

足底圧力分布の標準分布に基づく 健康状態評価手法の開発

武田 隆宏

機械システム工学科 〒899-4395 鹿児島県霧島市国分中央1丁目10番2号

t-takeda@daiichi-koudai.ac.jp

Development of Gait Evaluation Method based on Normalized Foot Sole Pressure Distribution

Takahiro Takeda

Mechanical system engineering, 〒899-4395 1-10-2, Kokubu-chuou, Kirishima, Kagoshima

t-takeda@daiichi-koudai.ac.jp

Abstract: This paper proposes an evaluation method for autonomy walk by using sole pressure that measured mat type load distribution sensor. The sole pressure data is changed by posture and kicking force of walker. This study tries to find abnormal gait from footprint information. The footprints that maid from the sole pressure data is also reflected foot shape of walker. However, abnormal gait reduces area of footprint. For example, toe area is vanished from walker with floating toes. Our method makes template footprint from 256 subjects, and degree of normal gait is calculated from comparison results with obtained data and the template. In the experiment, we apply the method to the patient's data during rehabilitation and confirmed its effectiveness.

Keywords: Walking support machine, gait analysis, gait speed, welfare apparatus

1. まえがき

我が国の65歳以上の高齢者人口は3,300万人となり、総人口に占める割合(高齢化率)は26.0%に達していると言われている[1]。このような現状において、高齢者福祉は喫緊の課題として取り上げられている。高齢者が寝たきりや要介護の状態に陥る3大要因として運動器の衰えや障害を原因とするロコモティブ・シンドロームが挙げられている。ロコモティブ・シンドロームは運動習慣の減少に伴う外出意欲の低下がさらなる運動習慣の減少を引き起こすと言った負の循環によって作り出されていることが多く、歩

行能力の維持の重要性が示唆されている。さらに、高齢者における転倒・転落を原因とする死亡者数は交通事故による死亡者数よりも多いという統計も得られており[2]、これらの事故を未然に防ぐために、我々の歩行能力の維持、向上が必要とされている。ロコモティブ症候群の予防や改善のためには日々の運動が必要不可欠であるが、運動器の衰えに伴い運動への意欲が減るなどの問題点がある。また、運動器の衰えが始まっているのにもかかわらず、運動能力への過信により、訓練を行わない場合や、能力以上の訓練を行う危険性もある。

我々の歩行能力に影響する要因としては外的要因および内的要因に分類される。外的要因は段差や照明など環境に基づくものや衣服や靴など身につけるものに基づく要因であり、周囲の人物や社会的な協力により改善が期待される。また内的要因は空間認識能力や集中力、油断などといった認知機能および筋力や骨格、バランス能力などといった身体機能に基づく要因であり、本人のトレーニングによって改善することが可能である。一般的に高齢者のバランス能力は若年者に比べ低いといわれている[3,4]。また、バランス能力の評価のために歩行時の重心の変化、歩幅および歩行速度などがよく用いられている[5-7]。筆者らもこれらの歩行特徴をマット型の足底圧力分布測定器により検出し、歩行年齢や疲労度の推定などの形で定量的に評価する手法を提案している[8,9,10]。

転倒の要因の一つとなる姿勢保持能力や動的姿勢制御技能に関わるものとして足趾による姿勢調整が挙げられる。足趾は歩行時のバランス能力に深く関わっており、テーピングなどで足趾を固定することにより制動距離が伸びるなどの報告もされている。他にも立位時に足趾が地面に接しておらず、歩行時に足尖まで体重移動が行われないう状態である「浮き趾」状態が危険視されている。この浮き趾は高齢者のみならず、若年層にも増加している傾向にある。浮き趾のある人はつまづきや転倒の危険も多く、更には膝痛や腰痛が確認されている場合もある。この浮き趾の評価には Pedscope による撮像や足底圧力分布測定器により撮像された立位時の足底画像に対する目視での評価が行われている[11,12]。

このように、歩行能力の評価においては動的な特徴以外にも足形状に基づく静的な特徴が用いられる場合もある、実際に足形状に基づく情報から個人認証を行った例もあり[13]、多くの情報を含んでいることが知られている。本研究では、足底圧力分布計測器により得られた足底データより健康度合いを推定する手法について提案する。

本論文では、256名の被験者より取得した歩行時の足底圧力分布を使用し、足形の標準モデルの作成を行う。次に作成した足形と、取得データとの比較

を行いファジィ推論に基づく健康度合いの推定手法を提案する。実験では本手法により得られた健康度合いと目視で評価した度合いを比較することにより、本手法の有効性について議論する。

