

トレッドミル歩行訓練のための支援システムの開発

山田 猛矢¹・田中 利昭²・比嘉 築³

¹ 第一工業大学 情報電子システム工学科

² 鹿児島第一医療リハビリ専門学校 理学療法学科

³ E Cube Factory

Development of a System for Treadmill Gait Training Assistance

Takeshi YAMADA, Toshiaki TANAKA, Kizuku HIGA

The aim of this work is to develop an assistance system which can train a patient with stride constant and facing forward in gait training using a treadmill. Additionally, the aim is also to provide the system as inexpensive as possible. For the aims, OpenCV that is an open source library of image processing, and commercial webcam are used for the system. In this paper, the development of the system for treadmill gait training assistance is described. Further, the survey results and analysis of the experimental data by the system is shown.

Keywords : *treadmill gait training, image analysis, OpenCV*

1. はじめに

超高齢社会となった現在、病気や怪我で足が不自由になった患者が歩行訓練（リハビリテーション）を行う機会が増加している。歩行訓練には、下肢装具を装着するものから歩行補助具（杖、クラッチ、歩行器）を使うものまで様々である。また歩行訓練を行う場所についても、屋外で行う場合もあれば屋内で行う場合もある。

場所については、患者の生活圏内で行うのが最も望ましいが、施設スタッフの数は限られており患者一人一人に対応することは難しい。また屋外での歩行訓練においては、健常者が普段意識しないような小さな傾斜や段差においても転倒の恐れがあり多くの危険と隣り合わせである。そのためほぼ全ての施設で屋内での歩行訓練が行われている。

屋内での歩行訓練には、平行棒を用いた訓練やトレッドミル（図1.1）を用いた訓練がある。平行棒を用いた訓練の場合、平行棒を置くための広いスペース（幅1m×長さ5m程度）が必要であるため、小規模施設では設置数に限界がある。また、長距離の歩行を行うには限ら

れた長さの平行棒を何回も往復しなければならず、一定の速度で長く練習することは困難である。一方、トレッドミルは狭いスペースでも設置でき、一定の速度で長く練習することが可能である。しかしながら単純なその場歩行のため患者のモチベーション維持が難しく、設置されてはいるが十分には活用されていないという問題がある。



図1.1: トレッドミル

足の悪い患者は訓練の際、足元を見がちで歩幅も小

さくなりがちである。実際に行われている訓練においても理学療法士が患者につき添い、「前を向くように」や「歩幅を大きく取るように」との指導が入りながらの訓練となる。また一般の医療機関や施設ではデータを取得するための測定環境がほとんどなく、回復具合は理学療法士それぞれの主観となる。そのため回復具合の判定は人によりまちまちであり曖昧になりやすい。

そこで、理学療法士の指導がなくても自然と前を向き、歩幅も小さくならないような歩行訓練支援システムの開発を目的として本研究を行った。また回復具合においても客観的に捉えられるような歩行データが取得でき、患者が楽しく歩行訓練を行える支援システムの開発を目指した。さらに小規模施設でも利用可能のようにできる限り安価で提供できるよう工夫した。

本論文では、開発した「歩行訓練支援システム」の概要、鹿児島第一医療リハビリ専門学校の学生による実験データの解析およびアンケート調査の結果について報告する。

2. 類似する既存製品

本研究における開発コンセプトと同様の製品にフォースリンク社（オランダ）[2]が開発した歩行評価訓練用トレッドミル（図2.1）がある。これは通常のトレッドミルより走行部が長く、その部分に光を投射し足の踏み出す位置を明示するというものである。これにより患者は足元だけでなく少し前方を見るようになり、歩幅も小さくなりにくくなる。また歩幅や歩調（ピッチ）も測定できるというものである。



図 2.1: 歩行評価訓練用トレッドミル
(フォーリンクス社 Web サイト [2] より)

