

杖を携えた歩行者の歩行動作分析

井原 熙隆¹ 石田 修平² 松本 拓也² 江草 典政² 馬庭 壯吉² 平川 正人^{1,a)}

受付日 2015年6月27日, 採録日 2016年1月12日

概要: 高齢化あるいは疾患のために自らの足での歩行に不安がある場合, 杖などの歩行補助具に頼ることになる. 歩行動作を正確に獲得することは診療ならびにリハビリテーションプログラムの策定にあたり不可欠であるが, これまでは目視で行われることが多かった. 身体あるいは歩行補助具にセンサを取り付けたり3次元運動解析システムを用いる方法もあるが, できるだけふだんどおりの状態の下で計測できることが望ましい. 本研究では, フロア設置型圧力センサの上を歩行する患者の足ならびに杖の領域を抽出・追跡し, 歩行能力を客観的に把握することを目指したシステムについて述べる. 変形性関節症患者の歩行分析への試行を通して, 獲得された分析データが臨床的特徴と合致することを確認した.

キーワード: 歩行, 杖, 床圧力センサ, 変形性関節症

Analysis of Gait Features while Walking with an Assistive Cane

KIRYU IBARA¹ SHUHEI ISHIDA² TAKUYA MATSUMOTO² NORIMASA EGUSA²
SOKICHI MANIWA² MASAHIRO HIRAKAWA^{1,a)}

Received: June 27, 2015, Accepted: January 12, 2016

Abstract: People who feel nervous about walking due to aging or a disease may use an assistive cane. A task of capturing and analyzing behavior of a person while walking is essential to his/her diagnosis and planning for effective rehabilitation. However, it is performed in most cases by visual inspection. While different approaches of using sensors or a 3D motion capture system toward the precise inspection are available, it is desirable that the person can try to walk without feeling uncomfortable and troublesome. In this paper, we present a system for gait analysis as a method to assess the way the person walks with using a cane on a pressure-sensing floor mat device. Results of an experiment on patients with osteoarthritis show that gait features obtained by the system matches with clinical expertise.

Keywords: gait, cane, pressure sensing floor mat, osteoarthritis

1. はじめに

ユーザインタフェース分野にあって, 近年のエポックメイキングな出来事として Kinect に代表されるジェスチャセンシングデバイスの提供がある. それぞれの研究者が研究組織で長年蓄積してきたジェスチャ認識技術を上回るような優れたツールが広く提供されたことにより, インタ

フェースの中核技術として長らく据えられてきた GUI から脱皮し, 身体動作がインタラクションスタイルとして新たにシステムに取り込まれるようになった. 全身を追跡対象とする Kinect とは別に, 手指に特化してジェスチャの取得を行う Leap Motion などもある.

Kinect や Leap Motion はいずれも机上に設置するタイプであるが, 一方でウェアラブル型のセンシングデバイスも実用化が進行しつつあり, ジェスチャインタフェースの普及を後押ししている. たとえば Logbar 社の Ring や Thalmic Labs 社の Myo などがある.

なお, ジェスチャの対象とする身体部位としては手指を含む上肢に主な注目が集められてきているが, 下肢あるい

¹ 鳥根大学大学院総合理工学研究科
Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering,
Shimane University, Matsue, Shimane 690-8504, Japan

² 鳥根大学医学部附属病院
University Hospital, Shimane University, Izumo, Shimane
693-8501, Japan

a) hirakawa@cis.shimane-u.ac.jp

は足の動きも積極的に活用しようとする試みがある [1]。ただし多くの場合、定位置にとどまった状態での身体動作に注目している。ジェスチャを広義にとらえるとともに、ヒトの行動や生活スタイルを大きく規定する要因が二足歩行にある [2] ということを考えるとき、空間内での移動行為である歩行に着目することはきわめて自然である。歩行動作から抽出した歩行特徴を具体的に応用展開しようとする研究もすでにあり、その1つに個人認証がある [3], [4]。これに加えて、より大きな期待が寄せられている応用がリハビリテーションなどの臨床分野である [5]。

実際に、患者の病状を正確に把握することは診療やリハビリテーションプログラムの策定にあたり不可欠である。一例をあげれば、自分の足での歩行に不安がある患者は歩行補助具に頼ることになるが、そのような場合には足と杖の挙動をともに観察して初めて価値がある。しかしながら既存の取り組みにあつては、身体あるいは歩行補助器具にセンサ装着を求めたり [6]、3次元運動解析システムのような大掛かりな装置を準備したりする [7], [8] 必要があつた。

筆者の1人はこれまでに、マット状のフロア設置型センサ上の複数歩行者の歩行領域の抽出・追跡を行うシステムの開発を行ってきた [9], [10], [11], [12]。本研究ではリハビリテーションへの応用を強く意識し、T字杖を携えて歩行する患者について、左右の足領域とともに杖領域をそれぞれ個別に識別・追跡する手法を提案する。それぞれの接地領域の空間的・時間的荷重変化や接地・離地のタイミングなどを分析することで、歩行に際して杖にどの程度依存しているか、すなわち機能障害の程度や治療経過の具合を客観的かつ正確に把握できるようにする。

接地領域の切り出しにあつては Fast Level Set Method を用いることを提案する。切り出した領域が足（左右）と杖のいずれに対応するものかを判別するために、SURF と bag-of-features を用いた特徴量記述ならびに k-Nearest Neighbor を用いた分類を試みる。

評価実験にあつては変形性膝関節症の患者を対象とする。その理由として、変形性膝関節症を患っている人は、自覚症状を有する患者数に限っても約 1,000 万人といわれている事実がある [13]。重症になると痛みや可動域制限などによって起立歩行が障害され、食事・更衣・入浴などといった、日常生活を営むうえで不可欠な基本動作（Activities of Daily Living : ADL）への対応力や生活の質（Quality of Life : QOL）が著しく低下する。なお、同疾患に対しては人工関節置換術が有効であるが、術後は年齢や体力などを考慮しながら個人に見合ったリハビリテーションを可能にし、できるだけ早い社会復帰を実現するような技術の確立が強く求められている。提案するシステムの実用性が確認できれば恩恵は小さくない。

以降、2章では関連研究について整理する。筆者らがこれまでに取り組んできた試みについても紹介する。3章で

は Fast Level Set Method を用いた接地領域の切り出しについて提案した後、足と杖を識別するための手法を4章で議論する。ケーススタディとして、提案手法を適用し、変形性膝関節症患者を対象に行った歩行分析結果を5章で紹介する。最後に6章で本論文のまとめを行う。

