

オムロンヘルスケア株式会社殿

# フィールドワーク共同調査開発成果報告書

第1年度

歩行データベース作成および歩行パターン分析に関する研究

(2008.10.10～2009.10.9)

平成 21 年 10 月 9 日

財団法人理工学振興会

東京工業大学

お茶の水女子大学

日産厚生会玉川病院

桜新町リハビリテーションクリニック

## 目 次

概 要	4
第1章 目標と方針（三宅）	5
1.1 目標	
1.2 背景と方針	
1.3 実施体制	
第2章 加速度センサによる歩行分析（三宅）	7
2.1 腰軌道の計測方法について	
2.2 鉛直方向の分析	
2.3 左右方向の分析	
2.4 進行方向の分析	
第3章 歩行の美しさに関する分析（柴）	12
3.1 目的と方法	
3.2 実験プロトコール	
3.3 結果の概要	
3.4 典型例	
3.5 考察	
3.6 美しい歩行への提言	
第4章 高齢者の歩行に関する分析（和田）	25
4.1 目的と方法	
4.2 実験プロトコール	
4.3 結果の概要	
4.4 典型例	
4.5 考察	
4.6 加齢予防への提言	
第5章 歩行パターン分類の可能性（三宅）	32
5.1 歩行運動と腰軌道データの関係	
5.2 腰軌道による歩行パターン分類の可能性	
5.3 様々な条件から腰軌道への影響	

5.4 事例に基づく検討：美しさの視点から

5.5 事例に基づく検討：高齢者の視点から

## 第6章 考察とまとめ（三宅）

43

6.1 本研究で明らかにされた重要な課題

6.2 加速度センサによる腰軌道の計測と歩行分析への応用について

6.3 多様な歩行パターンにおける腰軌道の分析と特徴抽出について

6.4 歩行パターンを分類するアルゴリズムの開発と自動化について

6.5 今後の研究展開にむけての提案

## 研究参加者一覧

51

## 付録A（別冊1：解析データ）

A.1 資料（若年者データ16名分）

A.2 資料（高齢者データ20名分）

## 付録B（別冊2：アンケート）

B.1 資料（若年者データ16名分）

B.2 資料（高齢者データ20名分）

## 概 要

歩行とは、身体をある場所から他の場所まで移動させるための自然かつ最も基本的な方法であり、人間が生きていく上で不可欠な機能のひとつである。そのため医療だけでなく、健康や美容、さらにコスメティックスの観点からも歩行の重要性に関心が集まっている。しかし、従来の歩行の分析手法は、電気角度計、床反力計、モーションキャプチャなどを用いるもので、その計測装置の巨大さや煩雑さから、医療や生活の現場への応用が難しいという問題が指摘されてきた。これに対して、近年では加速度センサを用いた歩行分析が注目されており、その特徴としては、従来の計測手法に比べて拘束が少なく、また長時間の計測にも適しているという点が挙げられる。

ただ、現状での加速度センサを用いた歩行分析の研究は加速度そのものを対象としたものが多く、歩行パターンを対象としたものは存在しない。しかし、三宅らの研究グループでは腰部に取り付けた加速度センサの情報から、歩行中の腰軌道を算出する手法を初めて開発し、歩行障害者の歩行パターンの評価指標として用いる試みを進めている。腰軌道から歩行運動パターンの特徴を抽出し、その状態を評価することができれば簡便に計測でき、しかも歩行リハビリテーション支援のみならず、様々な社会的コンテキストの中での歩行支援に有効な手法を提案できる可能性がある。

このような背景から、本フィールドワーク調査開発では、三宅らが開発した歩行中の腰軌道の算出方法をオムロンヘルスケア社製の加速度記録装置に実装し、その有効性を確認するとともに、腰軌道に基づいて歩行パターンを分類するための基礎的な知見を得ることを目標とした。具体的には、歩行の美しさと同齢者の歩行の2つの観点から歩行運動のデータベースを作成し、さらに、それらの歩行を分析しパターン分類するための方法について研究を進めた。