しかしながら、少し前方を見るようになるものの足元を見ることには変わりなく、通常のトレッドミルより長くなる分、広い設置スペースが必要となる。また通常のトレッドミルに比べて高価（1千万円以上）であり、小規模施設では導入が困難と考えられる。

3. 歩行訓練支援システム

我々は今回、Web カメラを用いてトレッドミル走行部を撮影し、画像処理を行うことで足の位置を検出し、理想的な足の踏み出し位置をトレッドミル前面のモニタに出力する歩行訓練支援システムを開発した。これにより、前を向いた状態でしかも歩幅が小さくなりにくい歩行訓練が可能となる。また市販の機材・資材、オープンソースの画像処理ライブラリを用いることで安価な開発・提供を可能にした。

3.1 ハードウェア部

まずハードウェア部について説明する。使用機器は、トレッドミル、Web カメラ、ノートパソコン（PC）、訓練者用画面出力モニタ、モニタスタンド、Web カメラ接続アームである。まず図 3.1 のように、トレッドミルの前に訓練者用画面出力モニタを取り付けたモニタースタンドを置く。次に図 3.2 のように、モニタースタンドに Web カメラ接続アームを取り付け、その先に Web カメラを取り付ける。図 3.2 において赤丸で囲んだ部分が Web カメラである。Web カメラおよび訓練者用画面出力モニタは PC に接続する。これで機器の設置は完了である。できる限り安価に抑えるため、一般に手に入りやすい機材・資材のみを使用している。トレッドミル（小規模施設でも必ず所有している）とノート PC（これもまた多くの施設で所有している）を除けば以下の通りである。

- Web カメラ（300 万画素: 3,000 円程度）
- 訓練者用画面出力モニタ
(19 インチ: 20,000 円程度)
- モニタスタンド（市販品: 40,000 円程度）
- Web カメラ接続アーム
(L 型マルチアングル等: 5,000 円程度)

よって既存の機器に対して、全体で 7 万円以内の追加投資で本システムが導入可能であり、この価格は他の医療機器と比較すると小規模施設でも導入を検討できる価格である。

3.2 ソフトウェア部

次にソフトウェア部について説明する。機器を設置し歩行訓練を行うと、Web カメラから図 3.3 のような画像が取り込める。この画像を前面の出力モニタに出力する。その際、単に Web カメラからの取得画像を出力するだけではなく、画像解析によって足（白の靴）の位置検出を行い、一般に言われている理想的な歩幅「身長 × 0.37」の位置に長方形のガイドをリアルタイムで



図 3.1: 歩行訓練支援システム



図 3.2: Web カメラ設置部分拡大図

表示する。これが、患者がどこに足を踏み出せばよいかの目安となる。

図 3.4 に今回作成したソフトウェアの出力モニタ用画面（訓練者用画面）を示す。図 3.4において、中央左下付近に見える白い部分が患者の左足である。その上に見えるガイド（緑色の長方形）が足を踏み出す理想的な位置であり、このガイドが画面上部から下部へ下りてくる。そのガイド内に足を入れるように意識しながら訓練を行うことで理想的な歩幅での歩行が可能となる。

このように、前面のモニタに理想的な歩幅の位置を表示することで、足元を見ながら歩行訓練を行ってしまう多くの患者に対し前を向くように促すことができ、また足を踏み出す位置が明確になることで、歩幅が小さくなることを防ぐ。