2. 関連研究

2.1 歩行動作の獲得

人間の歩行動作の取得にあつては、身体にセンサを装着する身体装着型、靴などの履物自体にセンサを組み込む靴装具型、カメラを用いて非接触で動作を捕捉する空間設置型、床面にセンサを敷くフロア設置型といった手法があげられる [14], [15]。

身体装着型の例としては文献 [16], [17] などがある。文献 [16] はセンサを下肢に装着し、高齢者の転倒予測を目指している。一方、文献 [17] は8つの関節の動きを取得できるようなスーツ型センシングシステム IGOD を提案し、歩行動作の分析に挑んでいる。また近年では、優れたセンサを搭載するスマートフォンなどを歩行動作分析に用いる提案が増えている [18], [19]。MicroStone 社の歩行バランスチェッカーやオムロン社のウォークスキャンなどといった製品もある。

靴装具型も身体装着型と同様に多数の試みがある。靴底にインソール型の圧力センサを用いる研究 [4], [20], [21], [22] のほか、靴の上部に主にモーションセンサを装着するアプローチ [23], [24] もある。靴部の重量が増すほか、インソール型にあつては靴の中にシート状のセンサを挿入するための違和感を感じることもある。

空間設置型にあつては、VICON に代表される3次元運動解析（モーションキャプチャ）システムが用いられることが多い [7], [8]。そのようなシステムは対象とする部位の3次元位置をきわめて高精度で追跡できるが、被験者は身体にマーカの装着が求められるほか、比較的広い空間を用意する必要がある。最近では深度センサを備えたカメラ（たとえば Kinect）を用いるアイデアも提案されている [3]。

上述した3つの類型においては、多少なりとも対象者にセンサや特別な道具の装着が課される。これに対してフロア設置型のアプローチでは利用者に余計な注意を向けさせることがないという点で優位性がある。具体的な試みとして文献 [25], [26], [27] がある。筆者らの研究 [9], [10], [11], [12] もフロア設置型に属する。

ところで、上記の試みはいずれも自足歩行を想定しているが、杖を携えた状態での歩行者の下肢動作に着目する研究が医学分野を中心に実施されてきている。たとえば文献 [7], [8] では3次元運動解析システムとフロア設置型センサを組み合わせた歩行動作解析を実現している。関節角度や関節モーメント、杖にかかる最大荷重などの推定が達成されている。また石間らは、歩行中の支持基底面を拡大



図 1 フロア設置型センサ (4 枚結合)

Fig. 1 Weight-sensing floor mat devices (combination of 4 units).

することで姿勢の安定した歩行を促す杖を新規に開発し、その効果を確認するための評価実験について報告している [6]. 身体に 3 軸加速度センサを装着し、体幹の揺れに注目しているが、杖に加えらるる力については取得されない。杖に圧力センサを取り付けて荷重を直接測定し、運動学習に供しようとする試みもあるが [28], [29], 本研究のように杖にかかる荷重の経時的変化を観察し、足部にかかる荷重とのバランスを分析しようとするアイデアは少ない。足と杖の両方を観察する試みに文献 [30] があるが、床反力計と 3 次元運動解析システムのほかに、杖にはセンサが別途装着されるなど、実験環境が大がかりである。センサは小型・軽量化が進んできているが、それでもセンサ類の装着がいっさい必要ないフロア設置型センサを使った歩行動作分析は、自然な歩行が計測できるという利点がある。

2.2 筆者らの従来の取り組みと本研究の目標

筆者らはフロア設置型センサを用い、移動時の歩行動作特徴に注目した対話型システムの開発に取り組んできている。研究に使用するフロア設置型センサを図 1 に示す。シロク社の LL センサと呼ばれる製品で、60 cm 四方のセンシング領域を有している。縦横方向に 1 cm 間隔で圧力センサユニットが埋設されており、それぞれ 256 段階の圧力値を獲得することができる。特徴的な点として、LL センサを最大で 24 枚組み合わせることができ、より大きな歩行領域を確保することも可能である。

ところで歩行時の足動作にあつては、踵接地からはじまり、次第に足全体が接地し、そして最後につま先が離地するといった一連の動作からなる。また靴には多くの種類が存在し、材質や形状がそれぞれ異なる。必然的に、センサ上を歩行する人の足圧分布は、歩行状態ならびに使用される靴によって時間的・空間的に大きく変化する。1 つの領域が 1 つの足と限定することはできず、複数の領域のうちのどれがまとまった 1 つの足領域かを識別する必要がある。

筆者らはまず、靴の圧力分布をあらかじめモデル画像として与え、これにフロア設置型センサからの圧力分布を入力画像とする 2 次元連続ダイナミックプログラミングを用いる手法を提案した [9]. モデル画像を取得する際に、歩行者は事前にセンサ上で直立静止することが求められる。このような制約を取り払い、実用的に足領域を検出・追跡することができるように、パーティクルフィルタを用いることを次に提案した [10]. 検出領域内にある左右の足領域

を同時かつ別々に検出・追跡することを可能にした。パーティクルフィルタの実行にあつての尤度やノイズなどの変数をチューニングすることで、靴の踵部分の構造いかんでは別々に現れる足領域を同一領域として検出することが可能になっている。また、複数人が同時に歩行しても各人の足領域ペアを判別することを実現した [11].

提案した手法をインバースキネマティクスと組み合わせることで下肢関節の角度を求め、下肢姿勢を推定することを実現した [10] ほか、利用者の身体特性 (身長) に合わせて操作ボタンなどの表示位置を変更するようなデジタルサインネージ [9], 感情推定 [12] への応用可能性を示した。

しかしながら、これまでは正常な二足歩行を想定して研究を進めてきた。杖が手放せない歩行者の場合、杖は身体 (足) の一部であり、足と杖の挙動を同時かつ個別にとらえることが重要である。アニメ社のウォーク Way や ProtoKinetics 社の Zeno Walkway などといった商用の歩行分析システムもあり、杖の接地時圧力値を計測することは可能であるが、杖領域は足領域と同等の分析対象とはなっていない。たとえば Zeno Walkway では、足部については踵骨や足先の接地位置なども求められるが、足以外の接地物である杖について取得されるのは圧力値、面積 (センサ数)、圧力中心の移動速度、圧力中心と推定質量中心の間の距離差にとどまっている。それぞれの足と杖の 3 つを分け隔てすることなく、それらの接地領域の時間的・空間的な特徴について注目する必要がある。

