

行進タスク遂行中の健常者に対する歩行分析

Gait analysis for the healthy people in marching

白川 智弘^{*1}
Tomohiro Shirakawa

高木 晶寛^{*1}
Akihiro Takagi

^{*1} 防衛大学校電気情報学群情報工学科

Department of Computer Science, School of Electrical and Computer Engineering, National Defense Academy of Japan

Walking is the most basic and important action of human that is strongly related with human health, and many researches on human gait have been done to date. However, most of such researches focus on the gait abnormality in relation to some specific injuries or diseases. Therefore, there are few studies on the gait of healthy people. In this study, we analyzed the gait patterns of healthy people, and tried to establish a criterion for evaluating their walking ability. We performed our experiment using 66 students from National Defense Academy of Japan, who perform the training daily for march, namely, controlled walking. As a result of statistical analysis of their gait patterns, we succeeded to classify the walking ability of the subjects.

1. はじめに

人間の歩行に関する研究はこれまでに数多く行われているが、それらの多くは特定の疾病や傷病に対応して発生する特有の歩行パターンを対象にしたものである。例えばパーキンソン病の患者において現れる特有の歩行パターンは、脳機能の障害との対応において分析されている [Hausdorff 2009, Hove 2012]。また、別の例ではがに股歩行における特徴的パターンが分析の対象とされている [細井 2011]。このような、特定の症状に伴い発生する特有の歩行パターンは、ある意味明瞭に検出と分析が可能な対象である。それに対し、健常者の歩行機能を評価することは難しい。何故ならば、健常者においても歩行パターンは多様であり、その成立に関わる数多くの要因のいずれが歩行に対し良い影響もしくは悪い影響を与えているのかを分析、特定することが困難だからである。健常者における歩行の分析、評価及びその改善に関する研究がほとんど行われていないのは、おそらくはこの点に起因する。

そこで本研究では、健常者の歩行に対する評価基準を確立し、疾病としては検出されない軽微な不備を検出することによって歩行の改善を行うための方法を確立することを目的とした実験、分析を行った。ここでは行進行動を健常者に与えるタスクとして設定し、防衛大学校の学生(以下防大生)を被験者とした。

軍隊などにおいて、行進者はその歩行機能を向上させ、より良い歩行を実現するよう求められる。つまり行進は、健常者にとって機能的評価の対象となり、錬度向上が求められるような数少ない歩行タスクの例である。行進能力の向上が歩行能力一般の向上と等価であることは必ずしも保証されないが、行進時の歩行パターン評価を健常者の歩行評価のための基準の1つとして用いることは可能であると考え、分析対象とするに至った。また、防大生は日常的に行進を行っており、時折観閲式等において行進のデモンストレーションを行うため、行進錬度の向上が強く求められている。つまり、防大生を研究対象とすることにより、歩行機能を向上させることに強い動機を持っている被験者を数多く確保することができる。また、1学年から4学年まで、1年刻みで訓練期間の異なる被験者を用意できる。以上が防大生を被験者とし、その行進行動を分析するに至った理由である。

本研究ではまず、加速度センサを用いることにより行進者の歩行パターンを測定し、分析するための手法を開発した。また、本研究では

1. 将来の臨床応用を視野に入れ、大がかりな設備を必要とせず、比較的容易に歩行パターンを測定評価する方法を確立する。
2. 将来的には隊列を組んで行進を行う集団に対する測定を予定しているため、多人数の被験者に対する同時測定が可能な方法を確立する。

という2点も併せて目標としたため、1つの加速度センサのみを用いた測定を行った。次章で述べる通り、本研究ではまず単一のセンサのみによる測定の精度を検証するため、センサによる測定と高速カメラによる撮影を同時に行い、センサによる測定の精度を確認した。次に、歩行パターンに対する統計解析を行い、被験者の歩行能力を分類評価することを試みた。