図 3.3: Web カメラから取り込んだ画像

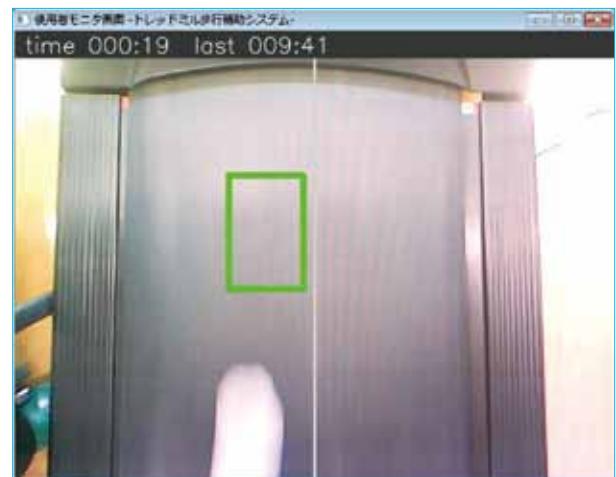


図 3.4: 前面のモニタへ出力する画像

画像処理については、intel 社が開発・公開したオープンソースの画像処理ライブラリ OpenCV[3] を用いる。これにより Web カメラからの画像を解析するプログラムが簡単に制作できる。また OpenCV は BSD ライセンスで配布され商用利用も可能である。このライブラリを用いて画像処理プログラムを作成した。

作成したソフトウェアの検出手法や機能について簡単に説明する。

• 足の位置検出

まず Web カメラからの取得画像（図 3.3）を 8bit でグレースケール化する（図 3.5）。グレースケール化された画像に対し閾値 250 により二値化を施す（図 3.6）。二値画像に対し、トレッドミルの走行部上で白い部分の画素数が閾値 3000 ピクセル（以降、px）以上であれば足と判定する。ただし訓練者は白い靴を履いて訓練を行うという前提である。また閾値 3000px 以上を設けるのは、2 値化の際に通常は黒くなるトレッドミルの走行部が光の反射により白く

なり、足と誤判定される可能性があるからである。



図 3.5: グレースケール化された画像

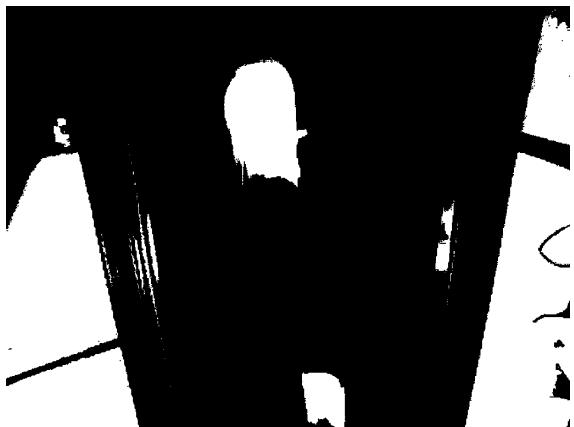


図 3.6: 二値化された画像

• 足の接地判断

理想的な歩幅の位置にガイドを表示するタイミングは、「足が走行部に接地した時」である。足がトレッドミルの走行部に接地したとき、次の足を出すべき理想的な位置にガイドを表示する。同時にそれまで表示されていたガイドは消す。

足が接地したことの判断については、検出した足の位置が画面中で下がることに着目した。走行部から足が離れ足を前に出すとき、画面中において足は画面上方へ移動する。一方、踏み込んだ後は走行部とともに画面下方へ移動する。そこで、一つ前のフレームの足の位置とを比較し、画面中で上がり続けていた足の位置が最初に下がった時点を「足の接地」とした。

• スケールの自動測定

画像処理の際、画面中の 1px が実際の何 cm に相当するかが必要となる。通常、基準となる長さを準備し、それを Web カメラで取り込み解析すること

で 1px 当たりの長さを決定する（キャリブレーション）。それに対し、本システムでは設定ができるだけ簡単にするために、訓練前に入力してもらうトレッドミルの速度（訓練前に入力する内容については後述する）を利用する方法で 1px 当たりの長さを求めた。

その方法は、訓練開始直後に設けられた解析時間を利用し、まず走行部に接地している足が 1 フレーム当たり何 px 移動したかを測定する。次に入力されたトレッドミルの速度から 1 フレーム当たり何 cm 移動するかを計算する。その計算結果と測定した 1 フレーム当たりの移動距離 [px] から 1px 当たりの長さを決定する。ただし、解析時間における 1 フレーム当たりの移動距離測定は 10 回を行いその平均値を取り、訓練開始後も常時平均を取り続ける。