以降では、足と杖の接地領域を検出・追跡し、また識別する手法について述べる。

3. Fast Level Set Method を用いた領域検出と追跡

3.1 歩行領域の検出と追跡

歩行時の特徴の 1 つとして、高齢になるにつれて歩幅が減少することが分かっている。文献 [31] によれば、65~69 歳男性の平均歩幅は 67 cm であるが、80 歳を超えた男性の場合は 51 cm、女性については 65~69 歳で 59 cm、80 歳以上では 44 cm と報告されている。加えて、膝や股関節の痛み、腰痛などの症状が生じて歩行が困難になると、歩行バランスを含め、健常者とは異なる歩行特徴が現れる。実際にそのような症状の人の歩行データを、パーティクルフィルタを用いて足領域を区別させたところ、左右の足が健常者に比べて接近していたために、それらを同一足領域として検出してしまふ事態が見受けられた。一例を図 2 に示す。両足が接近した場合にも対応できるように領域検出メカニズムを見直すことが必要となっている。

その対応策として Fast Level Set Method の導入を試みる。Fast Level Set Method の元モデルである Level Set Method は Osher や Sethian らによって提案された動的輪郭モデルの 1 つであり [32], [33], 検出対象空間より 1 つ次

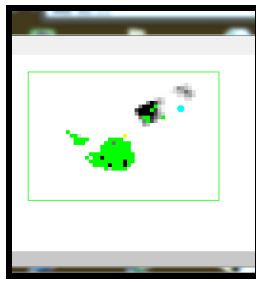


図 2 左右の足領域が接近した歩行の例
 Fig. 2 An example of closely positioned footsteps.

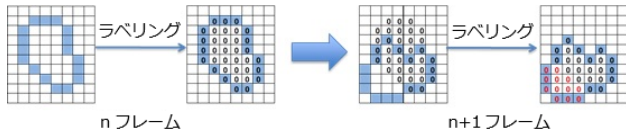


図 3 時系列変化する領域のラベリング
 Fig. 3 Labeling of footprint regions in time series data.

元の高い空間を設定し、その次元での補助関数の断面（ゼロ等高面）を検出すべき物体の境界ととらえる。境界を直接的に移動する代わりに、補助関数の形状を変更し、そのゼロ等高面を次々に検出することで境界形状を制御する。物体の結合や分離が発生しても柔軟に対応できることが特徴となっており、移動物体の追跡や 3 次元幾何形状モデリングなどの幅広い应用到に用いられている。

具体的には、用意した適当な閉曲線の境界が 0、その内側は負、外側は正とする符号付き距離場を設定する。次にすべてのグリッドにおいて成長速度を計算する。補助関数を更新した後、その値が 0 となる位置を検出すれば、そこが足または杖の領域の境界となる。なお、更新とともに誤差が積算されていくため、一定回数の更新後には、グリッドごとに補助関数の値を再計算する再初期化と呼ばれる処理が必要である。成長速度計算から再初期化までの作業を、補助関数値の変化量が一定未満になるか、ループ回数が設定していた回数に達するまで繰り返す。

なお、この処理は単純には多くの計算量を必要とするため、倉爪らが提案した Fast Level Set Method [34] の手法を用いる。通常の Level Set Method とは異なり Narrow Band と呼ばれるバンド幅を設定し、その距離に応じて参照マップをあらかじめ作成する。参照マップ内の距離に応じて成長速度を上書きし、再初期化に必要な計算コストを抑えている。本研究では Narrow Band の幅は 5 とする。

領域の決定後は同一の足にかかる領域を継続して追跡する。歩行移動にともなう圧力分布変化は急激な空間的飛躍はないものと仮定できることから、図 3 に示すように、時刻的に隣り合うフレーム間で共通する座標を有する領域どうしに同一ラベルを割り振ることで領域追跡を実現している。

関連して、歩行にあっては、踵が接地してからつま先が

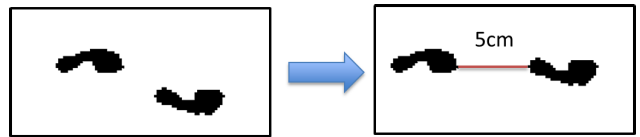


図 4 歩行データの加工
 Fig. 4 Processing of footprint data.

表 1 パーティクルフィルタによる判別結果

Table 1 Results of a footprint separation experiment with particle filter.

両足間隔	歩行者 A	歩行者 B	歩行者 C
1cm	0	0	0
2cm	0	0	0
3cm	0	0	0
4cm	0	0	0
5cm	0	0	0
6cm	1	1	3
7cm	3	2	1
8cm	0	3	3
9cm	1	3	3
10cm	2	3	3

離れるまでの立脚期があり、それに続いて地面から足が離れている遊脚期が現れ、これが繰り返される。また、それぞれの足は交互に接地する。これらのことをふまえて左右の足の判別を実現している。

3.2 予備実験

3.2.1 対象および方法

左右の足領域が接近した場合に、それらを 1 つの足領域と見なしてしまうという問題に対し、Fast Level Set Method がパーティクルフィルタと比べ、足領域の接近時の分離パフォーマンスがどのように改善されるかを調べるための予備実験を行う。

予備実験にあたっては、健常者 3 名に裸足で、かつ杖なしで歩行するように依頼し、2 歩分のデータを取得する。座標点すべてからなる最大領域を足領域として抜き出した後、それら左右の足領域を、両者の距離が 1 cm から始めて 10 cm となるまで 1 cm 刻みで一直線上になるように再配置した 10 種類のテスト用画像を生成する。図 4 は距離 5 cm としたときの例である。このようにして用意したデータにパーティクルフィルタならびに Fast Level Set Method をそれぞれ適用した実験を 3 回行い、その結果を比較する。

3.2.2 結果と考察

パーティクルフィルタを用いた場合の判別結果を表 1 に、Fast Level Set Method を用いた場合の結果を表 2 にそれぞれ示す。表中の数字は 3 回の試行のうち両足の切り分けが成功した回数を表している。

表 2 Fast Level Set Method による判別結果

Table 2 Results of a footstep separation experiment with Fast Level Set Method.