2. 計測装置

2.1 足底圧力分布計測装置

足底圧力分布計測器は大きく分け、図1に示すようなマット型の計測装置を歩行路などに設置するタイプのもの、インソール型の計測装置を靴の内部に設置するタイプに分類することが可能である。マット型の計測装置であれば、左右の足の足底圧力分布から歩幅や歩幅、歩行角度、歩行速度などを計測することが可能であると言った利点があるが、計測可能な領域が限定されると行った欠点も指摘される。使用にあたっては、立位の計測として計測場所を限定するか、通路に敷き詰めるなどの方式で利用者が必ず装置上を歩行することを保証する必要があると言える。一方で、インソール型のセンサであれば、より広い計測領域を取ることができ、通常歩行に近い歩行における足底圧力分布を計測することが可能という利点がある。また、どちらの形式のセンサを使用した場合であっても、歩行時の足形や足底圧重心の取得は可能であると言える。本研究では、将来的にインソール型センサでの取得も可能な特徴として足形に着目し、マット型のセンサにて計測されたデータに基づく解析を行う。

本実験システムは 256CH×64CH のマット型接触荷重分布センサ(アロー産業, AS64X256-7PM), 制御装置および PC により構成される。接触荷重分布センサは 2000mm×500mm のマット部とその内側の

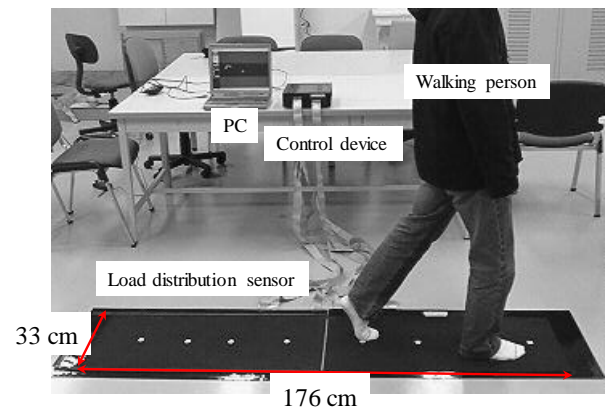


図1 計測装置外観

1760mm×330mm のセンサ部から構成されており、センサ部上に印加された圧力値を 8bit のレベル値として取得する。センサの検出点は x 軸方向に 7mm 間隔、y 軸方向に 5mm 間隔に整列している。センサのサンプリング間隔は 100ms である。このサンプリング間隔は他の同種の機器と比べ、低いが、歩行動作を計測するにあたり、一歩分の歩行から 10 枚前後の圧力分布を得ることが可能で、評価には十分であるといえる。長さに関しても、おおよそ 3~4 歩程度の歩行を計測可能であり、両足に対し歩幅や歩行周期を計測可能であり、幅に関しても、足が完全に横を向いても計測範囲に収まるサイズであるため、計測に適していると考えられる。

2. 2 取得データ

本研究では前述の接触荷重分布センサを用いて歩行時の足底圧分布を取得する。実験では、センサ手前から歩行を開始し、センサの x 軸方向を進行方向としてセンサ上を歩き抜ける。このときのセンサ上の荷重分布を足底圧分布データとして取得を行う。本実験では屋内での使用を想定し、被験者は靴を履かず、靴下やストッキングなどの下着を着用した状態で歩行を行うものとする。図 3 に歩行動作により得られる足底圧力分布の例を示す。動画のような形式で得られるため、画像処理の方法論を適用することが可能である。この足底圧力分布は、図 5 に示すように、歩行時の姿勢および地面（センサ）を蹴る力などによって変化するため、この圧力分布を解析することにより、これらの歩行特徴を解析可能である。

3. 特徴抽出

3. 1 足底圧力データの正規化

被験者 u から取得された歩行データ $Xu(x, y, t)$ はある時刻 t における座標 (x, y) それぞれにおいて 256 階調の圧力値を保持している。このデータより、図 4 に示すように左右それぞれ 1 歩分の足底圧力分布を抽出し、それぞれ $Xu_{R}(x, y, t)$ および $Xu_{L}(x, y, t)$ とする。本研究では足形状の比較を行うため、抽出した片足の足底圧力分布を 40×20 の足圧力分布 $X'u_{R}(x, y, t)$ および $X'u_{L}(x, y, t)$ に変換を行う。ここで幅 40 は x 軸のセンサ間隔(7mm)より 280mm、高さ 20 は y