• 理想的な歩幅の位置へのガイド表示

理想的な歩幅の位置へのガイド表示については、訓練前に入力する身長から算出する値を利用する。すなわち、足が走行部に接地したとき、足のつま先から「身長 × 0.37」の位置 (0.37 の値は変更可能) に、次の足のガイドの上辺がくるように表示する。なお歩隔およびガイドの横幅については、個人差が小さいことから固定値とし、縦幅は訓練前入力値 (ガイドの長さ) で決める。一度表示したガイドは、トレッドミルと同じ速度で下方へ移動させる。

ソフトを起動すると、訓練者用画面（図 3.4）がトレッドミル前面のモニタに出力され、ノート PC には訓練補助者用画面（図 3.7）が出力される。訓練補助者用画面において初期設定等を行い訓練を開始する。



図 3.7: 訓練補助者用画面

訓練補助者用画面において「身長」、「歩行速度」は必ず入力しなければならない項目である。ここに入力

された数値を基に理想的な歩幅の位置や実距離 [cm] と画面上での距離 [px] の関係を計算する。

- その他、追加した機能

訓練補助者用画面右側にある各コントロールの機能について簡単に説明する。

- 目標時間

訓練時間を設定する。経過時間および残り時間が画面上部に出力される。

- 理想歩幅

健常者の理想歩幅「身長 × 0.37」について、患者および高齢者に合わせた訓練を可能とするため変更できる。

- 音を鳴らす

理想歩幅の位置に表示されるガイドの上辺 +5cm と下辺 -5cm の間の領域につま先が入ったときに、音を鳴らして訓練者に伝えるフィードバック機能である。

- 中心線の表示

Web カメラを設置する際、目印となる中心線の表示、非表示を選択する。

- ガイドを表示する

ガイドの表示、非表示を選択する。

- ガイドの長さ

ガイドの長さを変更できる。目標となるガイドの長さを適切に調整することで、患者および高齢者に合わせた訓練を可能とする。

- グラフ表示（各種測定機能）

いずれも訓練の結果を定量的に示すものである。

- * 前後のずれ

ガイドの上辺とつま先とのずれ [cm] を 1 ステップ間隔でグラフ表示する機能である（図 3.8）。なお 1 ステップとは、左（右）足が踏み込んでから、次また左（右）足が踏み込むまで（踏み込み周期）である。



図 3.8: 前後のずれ

- * 左右のずれ

ガイドの横方向の中心座標と検出した足の横

幅の中心座標とのずれ [cm] を 1 ステップ間隔でグラフ表示する機能である（図 3.9）。

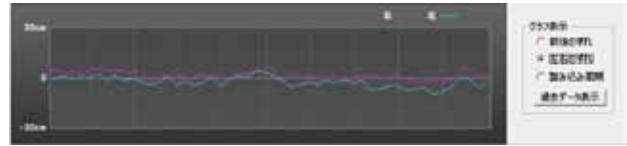


図 3.9: 左右のずれ

- * 踏み込み周期

踏み込み周期を 1 ステップごとに秒単位でグラフ表示する機能である（図 3.10）。

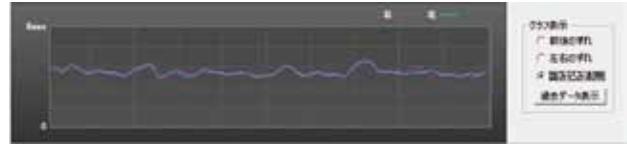


図 3.10: 踏み込み周期

- 過去データ表示

訓練補助者用画面上部の「使用者選択」から登録を行うと、訓練日時およびその時のデータ（各種設定、前後のずれ、左右のずれ、踏み込み周期）が記録され、必要なときに呼び出すことができる（図 3.11）。また過去データ表示画面では、2 つのデータ（例えば 1 週間前と今日）を同時に表示できるので、回復具合の比較が可能となる。さらにデータを CSV 形式のファイルで出力することができるので、Excel 等を用いて自由にデータの加工を行うことができる。