両足間隔	歩行者 A	歩行者 B	歩行者 C
1cm	1	3	3
2cm	2	3	3
3cm	3	3	3
4cm	3	3	3
5cm	3	3	3
6cm	3	3	3
7cm	3	3	3
8cm	3	3	3
9cm	3	3	3
10cm	3	3	3

これらの結果が示すとおり，パーティクルフィルタの場合，歩行者 A については安定的な検出ができていないが，歩行者 B と C については両足間に 8 cm 以上の距離があれば正しく検出することができている．一方，Fast Level Set Method では，歩行者 A の場合は 3 cm，歩行者 B と C では 1 cm 以上の距離があれば，それぞれの足領域を区別することに成功している．

ここで，本研究の実験にあたって想定する変形性膝関節症の患者については，健常者に比べて左右の足の距離がさらに接近する可能性がある．文献 [35] において，変形性膝関節症患者の歩行分析が報告されているが，歩幅については，患側で 50.29 ± 11.0 cm，健側で 49.48 ± 9.59 cm とされている．そのため歩幅として $50.29 - 11.0 = 39.29$ cm を見込む．なお，ここでの被験者の年齢は 67.0 ± 19.7 歳であり，文献 [36] によれば 65~69 歳の女性の平均足長は 22.44 cm とされている．結果として左右の足の間隔は $(39.29 - 22.44) = 16.85$ cm となるため，3 cm の判別性能を有する Fast Level Set Method は実用上十分であると判断した．

3.3 本実験

3.3.1 対象および方法

続いて，実際の患者が実際に杖歩行したときの圧力分布データに Fast Level Set Method を適用し，足ならびに杖の接地領域の検出・追跡が可能かどうか評価実験を行った．検出・追跡が可能とは，個々の足と杖の領域が正しく切り分けられ，その判定が足と杖のそれぞれが接地してから離れるまで維持できていることとする．

被験者は著者の所属する大学附属病院を受診している変形性膝関節症患者 5 名で，手術前の状態にあり，すべて女性である．1 名が左変形性膝関節症を患い，残りの両側変形性膝関節症 4 名のうち 1 名は 1 年前に左人工膝関節全置換術を受けている．年齢，身長，体重の平均値ならびに標

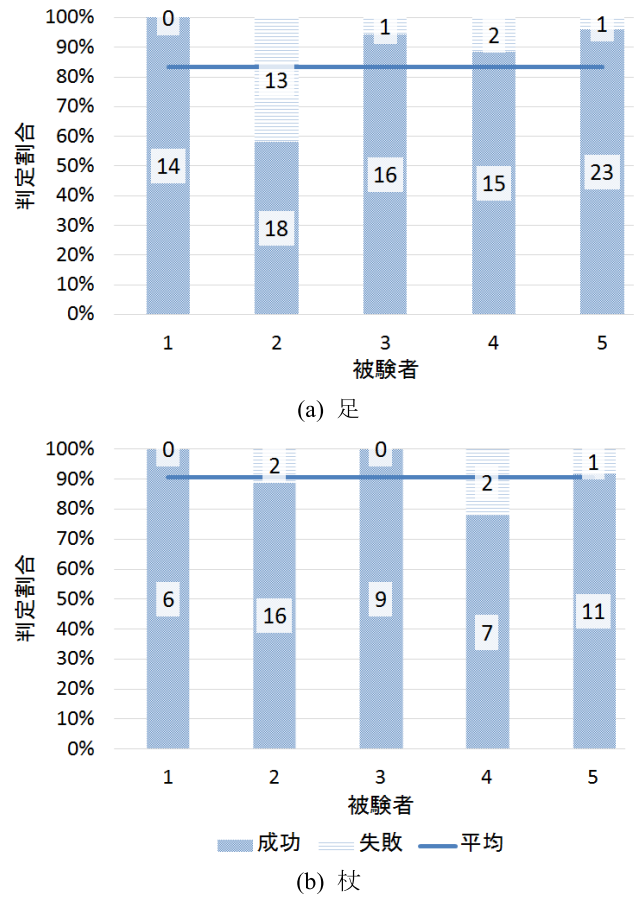


図 5 領域検出・追跡の実験結果

Fig. 5 Results of footstep detection and tracking experiment.

準偏差はそれぞれ年齢 73.8 ± 3.5 歳，身長 142.0 ± 8.2 cm，体重 50.0 ± 3.7 kg である．

フロア設置型センサを 4 枚連結し， $600 \times 2,400$ mm の歩行領域を用意した．被験者には杖を携えたうえで，ふだんと変わることなく歩行するように依頼し，各人 3 回の歩行データを取得した．履物の有無についても，被験者にできる限り違和感や緊張感を感じさせることなくデータ取得できるように，実施者側で強要せず被験者の自由選択とした．結果として被験者 5 名のうち，裸足は 2 名，踵とつま先が離れていない各自の履物を履いた被験者が 3 名であった．なお足部はアーチ構造を有しており，中足部の足裏が浮いたハイアーチと呼ばれる状態を呈する場合もあるが [37]，ここでの裸足の被験者は全員正常であった．また，センサの歩行領域からはみ出した足あるいは杖のデータは評価対象から除外する．

実験にあたっては，所属機関の医の倫理委員会の承認ならびに対象者自身からのインフォームドコンセントを得た後，実施した．

3.3.2 結果と考察

得られた評価実験結果を図 5 に示す．グラフの棒の内側に記した数字は判定に成功あるいは失敗した事例の回数を示し，横軸は被験者，縦軸は割合である．足の検出・追跡

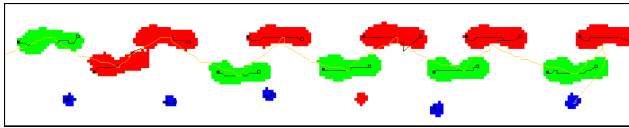


図 6 歩幅の狭い被験者の歩行パターン例 (被験者 2)

Fig. 6 A footstep pattern of the subject taking a short step length.

については接地回数が 5 名の合計で 103 回、成功したのはそのうちの 86 回で 83.5%であった。杖に関しては接地回数 54 回のうち成功回数が 49 回であり、90.7%の成功割合となった。

足の検出・追跡に失敗した事例 17 回のうち、左右の足が想定よりも接近し、それらが 1 つの足と誤認されたことが原因であったのが 13 回と多数を占めた。この事例は特に被験者 2 に見受けられた。これについての歩行パターンを図 6 に示す。同被験者は両側変形性膝関節症の患者であり、履物を着用していた。その他、足の追跡に失敗した事例が 1 回、領域の分割に失敗した事例が 2 回、足底の踵とつま先を別々に検出した事例が 1 回であった。被験者 2 に次いで成功率が高くなかった被験者 4 は、被験者 2 とは異なり裸足での歩行であった。また残りの 3 名については、裸足 1 名、履物 2 名であるが、成功率に顕著な違いは見られず、履物の有無は成功率に違いを生む大きな要因にはなっていないと判断される。

また杖については、足と統合して検出された事例が 2 回、杖の追跡に失敗した事例が 1 回、領域の大きさが十分ではなく検出できなかった事例が 2 回あった。

今後は Fast Level Set Method のパラメータチューニングをはじめ、領域検出・追跡能力の改善への対応が求められる。抽出された内容を手動で変更できる機能を追加することも実用面からは検討する必要がある。