その結果、オムロンヘルスケア社の加速度センサを用いて、歩行中の加速度計測とそれに基づく腰軌道の計算に成功し、三宅らの報告したものと同様の腰軌道を計測できることが確認された。そこで様々な歩行運動に適用するために、まず、歩行の美しさの観点から、歩行の動画データと腰軌道データを収集し、それらのデータベースを作成した。さらに、高齢者の歩行の観点からも歩行データを収集し、そのデータベースを作成した。これらの結果に基づいて、腰軌道を分析するための幾何学的指標の開発と、それらに基づいて歩行パターンを分類するアルゴリズムの開発を進めた。この1年間の活動の成果として、以上の有効性が示され、さらに今後取り組むべき問題群が明確化された。それらの詳細は本報告書の各章を参照していただきたい。

このような新しい技術開発への取り組みは、いま始まったばかりであり、現段階で結論を急ぐべきものではない。本成果報告は、このような新しい歩行分析手法の開発への取り組みの第一歩として位置づけられるべきものであり、今後の展開に向けての可能性を感じ取っていただければ幸いである。

## 第1章 目標と方針

### 1.1 目標

本フィールドワーク調査開発の目標は、3次元加速度センサを用いて人間の歩行運動を分析し、歩行パターンを分類するための基礎的な知見を得ることである。ここでは歩行の美しさと高齢者の歩行の2つの観点から歩行運動のデータベースを作成し、さらに、それらの歩行を分析しパターン分類するための方法について研究を進めた。

### 1.2 背景と方針

歩行とは、身体をある場所から他の場所まで移動させるための自然かつ最も基本的な方法であり、人間が生きていく上で不可欠な機能のひとつである。そのため運動障害が生じた患者のリハビリテーションにおいても、歩行機能の獲得、改善は極めて重要な項目として位置付けられている。また、加齢と共に歩行は変化し、85歳以上では実に82%の高齢者が何らかの歩行障害を有するとの報告もあり、高齢化が進行している現代社会においては、歩行支援の重要性はますます高まっている。さらに健康や美容、さらにコスメティックスの観点からも歩行の重要性に関心が集まっている。

このような背景から、歩行を支援する機器やトレーニング方法も、これまで数多く提案されてきた。一方で、歩行を定量的に分析し、客観的に評価する指標を提案する試みも数多く行われており、これらは計測という側面からのアプローチである。そして、効果的な歩行支援のプログラムを策定するためには、歩行状態を的確に把握する必要がある。しかし、現状では目視による評価が行われていることが多く、知識や経験に依存してしまうという問題が残されていた。そのため、客観的な歩行の評価指標の導入が望まれている。

歩行の分析手法は、電気角度計、床反力計、モーションキャプチャなど様々な機器や手法を用いて行われる。例えば医療の領域においては、それらを用いることによって得られたデータと疾患の特徴とを関連付けることで、評価指標を定めている。リハビリテーションの中でも最も多い疾患のひとつと言われている脳卒中片麻痺においても、このような取り組みは盛んに行われている。片麻痺歩行の床反力パターンの分類とその妥当性を検討、床反力指標を用いた主成分分析と臨床評価、床反力や関節角度変化の計測による患側の麻痺の重さと歩行スピードの相関、運動麻痺の測定に最も使用される指標であるBrunnstrom Stage (BS)と歩行能力の関連、BSと歩行周期の関連、重複歩距離の変動係数から片麻痺歩行の安定性評価、身体重心の左右動揺幅の比較など、多数の成果が報告されている。

このように、様々な評価指標が提案され、その有用性が示されているが、歩行計測設備の煩雑さから、医療や生活の現場への応用が難しいという問題が残されている。そして、この問題に対して、近年では加速度センサを用いた歩行分析が注目されている。その特徴としては、従来の計測手法に比べて患者への拘束が少なく、また長時間の計測にも適しているという点が挙げられる。ただ、加速度センサを用いた歩行分析は加速度そのものを対

象としたものが多く、歩行のパターンを対象としたものは存在しない。しかし、三宅らの研究グループでは、腰部に取り付けた加速度センサの情報から、歩行中の腰軌道を算出する手法を開発し、歩行障害者の歩行パターンの評価指標として用いる試みを進めている。