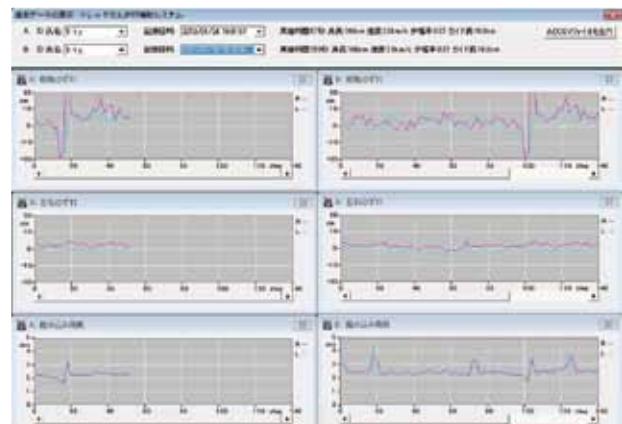


図 3.11: 過去データ表示画面

これらの機能を追加することで、本システムでは単に前を向いて歩行訓練を行うための機能だけでなく、歩行データの取得、解析が可能となる機能も提供する。このデータや解析結果が、訓練者や理学療法士の主觀に頼らず客観的に回復具合の判定を行う評価量となる。

4. 取得データ解析およびアンケート結果

今回開発した「歩行訓練支援システム」を用いて、鹿児島第一医療リハビリ専門学校生の協力のもと、歩行訓練の実験およびアンケートを実施した。



図 4.1: データ取得時の様子

4.1 歩行訓練の実験

- 被験者

被験者は、整形外科的疾患および神経学的疾患のない若年健常者 20 名とし、口頭にて本研究の主旨について説明し同意を得て実験を実施した。

- 実験方法

理想歩幅（ガイドの表示位置）は、通常歩行による一般的な歩幅である「身長 × 0.37」とし、歩行速度は有疾患者を想定し (a) 1.5km/h, (b) 2.0km/h の 2 条件で行った。被験者 20 名を 10 名ずつの 2 組に分け、1 組には (a) を、もう 1 組には (b) の条件で実験を行った。なお (b) の組においては、スケールの自動測定が機能せず、異常な値を記録した 1 名分を除いた 9 名分でデータ処理を行った。またデータ取得に対しては、治療効果判定でよく用いられる A-B-A (有-無-有) 方式 [4] を採用し、

I ガイド表示「有」 → II ガイド表示「無」
→ III ガイド表示「有」

の順序にそれぞれ 1 分間のデータ取得を行った。なお本システムにおける取得可能データは、理想的な歩幅の位置からの「前後のずれ [cm]」、「左右のずれ [cm]」および「踏み込み周期 [s]」の 3 種類であるが、データ取得中に振動による横方向への小さなずれが一部生じたため「前後のずれ」、「踏み込み周期」の 2 種類のデータのみ解析を行う。