4. 領域識別

4.1 足および杖領域の識別手法

足圧分布データから接地領域の切り出しに続き、それらが足または杖のいずれに該当するかを分類する必要がある。ここでは文献 [38] を参考に、SURF と bag-of-features モデルの組合せにより特徴量を表現し、k-Nearest Neighbor を用いた分類について述べる。

まず SURF は物体認識や特徴点追跡などといったコンピュータビジョンの分野で広く用いられている技術である。それは SIFT と同様、画像中の局所特徴に注目した特徴記述を行うため、画像の回転、スケール変化、照明変化に強く、歩行者の進入方向や足の大きさの違いに柔軟に対応することができる。さらに、SURF は Box フィルタと integral image の手法を適用することで、SIFT の欠点とされた処理コストの問題を克服している。

bag-of-features は bag-of-words という文書分類手法を画

像に応用したもので、これによって SURF で求められた局所特徴を 1 つの特徴ベクトルに表現する。具体的な手順は次のとおりである。まず、それぞれの学習画像から SURF を用いて局所特徴を抽出する。それらの局所特徴を k-means によって k 個にクラスタリングする。クラスタの中心となる特徴ベクトルが visual words と呼ばれるものである。そして画像中の各局所特徴について、k 個の visual words のうちで最も近いものに投票することで、出現回数のヒストグラムが得られる。これを当該画像の特徴ベクトルとする。k の値で特徴ベクトルの次元を制御することができる。

分類器については、SVM が優れた認識性能を持ったものとして広く知られているが、データ分布のいかにかわらず平均的な性能を発揮し、ベースラインとしての信頼性がある Nearest Neighbor を用いて実験を行う。ここで類似度の算出にあたってはヒストグラムインターセクションを用いている。

システム実装にあたり、SURF 特徴の抽出にはオープンソースのコンピュータビジョンライブラリである OpenCV を用いた。フロア設置型センサから取り込まれる圧力データは 0~255 段階の値をとるため、それらをグレースケール画像ととらえて処理を行う。また、足または杖が床面から離れて追跡領域が消失したタイミングで識別を行う。

4.2 評価実験

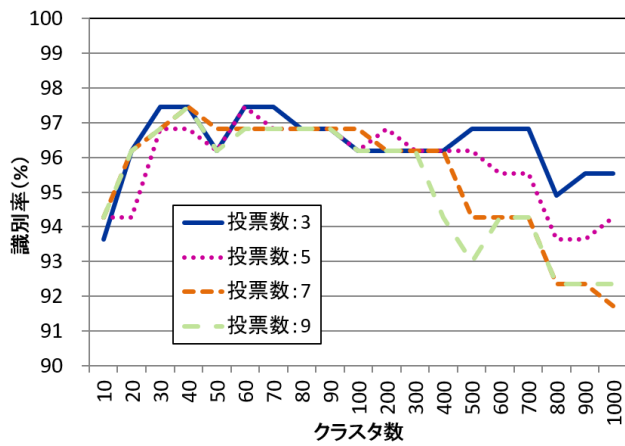
4.2.1 対象および方法

テスト用データには、3.3.1 項で述べた変形性膝関節症患者 5 名のデータのうち、領域が足または杖と正しく検出されたものを対象とした。学習用データには変形性膝関節症以外の患者の歩行データを使用する。その理由として、今回は変形性膝関節症の患者データが十分に確保できていないことに加え、足は山なりのアーチ構造を有するとともに形状は杖底に比べて単純でなく、さらには足にかかる最大荷重は平均で体重の 97.6% (健側) あるいは 89.7% (患側) に対し、杖については 12.7% と顕著な差があることが片麻痺患者の場合であるが報告されており [30]、足と杖の特徴量の違いは疾患による違いを上回るとの想定による。学習データの数は足および杖の両方とも 50 個とした。

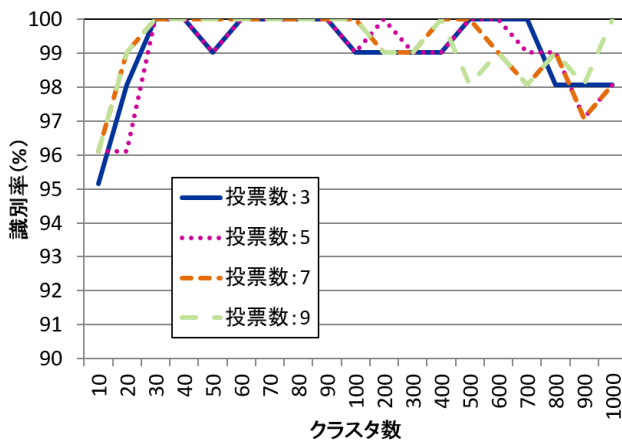
bag-of-features でのベクトル量子化におけるクラスタ数は 10 から 10 刻みで 100 まで、さらに 100 からは 100 刻みで 1,000 まで変化させた。一般的な画像の識別の場合と比べて今回の識別対象は足および杖に限定しており、局所特徴数はそれほど多くないとの判断による。k-Nearest Neighbor の投票数 k は 3 から 9 までの奇数とした。

4.2.2 結果と考察

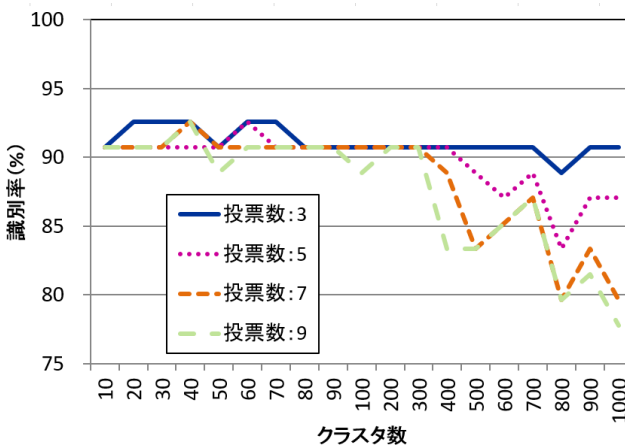
識別結果を図 7 に示す。縦軸は識別率 (%), 横軸はクラスタ数である。足ならびに杖を合わせた全体の識別率は図 7(a) に示すとおり、最も高い組合せで 97.5%であった。



(a) 全体 (足および杖)



(b) 足



(c) 杖

図 7 歩行領域の分類実験結果

Fig. 7 Results of a pattern classification experiment.