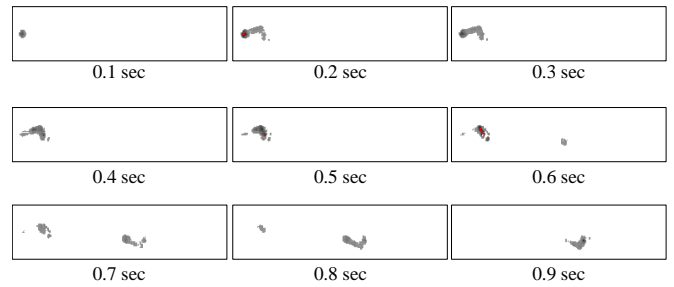


図 3 計測データ例



図 4 足底圧力の抽出

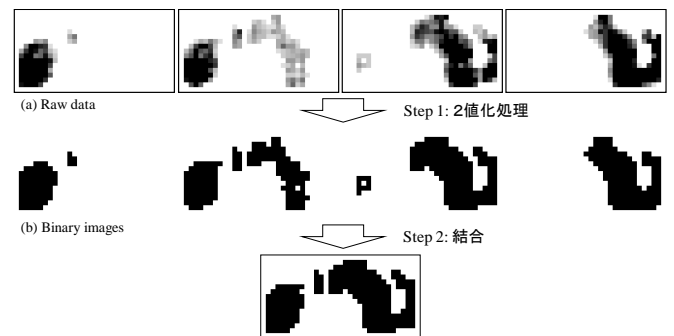


図 5 足形の作成

軸のセンサ間隔(5mm)より 100mm になるように選定されている。データの変換はバイリニア法による画像の拡大縮小に基づき行われる。

3. 2 足形データ

本論文では、それぞれの座標において圧力値が存在する場合、足底が地面に設置していると判断し、図 5 に示す手順で足形 $FPu_{R}(x, y)$ および $FPu_{L}(x, y)$ の作成を行う。まず、各時刻 t において次式によって定義される 2 値化処理を行い、その後、OR 演算子を用いた結合を行う事により足形を作成する。

$$FP_{u,k}(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } X'_k(x, y, t) > th \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 th はノイズ除去のためのしきい値であり、 k は左右の足の識別子である ($k = R, L$)。

次に、このように得られた足形 $FPu_{R}(x, y)$ および $FPu_{L}(x, y)$ より、足形の標準モデルを次式によって作成する。

$$\overline{FP}_k(x, y) = \sum_{u=1}^N FP_{u,k}(x, y) \times \frac{255}{N} \quad (2)$$

ここで、Nは標準モデル作成のためのデータ数を示している。作成された標準モデルは0~255に正規化された足底圧力分布の存在確率を示しているデータとして取り扱う。

3. 3 圧力分布波形

歩行時にどの部位に圧力が印加されているかを調査するため、正規化された足底圧力分布データ $X'_{u,R}(x, y, t)$ および $X'_{u,L}(x, y, t)$ より圧力分布波形 $W_{u,R}(x)$ および $W_{u,L}(x)$ の抽出を行う。圧力分布波形にあたり、まず、各時刻におけるの足底圧力分布より次式により正規化のためのパラメータである最大荷重値 P_{\max} を算出する。

$$P_{\max} = \max_t \left(\sum_{x=0}^{40} \sum_{y=0}^{20} X'(x, y, t) \right) \quad (3)$$

次に、各 x 座標における足底圧力の総和 $w_{u,k}(x, t)$ を算出する。

$$w_{u,k}(x, t) = \sum_{y=0}^{20} \left(X'_{u,k}(x, y, t) \times \frac{255}{P_{\max}} \right) \quad (4)$$

最後に、それぞれの x 座標において最大値を取ることにより、圧力分布波形 $W_{u,k}(x)$ を得る。

$$W_{u,k}(x) = \max_t (w_{u,k}(x, t)) \quad (5)$$

このように得られた圧力分布波形 $W_{u,R}(x)$ および $W_{u,L}(x)$ より、標準モデル $\overline{W}_R(x)$ および $\overline{W}_L(x)$ を作成する。ここでは、次式に示すように各 x 座標における値の平均値を使用することにより標準モデルを得る。