腰軌道から歩行運動パターンの特徴を抽出し、その状態を評価することができれば簡便に計測でき、しかも歩行リハビリテーション支援のみならず、様々な社会的コンテキストの中での歩行支援に有効な手法を提案できる可能性がある。そこで、本研究では歩行の美しさと高齢者の歩行という2つの観点をとりあげ、その歩行運動データベースを作成し、その腰軌道パターンから歩行運動の特徴を定量的に評価する手法を提案した。そして、その有効性を評価し、歩行のパターン分類が可能かどうかについて検討した。

### 1.3 実施体制

上記の目的を実現するために、本調査開発では（財）理工学振興会のもと、4組織からなる研究プロジェクトを編成した。歩行運動のデータベース作成については、歩行の美しさの観点からのデータ収集と分析をお茶の水女子大学が担当し、高齢者の歩行の観点からのデータ収集と分析を（財）日産厚生会玉川病院と桜新町リハビリテーションクリニックが担当した。さらに、歩行データの分析手法と歩行のパターンの分類方法の開発を東京工業大学が担当した。本プロジェクトは、2008年10月10日より2009年10月9日の1年間に実施された。実施体制を以下の Fig.1 にまとめる。

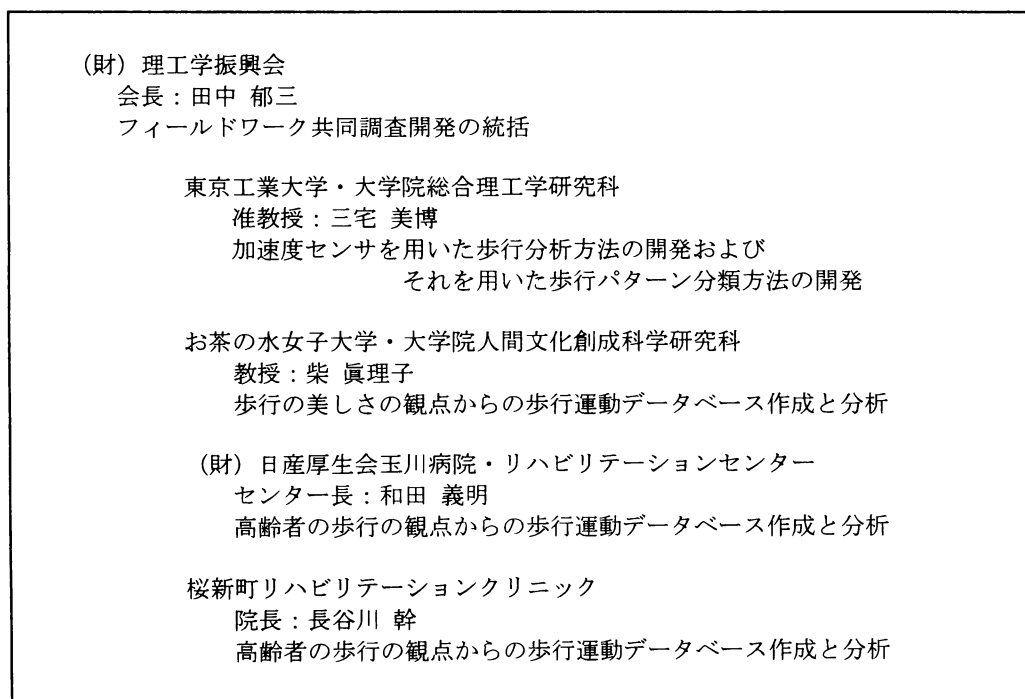


Fig.1 フィールドワーク共同調査開発の実施体制

## 第2章 加速度センサによる歩行分析

### 2.1 腰軌道の計測方法について

歩行運動を計測する装置として、本研究では3次元加速度センサ(オムロンヘルスケア社, HJA-350IT データロガー)を用いる。このセンサを被験者の腰部背側に装着バンドによって固定し、歩行時の加速度変動を計測する。装着の様子は Fig.2.1 のようになる。この状態でセンサの計測座標系の3次元方向は、それぞれ被験者の左右方向をX, 鉛直方向をY, 進行方向をZとする。ここでは水平な床面上の直線コースを歩行する条件に限定することで、計測座標系が物理空間の座標系と近似的に対応できている。

