

# リハビリテーション支援のための 小型カメラを用いた歩行評価システムの検討

稲垣 潤<sup>†</sup> 春名 弘一<sup>††</sup> 昆 恵介<sup>††</sup> 鈴木 昭弘<sup>†</sup> 竹沢 恵<sup>†</sup> 真田 博文<sup>†</sup>  
<sup>†</sup>北海道科学大学工学部 <sup>††</sup>北海道科学大学保健医療学部

## 1 はじめに

脳血管障害等を原因とする片麻痺者の歩容の特徴として、歩行速度の低下や安定性の欠如等が挙げられる。従って、リハビリテーションの評価では歩幅、速度、ケイデンス（時間あたりの歩数）といったパラメータを計測し、これらを実測基準とすることが有用であるが、これらの測定には手間と時間を要するため、医療関係者の経験や勘といった主観的評価に頼らざるを得ないのが現状である [1]。

本研究では、臨床現場における客観的・定量的リハビリテーション評価の支援を目的として、対象者の補講を汎用カメラで撮影し、その映像から歩容パラメータを簡便に計測・取得するシステムを開発している。本稿では、開発したプロトタイプで歩幅を計測し、実測値と比較した計測精度について検討を行った結果について報告する。

## 2 歩行評価のパラメータ

片麻痺者に対する定量的リハビリテーション評価は歩行パフォーマンスと歩行パターンの観察により行われる。歩行パフォーマンスは歩行の実用性を反映しており、例えば歩行速度が挙げられる。歩行パターンは歩幅および単脚支持時間（歩行過程において片脚で身体を支持している時間）の左右対称性がパラメータとなる。片麻痺者の歩容は歩行速度に大きく影響を受けるため、歩行パフォーマンスと歩行パターンのどちらかではなく、両者を包括的に用いて評価することが重要となる。

これらの評価を行うためには歩幅を検出することが条件となるが、現状では光学式カメラを用いた三次元動作解析装置や足圧分布解析装置、光センサ式歩行評価システムなど高価で大掛かりな機器を用いる必要があり、医療現場での導入が進んでいない。一方、段

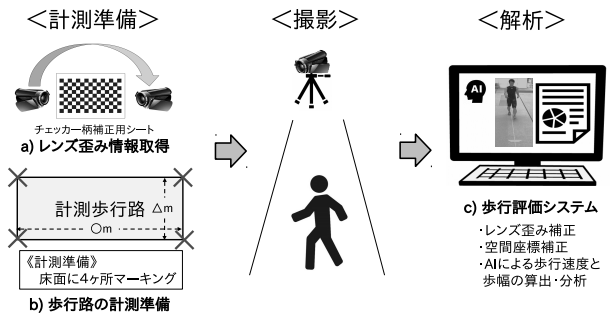


図 1: 提案手法の概要

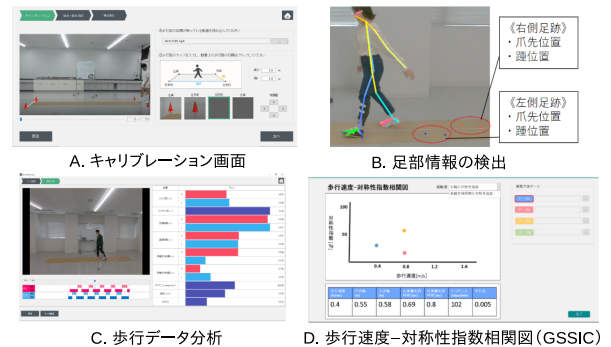


図 2: 画面表示の例

ボールの上を歩行して付いた足跡をメジャーで計測するといった原始的な方法もあるが、手間と時間を要するため、複数回あるいは複数人の歩幅の計測には不向きである。

本研究は、上述の問題を解決するために、汎用的な小型カメラ 1 台で撮影した歩行映像から自動で歩幅を計測するシステムの開発を目標とするものである。

## 3 提案手法とプロトタイプの概要

本研究で開発したプロトタイプの概要について図 1 に示す。はじめに、床面に置いたチェッカー柄のシートを鉛直面上でカメラを回転させながら撮影し、後の補正処理で用いるレンズの歪み情報を取得する。また、歩行路の四隅にマーキングを行うとともに、歩行路の縦横両辺の長さや撮影画像におけるマーカの位置を入力することによりキャリブレーションを行う (図 2 A)。次にカメラで対象者の歩行を撮影すると、レンズの歪みを補正した上で、画像中における踵と爪先の位置を AI で推定・検出し (図 2 B)、それらの情報から歩行

A Prototype of Gait Evaluation System Using a General Purpose Camera for Rehabilitation Support