$$\overline{W}_k(x) = \frac{1}{N} \sum_{u=1}^N W_{u,k}(x) \quad (6)$$

得られた圧力分布波形は通常であればかかと部（後足部）および踏みつけ部（前足部）でピークを持ち、足踏まず部（中足部）において谷になるような波形となる。

4. 健康度合い推定

4. 1 足形データ

計測された足形 $FP_{u,R}(x, y)$ および $FP_{u,L}(x, y)$ に対し、左右それぞれ標準モデル $FP_R(x, y)$ および $FP_L(x, y)$ との比較を行う。ここでは、左右それぞれ独立して式(7)~(10)に示す4つの指標の算出を行う。

$$P_{G,k} = \frac{\sum \{FP_{u,k}(x, y) \times \overline{FP}_k(x, y)\}}{\sum \overline{FP}_k(x, y)} \quad (7)$$

$$P_{H,k} = \frac{\sum \{FP_{u,k}(x, y) \times (255 - \overline{FP}_k(x, y))\}}{\sum \{(255 - \overline{FP}_k(x, y))\}} \quad (8)$$

$$N_{G,k} = \frac{\sum \{(1 - FP_{u,k}(x, y)) \times \overline{FP}_k(x, y)\}}{\sum \{\overline{FP}_k(x, y)\}} \quad (9)$$

$$N_{H,k} = \frac{\sum \{(1 - FP_{u,k}(x, y)) \times (255 - \overline{FP}_k(x, y))\}}{\sum \{(255 - \overline{FP}_k(x, y))\}} \quad (10)$$

ここで、標準モデルで高い値を持っている領域では健康、不健康を問わず多くの被験者に共通して表れる領域であり、低い値を保持している領域では、健康な被験者にのみ共通して表れる領域である可能性が高い。そのため、 P_G は多くの被験者に表れる特徴が表れている度合い、 P_H は健康な被験者に表れる特徴が表れている度合い、 N_G は多くの被験者に表れる特徴が表れていない度合い、 N_H は健康な被験者に多く表れている特徴が表れていない度合いを示している。

4. 2 圧力分布波形

圧力分布波形の標準モデル $\overline{W}_R(x)$ および $\overline{W}_L(x)$ と取得した圧力分布波形 $W_{u,R}(x)$ および $W_{u,L}(x)$ を比較し、評価のための特徴量とする。ここでは図6に示すように、標準波形と取得波形との大小関係の比較を行うことで波形同士の比較を行う。この図において、赤線を標準モデル、緑線を取得データとしたとき、図中の緑色の領域の面積 S_G 、赤色の領域の面積 S_R 、および黄色の領域の面積 S_Y はそれぞれ次式で定義される。

