

歩行映像に基づくリハビリステーション支援システムの開発 Gait Evaluation System for Rehabilitation Sites from Gait Images

平井瑞樹^① 酒井良忠^② 亀山博史^③ 石川治^④ 畑豊^①

Mizuki Hirai Yoshitada Sakai Hiroshi Kameyama Osamu Ishikawa Yuta kaHata

1. はじめに

厚生労働省の調査によると、リハビリ病棟を回復するための病床数は増加している約 80,000 まで 2006 年から 2016 年までの 10 年間で約 2.2 倍[1]。少子高齢化に伴い、リハビリ需要は増加すると予想される。多くの患者は、日常の機能を回復するためにリハビリテーションでウォーキングトレーニングを行っている。効果的に回復するためには、トレーニングの効果を測定する必要がある。

現在、医師や理学療法士によるリハビリテーション診断、あるいは Kinect [2] - [5] のようなセンサの取り付けや評価における歩行訓練の回復効果を測定する方法がある。このセンサを用いる方法は、定量的に評価することができ、回復効果を具体的な数値として評価することが可能である。しかしながら、センサは測定する各部分に取り付けられる必要があり、それは患者に大きな負担をかける。三次元運動解析装置を用いた評価システムもある。これは赤外線反射法を使用している。この赤外線反射法は非接触で測定することができるが、測定には様々な準備が必要であり、多大な労力を要する。

そこで本研究では OpenPose [6] を用いて動画による 3 次元運動解析を行い、リハビリによる回復効果を評価するシステムの開発を目指している。ビデオ計測が可能になれば、自宅でウォーキングビデオを撮り、リハビリによる回復効果を評価することが可能になる。また、本研究では OpenPose で関節を追跡し、各関節の動きの大きさなどに基づいて評価を行う。

本論文では、2 章で使用するデータおよび研究手法について、3 章では 2 章で述べた提案手法における実験及び結果について示し、第 4 章では本研究のまとめと今後の展望について述べる。

2. 方法

リハビリの回復効果の指標となる角速度を映像で抽出する。角度の変化は、股関節（腰から膝まで）と膝関節（膝から足首まで）を求める。このときの $\Delta\theta$ の大きさは、各点を A、B とすると、式 (1) で求めることができる。

$$\Delta\theta = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{BA}(t) \cdot \vec{BA}(t-1)}{|\vec{BA}(t)| \cdot |\vec{BA}(t-1)|}\right) \quad (0 < \theta < 180) \quad \text{式(1)}$$

左右の股関節の動作角度（腰から膝まで）も取得する。右足の各点を A（腰）、B（膝）、左足の各点を C、D する。この時、角度 θ は式 (2) で表される。

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{BA}(t) \cdot \vec{DC}}{|\vec{BA}| \cdot |\vec{DC}|}\right) \quad (0 < \theta < 180) \quad \text{式(2)}$$

3. 実験と結果

今回の実験では 1 人の 25 歳成人男性に様々な足の上げ方をしてもらい評価することにした。

測定データは以下の表 1 に示す。

表 1 測定データ

被検者 A、B の年齢	20 代
被検者 A、B の性別	177cm
被検 A の身長	168 cm
被検 B の身長	177cm
カメラの地上からの高さ	約 50cm
動画の fps	30fps
カメラから被検者までの距離	約 3m
撮影歩数	3 歩程度

成人男性は足を上げる方を変え、角速度の差を測定する。足の上げ方は 3 つの方法とする。左足を引きずるように歩く、いつものように歩く、そして足を大きく上げる。また、この映像は 30 fps で約 3 歩を測定するように設定した。

定常歩行における股関節の角速度のグラフを示す。グラフから読み取ることができる各歩行姿勢の角速度の最大値最小値から p-p 値（最大値・最小値の和）を抽出する。

以下に図 1 股関節の角速度の変化のグラフと表 1、様々な歩行時の股関節の角速度の p-p 値を示す。

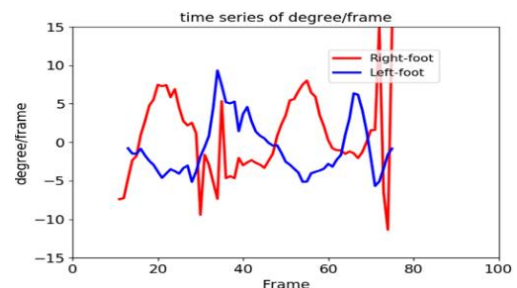


図 1 通常歩行時の股関節の角速度の変化

① University of Hyogo, Japan

② Kobe University, Japan

③ GLORY LTD, Japan

④ Ishikawa Hospital, Japan Hyogo, Japa

表 1. 股関節の角速度の P-P 値

Types of raising methods	Average pp value
Normal walking	10.5
Walking when the left leg is dragged (right foot)	10.8
Walking when the left leg is dragged (left foot)	6.59
Walking when you took a big step	11.9