以下に取得データの統計量を示す。

(a) 歩行速度 1.5km/h

表 4.1: 左足前後のずれ

	平均値	標準偏差
I	-5.99	1.89
II	-5.02	7.04
III	-4.49	2.19

表 4.2: 右足前後のずれ

	平均値	標準偏差
I	-6.32	1.99
II	-7.01	8.22
III	-6.09	1.86

表 4.3: 左足踏み込み周期

	平均値	標準偏差
I	2.77	0.210
II	2.75	0.358
III	2.82	0.184

表 4.4: 右足踏み込み周期

	平均値	標準偏差
I	2.77	0.209
II	2.75	0.358
III	2.82	0.184

(b) 歩行速度 2.0km/h

表 4.5: 左足前後のずれ

	平均値	標準偏差
I	-3.50	2.74
II	-4.39	7.05
III	-4.21	2.73

表 4.6: 右足前後のずれ

	平均値	標準偏差
I	-3.28	4.44
II	-6.68	9.86
III	-3.86	3.08

表 4.7: 左足踏み込み周期

	平均値	標準偏差
I	2.17	0.146
II	2.16	0.276
III	2.23	0.101

表 4.8: 右足踏み込み周期

	平均値	標準偏差
I	2.16	0.146
II	2.16	0.276
III	2.23	0.0985

「前後のずれ」については、理想的な位置を越えて足を踏み出したとき正の値、届かなかったとき負の値となる。「前後のずれ」に負の値が多いのは、前に足を出そうとする時と踏み込む時とで足の高さが変わることと Web カメラの設置角度によるもので、モニタを見ながら理想的な位置に足を踏み込もうとすると、踏み込んだときに足が届いていない状態となるためである。

このことについては、真上から映した映像のように画像補正することで解決すると考えており、今後改良する予定である。

- 取得データ解析

表 4.1～4.8 において、それぞれの測定項目におけるガイド表示「無」(II) の標準偏差がガイド表示「有」(I, III) に比べ大きな値を取っている。標準偏差の大小は、一定の歩幅、歩調で歩行できているかの判定材料となる。そこで、ガイド表示の有無で分散が等しいか否かを F 検定（等分散の検定）[5]により調べる。

I, II, III の分散を σ_I^2 , σ_{II}^2 , σ_{III}^2 とおき、帰無仮説 H_0 , 対立仮説 H_1 を以下のように設定し、それ 「I と II」, 「II と III」 について F 検定を行う。

$$\begin{aligned} H_0 : \sigma_{II}^2 &= \sigma_i^2 & (i = I, III) \\ H_1 : \sigma_{II}^2 &> \sigma_i^2 & (i = I, III) \end{aligned}$$

表 4.9: 1.5km/h におけるそれぞれの F 値 (p 値)

	I と II	II と III
左足前後のずれ	13.9 (2.83×10^{-4})	10.3 (9.16×10^{-4})
右足前後のずれ	17.0 (1.27×10^{-4})	19.5 (7.19×10^{-5})
左足踏み込み周期	2.90 (6.41×10^{-2})	3.76 (3.07×10^{-2})
右足踏み込み周期	2.94 (6.18×10^{-2})	3.81 (2.96×10^{-2})

表 4.10: 2.0km/h におけるそれぞれの F 値 (p 値)

	I と II	II と III
左足前後のずれ	6.60 (7.53×10^{-3})	6.67 (7.27×10^{-3})
右足前後のずれ	4.94 (1.83×10^{-2})	10.3 (1.74×10^{-3})
左足踏み込み周期	3.59 (4.45×10^{-2})	7.41 (5.18×10^{-3})
右足踏み込み周期	3.57 (4.53×10^{-2})	7.86 (4.28×10^{-3})

表 4.9, 4.10 にそれぞれの F 値と p 値を示す。有意水準を 1% とすると、1.5km/h における「I と II」, 「II と III」 の左・右足前後のずれ、2.0km/h における「I と II」 左足前後のずれ、「II と III」 の全項目で帰無仮説は棄却される。つまりガイド表示「有」に比べガイド表示「無」の方が分散が大きいと言える。

前後のずれにおいては、8 つの F 値のうち 7 つが棄却域に入っている、残りの 1 つ (2.0km/h の右足における「I と II」) も p 値が 1.83×10^{-2} と小さな値を取っている。このことは、ガイド表示「有」で訓練を行った方が一定の歩幅で訓練できることを意味し、本システムが有効であることを示している。