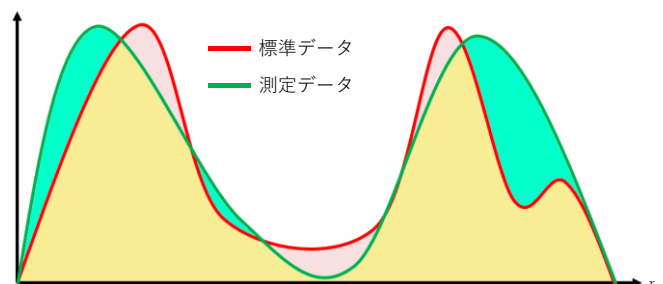


図6 圧力分布波形の標準との比較

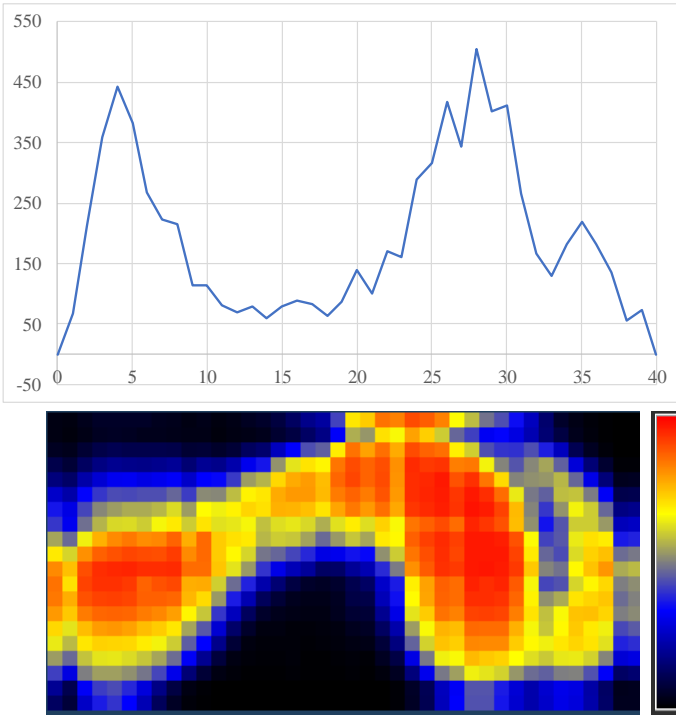


図7 左足の標準モデル

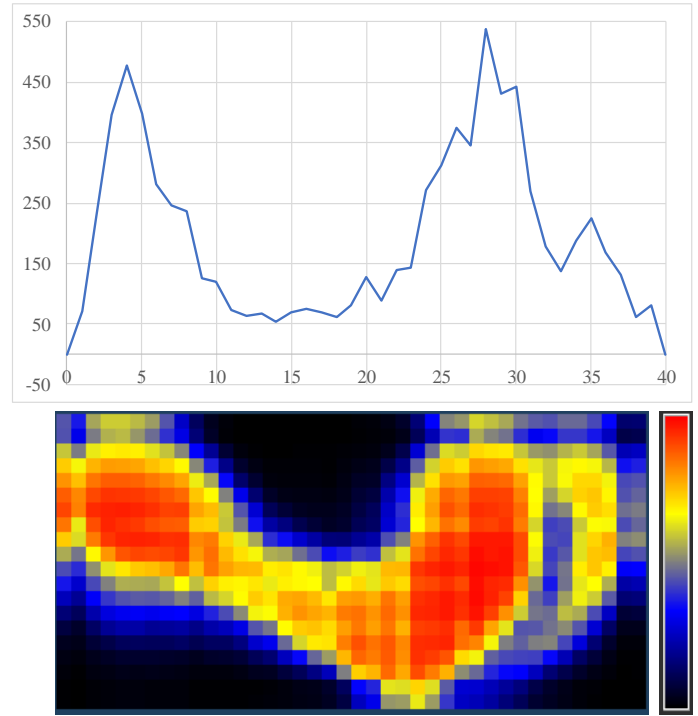


図8 右足の標準モデル

$$S_{G,k} = \sum \max\{0, W_{u,k}(x) - \bar{W}_k(x)\} \quad (11)$$

$$S_{R,k} = \sum \max\{0, \bar{W}_k(x) - W_{u,k}(x)\} \quad (12)$$

$$S_{Y,k} = \sum \min\{\bar{W}_k(x), W_{u,k}(x)\} \quad (13)$$

緑色の領域の面積 S_G 、赤色の領域の面積 S_R はそれぞれ、標準モデルからのズレを表しており、この値が小さいほど健康度合いが高いと考えられ、黄色の領域の面積 S_Y は標準波形との一致している面積を示しているため、この値が高いほど健康度合いは高いと考えることが出来る。

4. 3 健康度合い推定

足形より得られた P_G, P_H, N_G および N_H の4つの特徴量および、圧力分布波形より得られた S_G, S_R, S_Y の3つの特徴量を用いて健康度合いの推定を行う。まず、それぞれの特徴量に関して表1に示すようなファジィ IF-THEN ルールを作成し、健康度合い μ_H の算出を行う。この表において LOW および HIGH はファジィ言語関数であり、次式のガウス型メンバーシップ関数として表現される。

$$LOW(f) = \begin{cases} 1 & \text{if } f < th \\ \exp\left(-\frac{(f-th)^2}{\sigma^2}\right) & \end{cases} \quad (14)$$

$$HIGH(f) = \begin{cases} 1 & \text{if } f > th \\ \exp\left(-\frac{(f-th)^2}{\sigma^2}\right) & \end{cases} \quad (15)$$

これらの式で、 f は各特徴量を表し、 th および σ は学習用データにおける各特徴量の平均値および分散から決定される値である。これにより得られたファジィ所属度 μ_H を取得データの健康度合いとして取り扱う。