以下に図 2 膝関節の角速度の変化のグラフと表 2, 様々な歩行時の膝関節の角速度の p-p 値を示す。

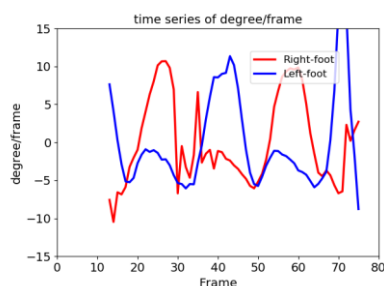


図 2 通常歩行時の膝関節の角速度の変化

表 2. 膝関節の角速度の P-P 値

Types of raising methods	Average pp value
Normal walking	11.1
Walking when the left leg is dragged (right foot)	9.72
Walking when the left leg is dragged (left foot)	10.5
Walking when you took a big step	11.1

股関節の角速度は引きずった左足の角速度がほかの角速度と比べ大きく下回った。また、足を大きく上げた歩行の p-p 値が特に大きくなった。膝関節の各速度はどの歩行姿勢もあまり大きく差はなかった。

また、歩行時の股関節の角度変化を調べた。通常歩行時、左足を引きずった歩行時をそれぞれ図 3、図 4 に示す。

図 3 通常歩行時の股関節の角度変化

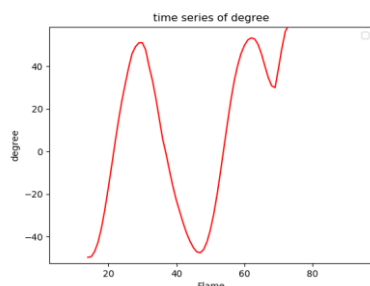
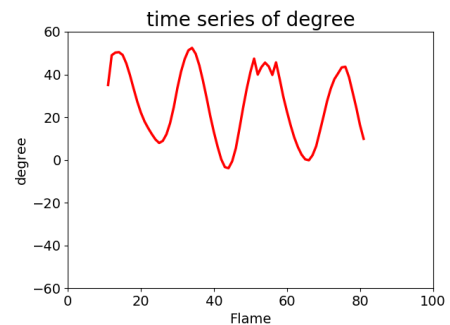


図 4 左足を引きずった時の股関節の角度の変化



通常歩行時はきれいな波のカーブに対し、左足を引きずった時は中心が 0° ではなく、全体的に上に平行移動した形となった。これは、左足が右足を追い越せていないのが原因と考えられる。

4. まとめ

この研究では、成人男性に様々な歩行状態のデータを映像から分析し、座標による変化と角度による変化によって示唆した。

角度による変化の違いにより、特に振幅の大きさの違いと振幅の中心の違いによる左右の足のバランスを視覚化することに成功した。足を引きずると、振幅の中心が 0 から外れる。正常な状態であれば、振幅の中心は 0 に近づく。

今後は、実際の患者を使ってデータを分析し、回復方法を可視化していく。また、評価指標を増やすことで、具体的な評価を確立する。

参考文献

・ 参考文献

[1] 保険局医療課 HP <https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-12404000-Hokenkyoku-Iryouka/0000105860.pdf>

[2] 萬礼応, “追跡対象の状態と運動特性に基づく相関処理を用いた運動・認知機能評価のための歩行計測システム” 慶応大学大学院理工学研究科博士論文, 2016

[3] 安川洵、増田正、” Kinect を用いた歩行計測システム開発のための精度評価” 第 50 回日本理学療法学会大会, 2014

[4] 吉田康行、丸山剛生、今泉一哉 ”健康増進に役立つ身体運動のセンシング技術” 人工知能 31 巻 3 号特集「超高齢化社会と AI-健康増進編」, 2016

[5] 進矢正博、”神経科学や姿勢歩行計測における Kinect の応用例” 日本神経回路学会誌 Vol.23, No3(2016), 98-103

[6] Zhe Cao, Tomas Simon, Shih-En Wei, Yaser Sheikh "Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation using Part Affinity Fields" 2017 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR) pp.1302 - 1310, 2017