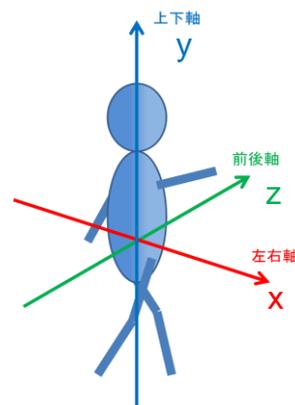


図1 3軸の加速度センサを用いた測定の模式図。センサは被験者の背側中心、仙骨上側に取り付けられた。測定時の軸の方向を図中に示す。

2. 単一センサによる測定とその精度の検証

2.1 単一センサによる測定

上記で述べた通り、本研究では1つの加速度センサのみを用いて行進者の歩行パターンを分析した。具体的には、3軸方向

連絡先: 白川智弘, 防衛大学校電気情報学群情報工学科,
神奈川県横須賀市走水1-10-20, 046-841-3810(内線
3769), 046-844-5911, shirakawa.physarum@gmail.com

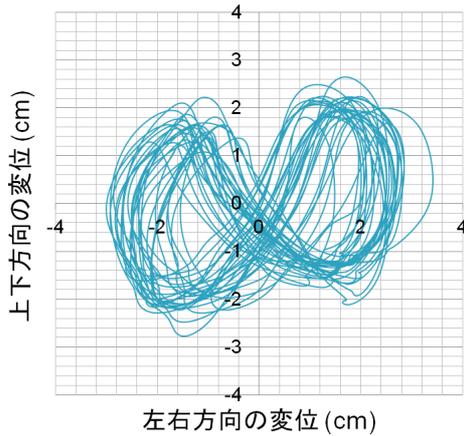


図2 加速度センサにより計測された腰軌道の例.

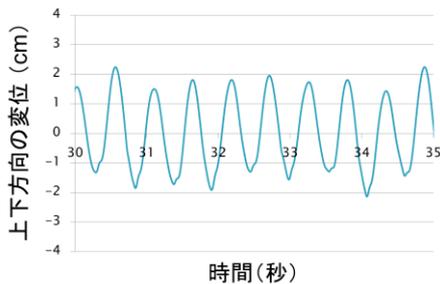


図3 歩行に伴う上下軸方向の変位.

の加速度と角速度を測定可能な加速度センサ (WAA-006, ATR-Promotions, Japan) を被験者の背側中心, 仙骨上部に取り付け, 体幹部の各軸方向への変位と軸周りの角度変位を測定した (図1). さらに, 上下方向の変位を基にして歩調が算出された. 以下ではまず, 変位と角度変位の算出法について述べる.

変位及び角度変位の計算は, 小林らの方法に基づいて行われた. [小林 2006]. 例えば左右方向 (x 軸方向) の変位については以下の通り求められる. まず, x 軸方向の加速度 A_x を積分し, 速度 V_x を求める.

$$V_x(t) = \int_0^t A_x(t) dt \quad (1)$$

この積分の結果には重力の影響などに由来する誤差が含まれているため, 前後1秒の速度の平均値を引くことによりそのオフセット成分を取り除く.

$$V'_x(t) = V_x(t) - \overline{V_x(t)} = \int_0^t A_x(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_x(t) dt \quad (2)$$

速度 V_x から変位 X を求める際についても同様である.

$$X(t) = \int_0^t V'_x(t) dt \quad (3)$$

$$X'_x(t) = X(t) - \overline{X(t)} = \int_0^t V'_x(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} X(t) dt \quad (4)$$

さらに, 角度変位についても同様の方法で求められるが, これについては角速度から1回の積分により算出される.

$$\theta_x(t) = \int_0^t \omega_x(t) dt \quad (5)$$

$$\theta'_x(t) = \theta_x(t) - \overline{\theta_x(t)} = \int_0^t \omega_x(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} \theta_x(t) dt \quad (6)$$

得られた結果の例として, 歩行中の被験者における体幹部の軌道データを図2に示す. 図2において, 横軸は左右方向の変位 (図中右側が被験者からみた右側), 縦軸は上下方向の変位を表わしている.

さらに, 上下軸方向の変位 (図3) を基にして歩調が求められた. 歩行時には, 足を付いた瞬間に両足の前後方向への開きは最大となり, そのためその際に腰の位置は最も低くなる. 従って, 図3において変位の値が極小となる時刻が足を付いた時刻に対応するものとして, 歩調が算出された.