そのときのクラスタ数は 30 から 70 の範囲内にあり、一方で投票数の違いは大きな差にはなっていない。クラスタ数が大きくなるにつれて識別率が徐々に低下し、また投票数の違いが結果に差を生じている。有効な特徴点の数が限定的であるということを示唆する結果となっている。

足ならびに杖のそれぞれに着目して識別率をみたときの

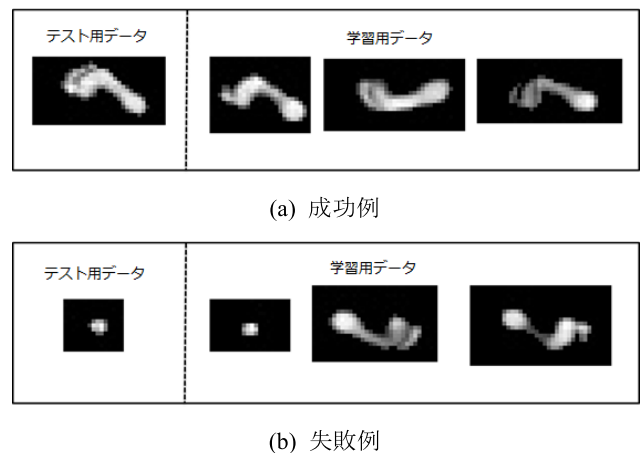


図 8 分類結果の例

Fig. 8 Examples of classification result.

実験結果が図 7 (b), (c) である。足については、クラスタ数が 30 から 90 の範囲内で、一部の例外はあるものの、ほぼ 100% の識別率を達成している。一方で杖については最も高い識別率でも 92.6% にとどまっている。足の識別率の高さは、足圧の形状や圧力分布は個人差もあるが、類似点が多くあることがその理由に考えられる。杖に関して識別に失敗した事例の多くでは、杖の形状と圧力分布が踵のそれらと類似していたため、杖領域が足の踵の部分と誤判定されている。成功例および失敗例を図 8 に示す。図中には、テスト用データに対し、学習用データのうちから対応するものとして選出された 3 つを掲げている。

T 字杖のみを対象とする場合には単純に領域の大きさに着目することで識別も可能と考えられるが、将来的には多脚型杖の使用に加え、個人に最適な杖の足数や形状を歩行時の足圧変化に基づいて客観的にデザインすることを視野に入れており、そのため上述したような画像特徴抽出および分類手法を導入した。今後は Nearest Neighbor に替えて SVM を使った識別能力についても検討する必要があるだろう。

5. 変形性膝関節症患者の歩行分析への試行

これまでに説明した機能を用いて切り出した足および杖の領域に対し、圧力分布の時空間的特徴を分析し、結果を可視化する歩行分析システムを実装した。図 9 は両側変形性膝関節症（ただし、左膝は 1 年前に人工膝関節全置換術を施行）患者の術前の歩行動作分析結果の一例である。上部には足および杖の領域をそれぞれ色分けして可視化するとともに、右足および左足それぞれの重心の移動軌跡、身体全体の重心の移動軌跡を表示している。図の下部グラフは右足（赤色）、左足（緑色）、杖（青色）の領域別の圧力変化を表している。

分析結果から、患者の歩幅は順番に 24.5 cm, 35.9 cm, 25.5 cm, 34.5 cm, 27.4 cm, 32.1 cm, 24.3 cm となってお

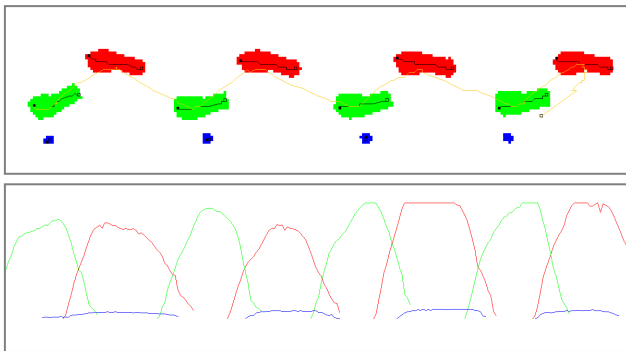


図 9 歩行分析への適用例
Fig. 9 A case study of gait analysis.

り、左右差が生じ、患側下肢の歩幅は短くなっていることが明らかである。一方で歩隔については 10.1 cm, 10.5 cm, 12.0 cm, 11.7 cm, 12.0 cm, 12.1 cm, 9.4 cm であり、顕著な差は見られなかった。荷重については、足単位では左右で大きな差は見取れないが、患側での立脚時間が健側に比べて長くなっている。健側下肢の遊脚期が時間的に長めになっていることからそれが分かる。痛みを和らげるために歩行動作が緩慢になり、同時に杖に頼った歩行になっていると考えられる。実際に全体の重心が杖寄りになっていることが見て取れる。さらには、杖への依存の度合いは単脚支持期の割合から推定できるとの報告がある [30]。本分析において観測された割合は 11.1% であり、同文献にあげられた 9.8% という割合に近い値となっており、杖に頼った歩行状況にあることを裏付けている。

このように杖への荷重が可視化できていることで、術後にあっては早期のバランス状態（杖に大きく依存する状態）から安定期のバランス状態（杖に頼る割合が減少した状態）への変化が客観的に評価できる可能性が見取れる。

これまで術前術後の歩行を評価するには、マーカを用いた 3 次元運動解析やビデオ撮影に頼る必要があったが、立脚期の左右の荷重ならびに時間的なバランスを簡便に計測できる可能性が見えてきたことで、リハビリテーションの質的転換につながるものと考えられる。また杖への荷重が同時に計測できることから、杖の床面からの離脱タイミングや杖の効果についても客観化できる可能性がある。

6. おわりに

本研究では、杖を携えながらの歩行を余儀なくされる患者あるいは高齢者に対し、マット状のフロア設置型センサ上の歩行データから左右の足と杖を識別し、それによって重心の時間的・空間的な移動変化や両足、杖の接地・離地タイミングなどといった歩行特徴を、患者や医療関係者に提示することができるようなシステムの開発を目指した。これまでは医師や理学療法士の目視に頼っていた歩行動作の評価を客観的データに基づいて行うことが可能になる。

フロア設置型センサのデータから接地領域の検出・追跡

を行うために Fast Level Set Method を用いる手法を提案した。これは疾患などによって歩幅が縮小し、結果として右足と左足の領域を 1 つの足領域と誤判定することを避けることを目指して導入したものである。筆者らがこれまでに用いてきたパーティクルフィルタでは 2 つの領域の切り分けに 8 cm ほどの距離が少なくとも必要であったものが、Fast Level Set Method を用いることで 1~3 cm の距離でも領域の切り分けが行えることを明らかにした。

