腕 (右)	右肩, 右肘	4.0
前腕 (左)	左肘, 左手	4.0
前腕 (右)	右肘, 右手	4.0
大腿 (左)	左尻, 左膝	7.0
大腿 (右)	右尻, 右膝	7.0
下腿 (左)	左膝, 左足	8.0
下腿 (右)	右膝, 右足	8.0

幅 61cm で距離約 10m の直線的な歩行動作を行い、提案手法によって足接地位置を検出した。そして、検出結果に基づいて歩幅を計測して、実際の歩幅と比較した。使用した測域センサは北陽電機 UST-20LXH01 で、スキャンのステップ角は 0.125 度、スキャンのフレームレートは 40fps である。

スキャンは 10×5m の範囲で行い、スキャン結果は 1000×500 画素 (画素間隔 1cm) で 0 または 1 の値を持つ二値画像を生成した。そして、得られた画像を積算していき、しきい値 40 でしきい値処理を施すことで 1 秒以上物体が検出された点を抽出した。最後に抽出領域の中心を足接地点として歩幅の計測を行った。

図 8 に足接地位置の検出の様子を示す。提案手法によって歩行動作時の足接地位置が検出できることを確認した。図 9 に歩幅の計測結果を示す。正解値 61cm に対して計測値の平均値は 61.1cm で標準偏差は 2.1cm であった。また、センサからの距離が大きくなるほど、正解値からのばらつきが大きくなる傾向があることが確認された。これは、センサ自体の精度の問題の他、センサ結果の画像化の解像度が不足していることが考えられる。

図 10 に歩隔検出の様子を示す。提案手法によって足接地位置から線形近似を行い、歩隔の算出ができることを確認した。図 11(a)(b) に 2 種類の歩隔計測結果を示す。計測値の平均は、図 11(a) 20.7cm であり、図 11(b) 21.6cm であった。11(a) は遠方からセンサに向かって歩行した結果であり、11(b) はセンサから遠方に向かって歩行した際の結果である。歩隔の定義では左右の踵間の距離であるが、今回の実験では、計測値の差が 0.8cm であったため、踵ではなくつま先でも同様に歩隔を求めることができたと考えられる。しかし、今回は足の開き具合を考慮していない上、距離に応じたプロットを行なっているため同様に求められたことが考えられる。

今回の実験と手法では、直線的に歩行することを前提としているため、算出した直線が足接地位置の中間を通っているが、リハビリを行う患者が必ずしも真っ直ぐに歩行できるとは考えにくいため、近似直線ではなく、近似曲線へ

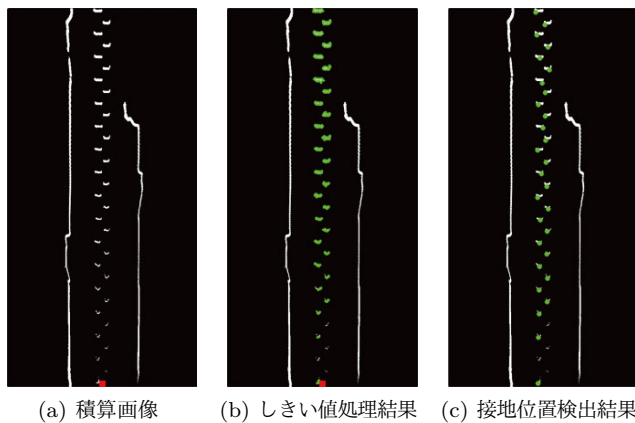


図 8 足接地位置の検出の様子

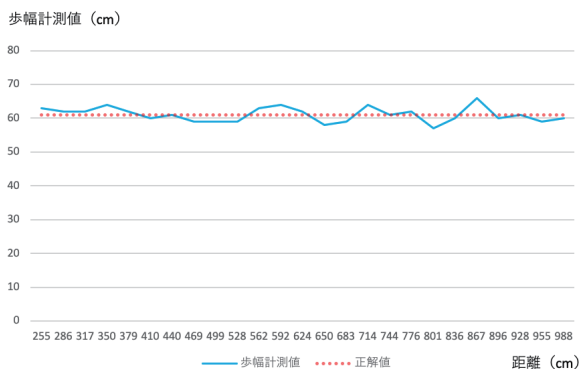


図 9 歩幅計測結果 (正解値 61cm)