本研究では, センサを装着した被験者に対し, 約 100 m の平坦な舗装道路上を約 110 bpm の音楽 (陸軍分列行進曲) に合わせて行進するというタスクを与え, 測定を行った.

2.2 測定精度の検証

前節の測定法の精度を検証するため, 被験者の歩行パターンを加速度センサにより測定すると同時に, 300 フレーム毎秒の高速度カメラ (EX-1F, CASIO, Japan) を用いて歩行中の被験者を撮影し, 両方の測定結果から求められた歩調 (足の接地に関する時間間隔) を比較した.

図4にその結果を示す. 図から読み取れる通り, センサとカメラによって測定された歩調は概ね一致し, その誤差の平均値は 0.016 秒であった. 本実験の被験者は平均約 0.54 秒で歩行しており, 従って誤差の率は 3% 以下である. 以上の結果により, 単一センサによる測定は十分な精度をもたらすと判断された.

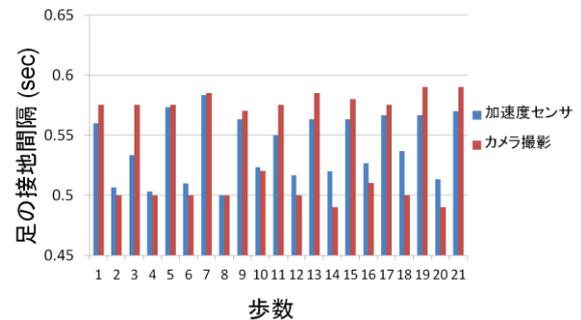


図4 加速度センサと高速度カメラの同時測定により算出された足の接地間隔.

3. 歩行能力の分類評価

続いて, 防大生 66 名 (1 学年 15 名, 2 学年 10 名, 3 学年 19 名, 4 学年 10 名, 3 学年もしくは 4 学年の儀仗隊員 12 名, 18 歳から 23 歳の男性) を対象に, 同様の測定を行った. なお, 儀仗隊についての詳細はここでは省くが, 彼らは行進に関して特別な訓練を受けているため, 非常に高い錬度が見込まれるグループである.

採取されたデータに対し, 図1に示す通り, 歩行者から見た左右方向を x 軸, 上下方向を y 軸, 前後方向を z 軸と設定し, 以下の8つの要因について分析を行った. 即ち, 1. x 方向変位の絶対値に関する時間積分平均値 2. y 方向変位の絶対値に関する時間積分平均値 3. x, y 方向変位の2乗平均の時間積分平均値 4. 歩調の分散 5. 左足, 右足それぞれの歩調平均値の差 6. x 軸周りの角度変位の絶対値に関する時間積分平均値 7. y 軸周りの角度変位の絶対値に関する時間積分平均値 8. z 軸周りの角度変位の絶対値に関する時間積分平均値を分析した. ここで, 1-3 は体幹の変位, 4-5 は歩行リズム, 6-8 は体軸

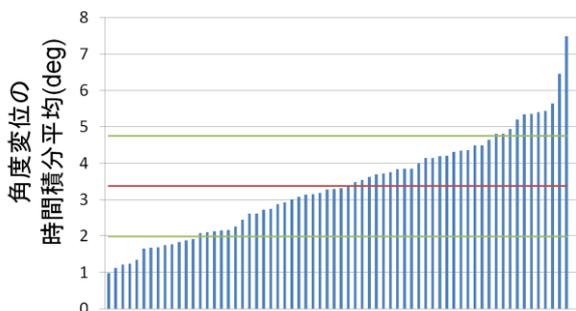


図5 y 軸周りの角度変位の絶対値に関する時間積分平均値の66名分の結果を、昇順に並べたもの。縦軸は積分値を表す。図中赤線は全被験者の平均値を、緑線は(平均値)±(標準偏差)の値を示している。なお、8つの測定項目全てのうち個人差が最も大きかったのがこの項目である。