次に、検出された領域が足または杖のいずれに相当するものかを識別するために SURF と bag-of-features モデルの組合せにより特徴量を表現し、k-Nearest Neighbor を用いた分類について述べた。足と杖が正確に検出されているという条件の下、変形性膝関節症患者 5 名について実験を実施した。識別率は全体で 97.5% が最も高い数値であった。失敗した原因の主な 1 つとしては、杖の形状と圧力分布が足の踵のそれらと似ていることであった。

最後に、抽出した情報から歩行動作の簡易的な解析結果の可視化を行った。獲得されたデータが臨床の特徴と合致することを確認した。

今後は医師や理学療法士などの専門的知見に照らし合わせながら、システムの実用性を高める。また、今回の被験者は 5 名にとどまっているため、被験者数を増やし、さらに詳細かつ信頼性のある実験を遂行する必要がある。今回は変形性膝関節症患者を対象としたが、今後は片麻痺など他の疾患にも適用範囲を広げた研究が期待される。将来的には、個人個人に合わせた杖の選定・デザイン支援をはじめ、歩行能力の改善に最適なりハビリテーションプログラムを提示できるような機能拡張を行う計画である。

謝辞 本研究の遂行にあたり、システム開発ならびにデータ整理にご協力いただいた玉木望氏に感謝の意を表す。

参考文献

- [1] Gerling, K., Livingston, I., Nacke, L. and Mandryk, R.: Full-body Motion-based Game Interaction for Older Adults, *Proc. ACM SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp.1873-1882 (2012).
- [2] Carvalho, S., Biro, D., Cunha, E., Hockings, K., McGrew, W.C., Richmond, B.G. and Matsuzawa, T.: Chimpanzee Carrying Behaviour and the Origins of Human Bipedality, *Current Biology*, Vol.22, No.6, R180-R181 (2012).
- [3] Milovanovic, M., Minovic, M. and Starcevic, D.: Walking in Colors: Human Gait Recognition using Kinect and CBIR, *IEEE MultiMedia*, Vol.20, No.4, pp.28-36 (2013).
- [4] Meharia, P. and Agrawal, D.P.: The Able Amble: Gait Recognition using Gaussian Mixture Model for Biometric Applications, *Proc. 12th ACM International Conference on Computing Frontiers* (2015).
- [5] Bacarin, T.A., Sacco, I.C.N. and Hennig, E.M.: Plantar Pressure Distribution Patterns during Gait in Diabetic Neuropathy Patients with a History of Foot Ulcers,