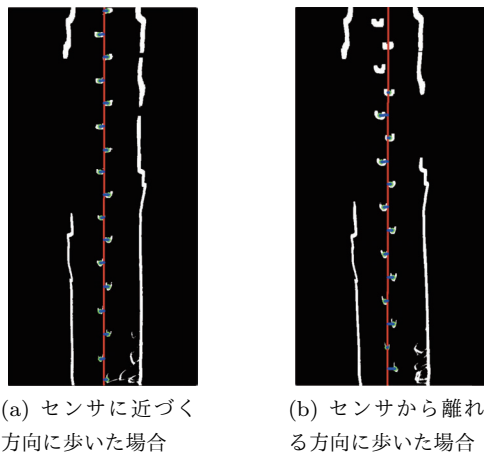


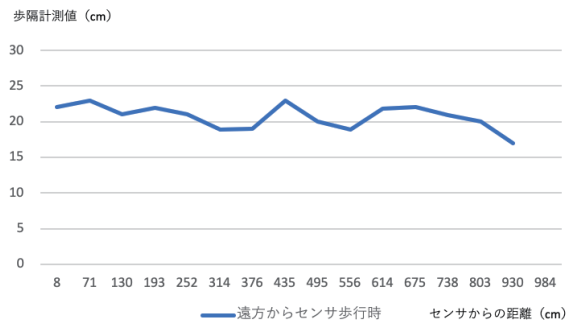
図 10 歩隔検出の様子

と改善が求められる。

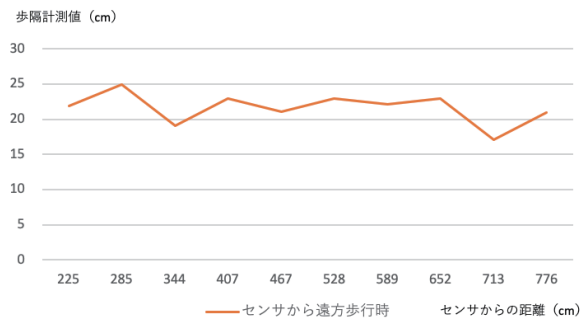
4.2 重心の算出

骨格座標に基づいて身体の重心座標を算出する実験を行った。使用した RGBD カメラは Kinect v1 である。

初めに、様々な姿勢における重心の算出状況の確認を行った。図 12 に実験の算出結果を示す。図 12(a)(b)(c)(d) は左から、被験者の姿勢の写真、正面から見た骨格・重心、横から見た骨格・重心、両足と重心から垂線を下ろした点となっている。Kinect で取得した関節点は水色の玉、算出



(a) センサに近づく方向に歩いた場合



(b) センサから離れる方向に歩いた場合

図 11 歩隔計測値

された重心は赤色の玉で表示している。

図 12 より関節点に基づいて算出された重心位置は、起立姿勢では骨格付近にあり、前傾や右傾など不案内な姿勢の場合には、重心から下ろした垂線は左右の足から離れた位置に存在しており、物理的にも不安定であることが確認できる。以上のことから、関節点に基づいて算出された重心は、実際の重心と近い位置であることが考えられる。

次に、正常な歩行と怪我などで以上のある歩行を重心の移動で識別できるかどうかの実験を行なった。以上のある歩行は足裏に 15cm 程の箱を装着することで擬似的に再現している。図 13, 図 14 に実験結果を示す。正常な歩行では重心の左右方向の移動は左右 5cm 程度であるのに対して、以上のある歩行では左右 10cm 程度と約 2 倍の移動量となっている。また、上下方向の移動も正常な歩行では上下 2cm 程度であるのに対して、異常のある歩行では 4cm 程度とやはり約 2 倍の移動量となっている。

これらの結果から提案手法では、歩行中における歩行情報の取得や外観情報から身体重心を算出することを確認し、実験では正常な歩行と異常な歩行の被験者を数値的に識別することができ、客観的にリハビリの効果を示せることが期待される。