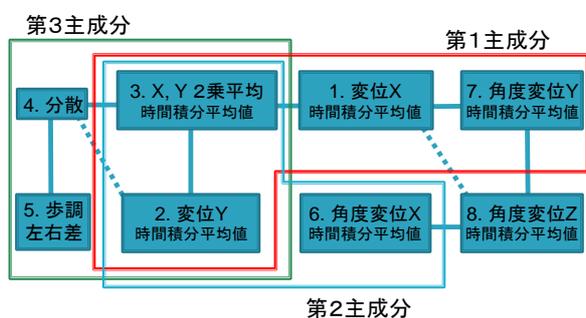


図6 66名分のデータに対する相関分析及び主成分分析の結果。5%有意水準で相関が検出された要因同士を実線で、10%水準での有意傾向を示した要因同士を点線で結んでいる。また、赤枠は第1主成分、緑枠は第2主成分、青枠は第3主成分において主成分得点が高かった項目を囲んでいる。

の回転を反映する要因である。図5に、得られたデータの一例として、被験者66名分の、y軸周りの角度変位(絶対値)の時間積分平均値を示す。

さらに、歩行に関わる各要因がどのような関係を持ち、歩行全体にどのような影響を与えるかを総合的に調べるため、測定された要因間の相関分析を行った。各要因の相関を検定した結果を図6に示す。さらに、歩行に影響を与える主要因を明らかにするために、上記1-8の要因に関する主成分分析を行った。その結果も併せて図6に示す。

相関分析の結果、上下左右の変位を合わせたものである測定項目3を境目として、項目2, 4, 5及び1, 6-8が互いに相関しているという結果が得られた(図6)。ここで前者は歩行リズムに関与する項目、後者は歩行を実現するために発生する体の動きを反映した項目であると解釈できる(2のy軸方向の変位は、歩を刻むことに連動して発生すると言えるため)。

主成分分析の結果について、第1主成分は主に体幹の変位と対軸の回転を、第2主成分は上下方向に関する体幹の変位を、第3主成分は歩調のばらつきをそれぞれ情報として多く含んでいる(図6)。いずれの主成分についても、その値が大きいかほど変位や歩調のぶれは大きく、従って歩行の安定性はより低くなる。

さらに、主成分分析の結果と合わせることで被験者の歩行能力を分類評価するため、元のデータに対するクラスタ分析

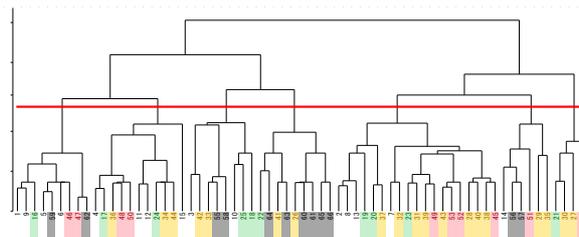


図7 66名分の実験結果に対するクラスタ分析の結果得られたデンドログラム。各個人のデータに関して、白色が1学年、緑色が2学年、黄色が3学年、赤色が4学年、灰色が儀仗隊の被験者をそれぞれ示す。縦軸はクラスタ間の距離を示す。赤線に示す部分において、全データは7つのクラスタへと分類された。

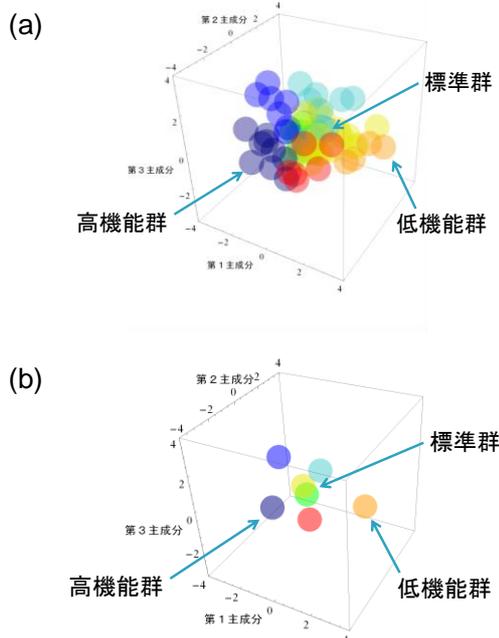


図8 (a) 主成分分析の結果得られた第1, 第2, 第3主成分に関する3Dプロット。66名分のデータがクラスタごとに色付けされて示されている。(b) 各クラスタの重心をプロットしたもの。