5. 実験結果

実験では、マット型圧力分布センサにより計測した男女256名の歩行時の足底圧力分布を使用し、本手法の評価を行う。計測では各被験者より複数回の

Table 1 Fuzzy IF-THEN rules

特徴量	ルール
P_G	HIGH
P_H	HIGH
N_G	LOW
N_H	LOW
S_G	LOW
S_R	LOW
S_Y	HIGH

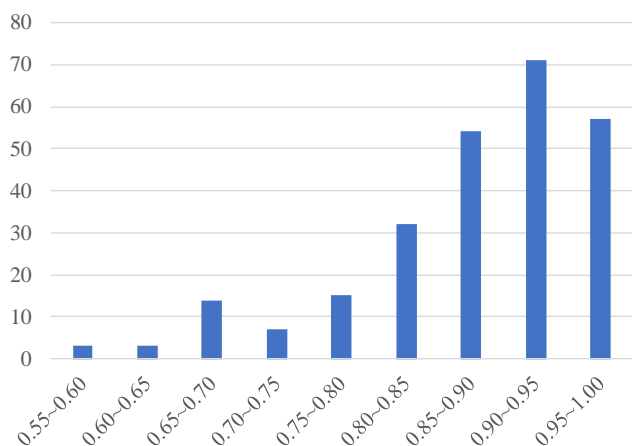


図9 健康度合いのヒストグラム

データを計測しており、そのうちの1回を評価用データとして使用し、残りを全て標準モデル作成用の学習用データとして使用した。図7および図8にこれらの学習用データから作成された足形および圧力分布波形の標準モデルを示す。このように標準モデルにおいてはかかと部（後足部）および踏みつけ部（前足部）でピークを持っていることが確認でき、従来の知見と一致している。また、足趾部において、左右ともに親指側は多くの被験者において接地しているが、小指側になるにつれて接地している割合が低くなっていることが確認できる。

図9に256名の被験者の足底圧力分布データに本手法を適用した際の健康度合いの分布を示す。また、健康度合いが0.65以下であった被験者は足趾や中足部が接地しておらず、歩行時の姿勢保持能力に問題があることが確認できる。

4. 結び

本研究では、足底圧力分布を用いた歩行能力の評価手法の一つとして、歩行時の足形状に着目した評価手法を提案した。提案手法では歩行中の足形および圧力分布波形に関し、学習用データより作成した標準モデルとの比較を行うことにより健康度合いの評価を行った。実験では256名の被験者に対し、本手法を適用し、推定した健康度合いと足形との間に関係性があることを示した。

今後の課題として、歩行に障害をもつ患者のデータなどを使用し、推定された健康度合いを用いた健康状態の評価手法を提案することなどが挙げられる。

参考文献

- [1] 内閣府, 平成27年版高齢社会白書
- [2] 厚生労働省, 平成21年度「不慮の事故死亡統計」
- [3] 江原義弘, 山本澄子 編: “臨床歩行計測入門,” 医師薬出版株式会社, 2008.
- [4] J. M. Hausdorff, D. Rios, and H. K. Edelberg, “Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, issue 8, pp. 1050-1056, 2001.
- [5] B. E. Maki, “Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear,” *Journal of American Geriatrics Society*, vol. 43, no. 3, pp. 313-320, 1997.
- [6] T. Nakamura, K. Meguro, H. Sasaki, “Relationship between falls and stride length variability in senile dementia of the Alzheimer type,” *Gerontology*, vol. 42, no. 2, pp. 108-113, 1996.
- [7] S. B. Jennifer, E. B. Jaime, M. V. Jessie, B. N. Anne, and A. S. Stephanie, “Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2:21, pp. 1186-1743, 2005.
- [8] T. Takeda, Y. Sakai, S. Kobashi, K. Kuramoto, and Y. Hata, “Foot Age Estimation System from Walking Dynamics Based on Fuzzy Logic,” *J. of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics*, vol. 18, no.4, pp. 1-10, 2014.
- [9] T. Takeda, K. Kuramoto, S. Kobashi, and Y. Hata, “On optimal operator for combining left and right sole pressure data in biometrics security,” *Journal of Hindawi - Advances in Fuzzy Systems*, vol. 2013, pp.1-10, 2013.
- [10] 武田隆宏, “足底圧力を用いた健康歩行の分析,” 第26回インテリジェントシステムシンポジウム, 2016.
- [11] 村田伸, 安彦鉄平, 中野英樹, 阪本昌志, 松尾大, 川口道生, 須合洋次, 松井宏彰, “浮き趾と足趾機能ならびに静的・動的パラメータとの関係,” *ヘルスプロモーション理学療法研究*, Vol. 6, No. 4p. 165-169, 2016
- [12] 福山勝彦, 丸山仁司, “浮き趾評価の信頼性と浮き趾の抽出法について,” *理学療法科学*, Vol. 27, No. 4, pp. 497-502, 2012.
- [13] L. Wang, H. Ning, T. Tan, and W. Hu, “Fusion of static and dynamic body biometrics for gait recognition,” *IEEE Transactions on circuits and systems for video technology*, Vol.14, No.2, pp.1-11, Feb, 2004.