5. まとめ

本稿では、楽しさと効果の実感で歩行リハビリを支援するシステムを開発するため、測域センサと RGBD カメラを用いて歩行情報を取得する手法を開発した。そして、

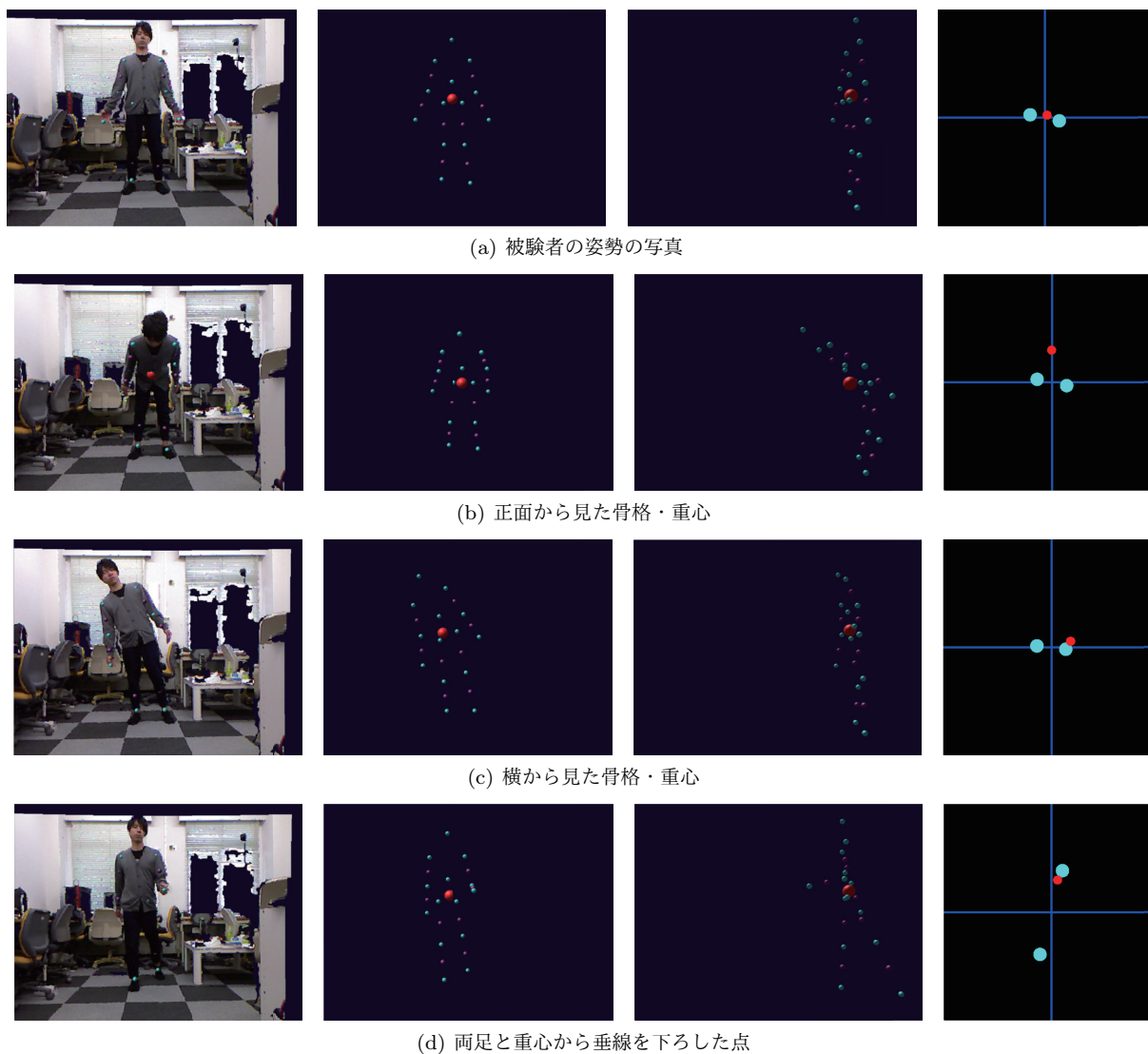


図 12 様々な姿勢における重心の算出

歩行動作中の歩幅、歩隔、姿勢、重心を取得することを実現した。

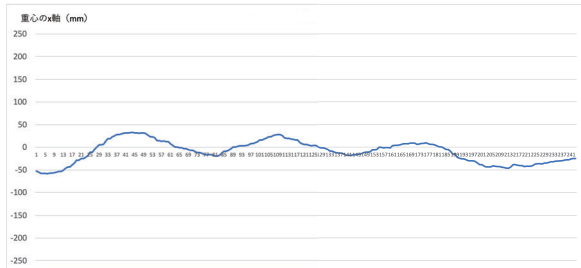
今後は、歩行動作中の足裏圧力計測やその他の歩行情報の取得などシステム実現に必要な他の基礎技術の開発、歩行動作情報の分析と可視化手法の開発を行い、歩行リハビリ支援システムに必要な歩行情報取得システムを完成させていくつもりである。

なお、本研究の一部は大室整形外科（兵庫県姫路市）の支援によって行なった。

参考文献

- [1] 厚生労働省 理学療法士・作業療法士需給分科会 (第3回), 資料1 理学療法士・作業療法士の需給推計について, 入手先 <https://www.mhlw.go.jp/stf/shingi2/0000132674.00001.html> (2020).
- [2] A. D. Gama, P. Fallavollita, V. Teichrieb, N. Navab, Motor Rehabilitation Using Kinect: A Systematic Review, Games for Health Journal, Vol. 4, Issue 2, pp. 123-135 (2015).
- [3] 小林哲平, 三宅美博, 和田義明, 松原正明, 加速度センサを

- 用いた運動力学歩行分析システム-股関節疾患の術後リハビリにおける Walk-Mate 有効性評価への適用-, 計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 5, pp.567-576 (2006).
- [4] 稲垣潤, 春名弘一, 昆恵介, 真田博文, 本郷節之, 歩行におけるエネルギー変換効率の Kinect センサーによる計測, 臨床歩行分析研究会誌, Vol. 5, No.1, pp. 33-40 (2018).
- [5] 松井秀治, 各種姿勢の重心位置に関する研究 :(1) 身体各部の簡易質量計算とその質量比による重心位置の合成, 体育学研究 2: pp. 65-76 (1956).

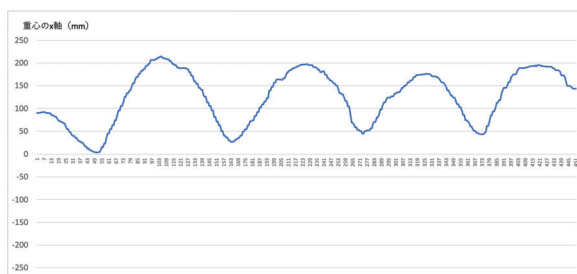


(a) 左右方向



(b) 上下方向

図 13 正常な歩行における重心の移動



(a) 左右方向



(b) 上下方向

図 14 異常な歩行における重心の移動