また踏み込み周期においては、2.0km/h の「II と III」 の比較において分散が大きくなるという結果が得られた。それ以外については、仮説が採択されたわけだが、これは健常者によるデータに起因するものと考えられる。

4.2 アンケート結果

次に、訓練後被験者に行ったアンケートの内容および結果を示す。

a. 画面の見やすさはどうですか？

- 見やすい 19
- 見にくい 1

b. 実際の動きと比較して、画面表示の遅れが気になりますか？

- 気になる 9
- 気にならない 11

c. 画面を見て歩行している場合と足元を見て歩行している場合とで違いがありますか？

- 違いはない 8
- 違いがある 12

d. 前問で違いがあると答えた人に質問です。画面を見た方が歩行しやすいですか？

- 歩行しやすい 9
- 歩行しにくい 3

e. ガイドを表示した方が歩幅の調整がしやすいですか？

- 調整しやすい 17
- 調整しにくい 3

「a. 画面の見やすさ」に関しては、19 名が「見やすい」と回答している。このことにより「可能な限り安い機材」で一定の視認性を実現できたと言える。

「b. 画面表示の遅れが気になるか」の問い合わせに対しては 9 名が「気になる」と回答している。これは本システムでは、Web カメラで映像を取得し解析、表示を行うため、表示を行うまでにある程度の処理時間がかかる。そのため画面表示の遅れをわずかながら感じさせると考えられる。これについては処理を軽くするなどの対策が必要である。

「c. 画面を見ての歩行と足元を見ての歩行とで違いがあるか」との質問に対して、「違いはない」 8 名、「違いがある」 12 名となった。また「違いがある」と答えた人のうち 9 名が「歩行しやすい」と回答している。このことから、ガイド表示による訓練は妥当であったと言える。また「歩行しにくい」と回答した 3 名は「e. ガイド表示した方が歩幅の調整がしやすいか」の質問に対しても「調整しにくい」と回答している。3 名に理由を聞くと「ガイドに合わせようとするあまり歩きに

くかった。」とのことであった。しかしながら「e. ガイド表示した方が歩幅の調整がしやすいか」の質問に対し 17 名が「調整しやすい」という回答していることから、施設で利用する価値は十分あるといえる。

5.まとめ

本研究では、トレッドミルで歩行訓練を行う際の支援システムの開発を行い、健常者 20 名に対し歩行データ取得およびアンケート調査を実施した。ソフトウェア部においては、動作を軽くする、理想的な歩幅の位置へ踏み込んだときに現れるずれ等の問題点はあるものの、歩行データの取得、解析、利用が可能なことがわかった。またガイド表示「有」で訓練を行うことで一定の歩幅で訓練できることができ確認でき、本システムの有効性を示すことができた。また利用した学生のアンケート結果や意見では、「ぜひ多くの施設で利用した方がよい」という意見を多く頂いた。今後は施設で実際に利用してもらい、そこで得た意見をシステムに反映させたいと考えている。そうすることで早期回復、歩行障害予防などに役立つ支援システムを安価に提供できると期待される。

謝辞

本研究は、第一工業大学研究開発助成金の支援により実施された。本研究を遂行するにあたり御助言をいただき第一工業大学情報電子システム工学科内村俊二准教授、また実験に参加した鹿児島第一医療リハビリ専門学校生に謝意を表する。

参考文献

- [1] 内山裕一、前田嵩幸，“OpenCV による画像処理を用いた歩行訓練補助システムの開発・研究”，第一工業大学 卒業論文，2011.
- [2] ForceLink B.V.
<http://www.forcelink.nl/> (2013 年 4 月 27 日閲覧)
- [3] OpenCV — OpenCV
<http://opencv.org/> (2013 年 4 月 27 日閲覧)
- [4] 岩本隆茂、川俣甲子夫，“シングル・ケース研究法—新しい実験計画法とその応用”，勁草書房，1990.
- [5] 竹内啓他，“統計学辞典”，東洋経済新報社，1989.