を実施した。その結果得られたデンドログラムを図7に示す。ここで、66名分のデータは7つのクラスタへと分類された。また、この結果を主成分分析の結果と合わせたものを図8に示す。図8においては7つのクラスタが色分けされて示されており、図8のプロットにおいてもクラスタ分析により得られたそれぞれのクラスタは同じような位置を占めていることがわかる。

以下、それぞれのクラスタの特徴について説明する。まず大まかには、第1から第3主成分までの値について、いずれも低い値を示す高機能群(図中藍色)、中間的な値を示す標準群(図中黄色及び緑色)、及び高い値を示す低機能群(図中橙色)に分類することができる。なお、高機能群には9名の学生が含まれるが、その内訳は儀仗隊員6名、3学年の学生3名であり、高い練度が期待されるグループに属する被験者がこのクラスタを構成している。

青色で示されるクラスタについては第1, 第2主成分の値については低く、第3主成分、即ち歩調の安定性に関わる成分のみ

について値が高い、即ち歩行リズムの安定性については劣るものの歩行中の体幹部の安定性については優れている群である。ただし、このクラスタについては、第3主成分の値によって示される、歩行リズムの安定性は全クラスタ中最低であり、ある意味リズムの安定性を犠牲にして体幹部の安定性を確保している群であると言える。また、水色で示されるクラスタは標準群に近い性質を有しているものの、第1主成分の値のみについて標準群に劣っている。赤色で示されるクラスタもまた標準群に近い性質を有しているものの、第2主成分の値によって示される安定性については標準群に劣り、第3主成分の値で示される安定性については標準群よりも優れている。

以上の通り、クラスタ分析と主成分分析を合わせた分析を行うことにより、行進者の歩行機能を分類評価することに成功した。また、図8に示す各クラスタの特徴からは、歩行時の体幹部の安定性と歩調の安定性の間にはある種のトレードオフが存在することが示唆される。

4. まとめと今後の展開

本研究では健常者の歩行に対する分析を行うことにより、健常者の歩行パターンを評価する基準を確立し、歩行における軽微な不備の検出や歩行の改善を行うための方法論を確立することを目標とした。そのため、防衛大学の学生 66 名を対象とした実験を行い、得られたデータについて主成分分析、クラスタ分析などの統計解析を行った結果、彼らの歩行パターンを分類評価することに成功した。

統計解析の結果得られたデータ(図8)からは、健常者の歩行パターンがいくつかの明瞭に分類可能なクラスタとして検出されることが示唆された。今後の研究において、本データは歩行者の歩行機能を分類するための基準もしくはデータベースとして用いられる予定である。例えば今後、低機能群に属する被験者に対し、歩行改善のための手法(ストレッチや筋力トレーニングなどの訓練、あるいは手技療法など)を施したとする。その際、その被験者の歩行パターンが訓練や治療に伴い図8に示される空間の中をどのように遷移するかを観察することにより、健常者の歩行機能は1元的にその高低を判定されるようなものであるのか、それとも「健康な歩行」の在り方は複数存在し得るのか、このような問いに対する答えを得ることが期待される。このように、本研究の成果は今後歩行に関する一般的な知見を深めると共に、予防医学的な意味で、症状としてははっきり表れない軽微な不備を検出するための方法として活用されることが期待される。

参考文献

- [Hausdorff 2009] Hausdorff J. M.: Gait dynamics in Parkinson's disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling, *Chaos*, 2009.
- [Hove 2012] Hove M. J., Suzuki K., Uchitomi H. Orimo S., Miyake Y.: Interactive rhythmic auditory simulation reinstates natural 1/f timing in gait of Parkinson's patient, *Plos One*, 2012.
- [細井 2011] 細井悠貴, 松下宗一郎: 日常生活における特徴的歩行分析に関する研究, 全国大会講演論文集, 一般社団法人情報処理学会, 2011.
- [小林 2006] 小林哲平, 三宅美博, 和田義明, 松原正明: 加速度センサを用いた運動学的歩行分析システム, 計測自動制御学会論文集, 2006