<sup>†</sup> Jun Inagaki

<sup>††</sup> Hirokazu Haruna

<sup>††</sup> Keisuke Kon

<sup>†</sup> Akihiro Suzuki

<sup>†</sup> Megumi Takezawa

<sup>†</sup> Hirofumi Sanada

Faculty of Engineering, Hokkaido University of Science (<sup>†</sup>)  
 Faculty of Health Sciences, Hokkaido University of Science (<sup>††</sup>)

7-15-4-1, Maeda, Teine-ku, Sapporo 006-8585, Japan

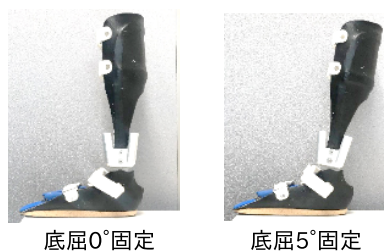


図 3: 測定における短下肢装具 (AFO) の角度設定

路における歩幅を算出する。その他、歩幅と歩行時間から自動的に歩行速度、単脚支持時間、ケイデンスといった歩行に関する各種パラメータを算出・表示することができる(図2C)。さらに、2で述べた歩行パフォーマンスと歩行パターンを包括的に評価するために、歩行速度 - 対称性指数相関図 (GSSIC) を表示する機能を実装している(図2D)。

#### 4 計測実験

本研究で開発したプロトタイプの測定精度を検証するために、10名の健常者(平均年齢 20.7±0.6歳)を対象とした計測実験を行った。本実験では、様々な歩容と歩行速度における計測を行うことを目的として、被験者が左側に短下肢装具(AFO)を装着した異常歩行モデルで計測を行った。試行回数は、1名の被験者に対し、AFOの設定を底屈0度および5度の2種類(図3)、歩行速度をそれぞれの角度設定において0.4m/s、0.6m/s、0.8m/s、1.0m/s、1.2m/sとした計10試行である(総試行回数100回)。また、歩行路は5mとし、被験者は図4のように床面に敷いた巻段ボール上を歩行し、これを真横からカメラで撮影して歩幅を測定する。実測値はこのとき段ボールに付いた足跡をメジャーで測定することにより得る。

1試行ごとの歩幅の平均値について、プロトタイプによる測定値と歩行路の足跡から求めた実測値を比較した結果を図5に示す。プロトタイプによる計測値と実測値の計測誤差の平均値は4.7±11.4mmであった。また、単回帰式  $y = 1.009x + 0.637$  を用いてプロトタイプによる計測値から実測値を予測した場合の寄与率は0.993であり、高い予測精度となった。

#### 5 まとめ

本稿では、小型カメラにより撮影した映像より歩幅を測定可能なシステムのプロトタイプを開発し、実測値との比較実験を行うことにより測定精度について検討した。その結果、臨床への応用可能性を示唆する高い精度を示した。本システムは、従来手作業で行っていた歩幅や速度測定の手間を軽減し、定量的リハビリテーション評価の医療現場への導入を支援・促進可能

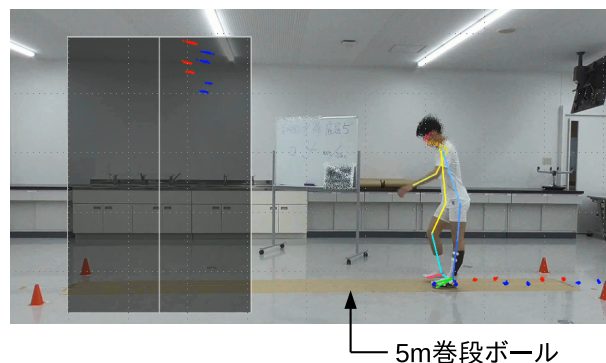


図 4: 実験環境および測定画面

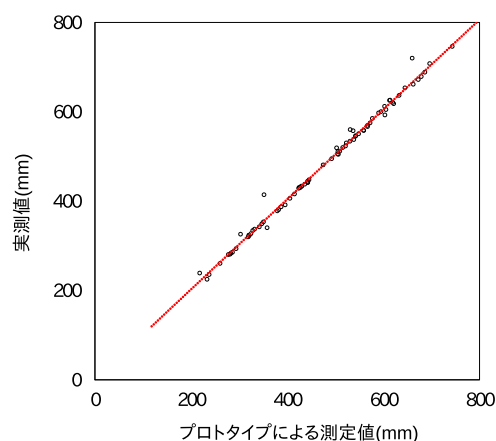


図 5: 測定結果

な点で有用であるといえる。今後は異常歩行モデルではなく、実際の患者を対象とした臨床研究を行う予定である。

#### 謝辞

本研究の一部はJSPS 科研費 JP17K13064 の助成を受けたものである。

#### 参考文献

- [1] 江原義弘, 山本澄子, 臨床歩行計測入門, 医歯薬出版, 2008