- CLINICS, Vol.64, No.2, pp.113-120 (2009).
- [6] 石間伏勝博, 大浦由紀, 渡部大地, 森川 英, 浅井 剛: 歩行中の姿勢安定化を目的としたウォーキング杖『R9-STICK』の効果とその適用, 第 50 回日本理学療法学会大会, P3-A-1094 (2015).
- [7] 日當泰彦, 島田 昇, 平田和彦, 河江敏広, 松木良介, 雁瀬明, 伊藤亮平, 八木秀樹, 村田修一, 伊藤義広, 木村浩彰, 越智光夫: T 字杖の長さを変形性膝関節症患者の膝関節への力学的負荷に与える影響, 理学療法の臨床と研究, Vol.22, pp.3-6 (2013).
- [8] 相馬俊雄, 大西秀明, 百瀬公人, 大山峰生, 山本澄子, 黒川幸雄: 杖使用歩行時における杖にかかる最大荷重と肩および肘関節負担度, 新潟医療福祉学会誌, Vol.3, No.1, pp.69-76 (2003).
- [9] Takai, H., Oikawa, M. and Hirakawa, M.: Recognition of Human Gait using 2D Continuous Dynamic Programming towards Realization of Invisible User Interfaces, *Proc. IEEE TENCON2010* (2010).
- [10] Oikawa, M., Tanijiri, N. and Hirakawa, M.: Estimation of Lower Body Motion during Walking on a Floor Sensor Device, *ICIC Express Letters*, Vol.6, No.12, pp.3027-3031 (2012).
- [11] Ibara, K., Kanetsuna, K. and Hirakawa, M.: Identifying Individuals' Footsteps Walking on a Floor Sensor Device, *Active Media Technology*, Lecture Notes in Computer Science, Vol.8210, pp.56-63, Springer (2013).
- [12] 下村優矢, 平川正人: フロアセンサ上の歩行動作からの感情推定, 第 16 回 IEEE 広島支部学生シンポジウム論文集, B-52 (2014).
- [13] 介護予防の推進に向けた運動器疾患対策に関する検討会: 介護予防の推進に向けた運動器疾患対策について報告書, 厚生労働省 (2008).
- [14] Tao, W., Liu, T., Zheng, R. and Feng, H.: Gait Analysis using Wearable Sensors, *Sensors*, Vol.12, No.2, pp.2255-2283 (2012).
- [15] Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B. and Mendez-Zorrilla, A.: Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications, *Sensors*, Vol.14, pp.3362-3394 (2014).
- [16] Baldwin, R., Bobovych, S., Robucci, R., Patel, C. and Banerjee, N.: Gait Analysis for Fall Prediction using Hierarchical Textile-based Capacitive Sensor Arrays, *Proc. 2015 Design, Automation & Test in Europe Conference & Exhibition*, pp.1293-1298 (2015).
- [17] Shahid, S., Nandy, A., Mondal, S., Ahamad, M., Chakraborty, P. and Nandi, G.C.: A Study on Human Gait Analysis, *Proc. 2nd International Conference on Computational Science, Engineering and Information Technology*, pp.358-362 (2012).
- [18] Cheng, Q., Juen, J., Li, Y., Prieto-Centurion, V., Krishnan, J.A. and Schatz, B.R.: GaitTrack: Health Monitoring of Body Motion from Spatio-Temporal Parameters of Simple Smart Phones, *Proc. International Conference on Bioinformatics, Computational Biology and Biomedical Informatics*, pp.897-906 (2013).
- [19] 田村宏樹, 淡野公一, 石井雅博, 唐 政: 加速度センサを用いた感情を込めた歩行動作の識別実験, 知能と情報, Vol.22, No.1, pp.65-72 (2010).
- [20] Tajadura-Jiménez, A., Basia, M., Deroy, O., Fairhurst, M., Marquardt, N. and Bianchi-Berthouze, N.: As Light as Your Footsteps: Altering Walking Sounds to Change Perceived Body Weight, Emotional State and Gait, *Proc. 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp.2943-2950 (2015).
- [21] Roden, T.E., LeGrand, R., Fernandez, R., Brown, J., Deaton, J.E. and Ross, J.: Development of a Smart Insole Tracking System for Physical Therapy and Athletics, *Proc. 7th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments* (2014).
- [22] 桐山希一: 足底圧の動的変化を指標とした健常成人の歩行制御および片麻痺歩行に関する研究, 医療保健学研究, Vol.3, pp.1-40 (2012).
- [23] 細井悠貴, 松下宗一郎: ウェアラブル歩行特徴分析センサに関する研究, 第 10 回情報科学技術フォーラム, pp.647-648 (2011).
- [24] Aminian, K., Dadashi, F., Mariani, B., Lenoble-Hoskovec, C., Santos-Eggimann, B. and Büla, C.J.: Gait Analysis using Shoe-worn Inertial Sensors: How is Foot Clearance Related to Walking Speed?, *Proc. 2014 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, pp.481-485 (2014).
- [25] 清水俊行, 大門守雄, 菅美由紀, 椎名祥子, 丸山洋司, 松本恵美, 原 良昭, 河合秀彦, 北川 篤, 津村暢宏, 三浦靖史: 内側型両変形性膝関節症患者の歩行の特徴について—歩行速度と床反力前後成分積値の関係による検討, 第 49 回日本理学療法学会大会, 0642 (2014).
- [26] Rajalingham, R., Visell, Y. and Cooperstock, J.R.: Probabilistic Tracking of Pedestrian Movements via In-Floor Force Sensing, *Proc. Canadian Conference in Computer and Robot Vision*, pp.143-150 (2010).
- [27] 馬田 聡, 大塚作一, 伴野 明, 新井雅信: 歩行指導のための足圧時系列画像からの足領域自動抽出法, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J86-D-II, No.4, pp.501-510 (2003).
- [28] 山口 凌, 篠原優志, 佐藤翔太, 坂本光司, 河西理恵, 武田朴: ひずみゲージを用いた荷重測定杖の製作および実用性の検証—第 2 報, 第 49 回日本理学療法学会大会, 1563 (2014).
- [29] 津田尚明, 林 明音, 加藤典彦, 野村由司彦: 内界センサ情報に基づく松葉杖歩行の計測・教示・可視化装置の提案, ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol.13, No.2, pp.117-126 (2011).
- [30] Chen, C.L., Chen, H.C., Wong, M.K., Tang, F.T. and Chen, R.S.: Temporal Stride and Force Analysis of Cane-assisted Gait in People with Hemiplegic Stroke, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.82, No.1, pp.43-48 (2001).
- [31] 古名丈人, 伊東 元, 長崎 浩, 橋詰 謙, 丸山仁司, 衣笠隆: 高齢者の歩行速度, 歩幅, 歩行率, および歩行パターン, 理学療法学, Vol.21, p.417 (1994).
- [32] Osher, S. and Sethian, J.A.: Fronts Propagating with Curvature Dependent Speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi Formulations, *Journal of Computational Physics*, Vol.79, pp.12-49 (1988).
- [33] Sethian, J.A.: *Level Set Methods and Fast Marching Methods: Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science*, Cambridge University Press, Cambridge, UK (1999).
- [34] 倉爪 亮, 由井俊太郎, 辻 徳生, 岩下友美, 原 健二, 長谷川勉: Fast Level Set Method の提案とビデオ画像の移動物体のリアルタイム追跡, 情報処理学会論文誌, Vol.44, No.8, pp.2244-2254 (2003).
- [35] 田中真一, 村田 伸, 岩永健之, 中川育星, 田中智枝子, 津田奈々恵, 村上陽司: 外来通院している変形性膝関節症患者の歩行分析, *West Kyushu Journal of Rehabilitation Sciences*, Vol.5, pp.55-57 (2012).
- [36] NITE 人間特性データブック, (独) 製品評価技術基盤機構 (2009).

- [37] 岩上優美, 安在絵美, 中嶋香奈子, 今泉一哉, 山下和彦, 岡部 誠, 尾内理紀夫: 足圧分布画像を用いた足部アーチ分類手法の提案と検証, 電気学会論文誌 C, Vol.135, No.5, pp.505-512 (2015).
- [38] 秋山瑞樹, 柳井啓司: 特定物体認識手法による大量画像を用いた一般物体認識, 画像の認識・理解シンポジウム論文集, OS6-3 (2010).



井原 熙隆

2013年島根大学総合理工学部数理・情報システム学科卒業。2015年同大学大学院総合理工学専攻博士前期課程修了。同年より島根県警察勤務。ヒューマンコンピュータインタラクションに関する研究に従事。



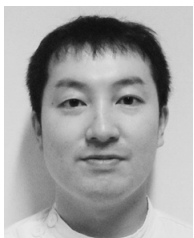
石田 修平

2011年県立広島大学保健福祉学部理学療法学科卒業。同年より島根大学医学部附属病院リハビリテーション部勤務。2015年より島根大学大学院環境保健医学講座修士課程在籍。日本理学療法学会会員。



松本 拓也

2011年YMCA 米子医療福祉専門学校理学療法士科卒業。同年より島根大学医学部附属病院リハビリテーション部勤務。日本理学療法学会会員。



江草 典政

2005年広島県立保健福祉大学(現, 県立広島大学)保健福祉学部理学療法学科卒業。同年より島根大学医学部附属病院リハビリテーション部に勤務し2013年より療法士長。島根大学大学院医学系研究科博士課程修了, 博士(医学)。認定理学療法士(運動器)。日本認知神経リハビリテーション学会監事。日本理学療法学会会員。



馬庭 壯吉

1987年島根医科大学卒業。1991年島根医科大学整形外科助手を経て2002年から島根医科大学病院(現, 島根大学病院)リハビリテーション部准教授。股関節外科, 運動器のリハビリテーションの研究に従事。日本リハビリテーション医学会, 日本整形外科学会各会員。



平川 正人 (正会員)

1979年広島工業大学工学部電子工学科卒業。1984年広島大学大学院工学研究科システム工学専攻博士課程後期修了。工学博士。同年広島大学工学部助手, 1991年助教授を経て, 2002年より島根大学教授。現在, 同大学大学院総合理工学研究科教授。ヒューマンコンピュータインタラクション, マルチメディア, 教育工学等の研究に従事。IEEE Symposium on Visual Languages and Human-Centric Computing, Most Influential Paper Award 等を受賞。電子情報通信学会, ACM 各会員, IEEE シニア会員。