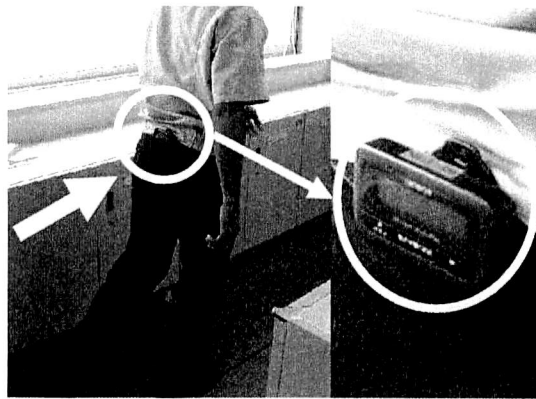


Fig.2.1 加速度センサの装着の様子

このとき加速度センサの検出感度は 341LSB/G (12bit 分解能) であり、周波数特性は DC~40Hz である。これをサンプリング周波数 100Hz で使用し、加速度データは記録装置(オムロンヘルスケア社, HJA-350IT データロガー)で保存される。得られた加速度データから腰軌道となる位置情報を求める手法として、加速度の二階積分を用いる。しかし加速度  $A$  から速度  $V$ , 速度  $V$  から位置  $X, Y, Z$  を求めるにあたり、単純に積分をするだけでは踵接地等による誤差の累積を考慮していないため、長距離歩行時に大きくずれてしまう。そこで誤差を累積させない算出法が必要となるが、その方法として、速度、位置において常にゼロ点補正を行う新しい算出法を採用している。

### 2.2 鉛直方向の分析

本研究における歩行運動は水平床面上に限定しているため、鉛直方向に着目した場合、腰の高さは平均的には等しくなるはずである。そこで式(1)に基づいて加速度  $A_y$  から速度  $V_y$  を計算した上で、式(2)のように各時刻の前後1歩分の周期  $t_p$  という短期的な時間スケールで速度平均を求め、それを速度算出におけるゼロ点となるベースラインとして定め、その

平均速度からの変位を速度  $V_y$  とする。これによって速度のオフセット成分が除去され変動成分だけが残る。さらに位置  $Y$  の算出においても速度の場合と同様に考えて、式(3)、(4)から求める。これらの処理によって、平均区間の時間スケールを越える累積成分についてはキャンセルされ、それよりも速い振動的変化のみの計測が可能になる。これは他の方向成分についても同様である。

$$V_y(t) = \int_0^t A_y(\tau) d\tau \quad (1)$$

$$V_y'(t) = V_y(t) - \overline{V_y(t)} = \int_0^t A_y(\tau) d\tau - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_y(\tau) d\tau \quad (2)$$

$$Y(t) = \int_0^t V_y'(\tau) d\tau \quad (3)$$

$$Y'(t) = Y(t) - \overline{Y(t)} = \int_0^t V_y'(\tau) d\tau - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} Y(\tau) d\tau \quad (4)$$

### 2.3 左右方向の分析

歩行における左右方向の軌道は歩行コースを中心とした左右運動となる。しかしながら鉛直方向とは異なり、左右方向には一歩ごとの左右揺れに加え直線状の歩行コースからの逸脱性が存在する。そのため左右方向の歩行分析では、短期的な一歩ごとの左右揺れと、長期的に見たときのコースからの逸脱性を分けて評価する必要がある。ここでは速度  $V_x$  の算出は鉛直方向の場合と同様であり、式(5)のように加速度  $A_x$  の積分として求まる速度  $V_x$  から、その平均としてのオフセット成分を除去するが、位置の算出においては2通りに分けて計算する。一歩ごとの左右揺れの腰軌道  $X'$  は、短期的時間スケール（前後1秒間）の平均  $X_{1sec}$  を用いてゼロ点補正する式(6)によって算出する。一方、コースに対する逸脱性  $X''$  は長期的な時間スケール（前後5秒間）の平均  $X_{5sec}$  を用いる式(7)から計算される。なお以下の計測では式(6)を用いている。

$$V_x'(t) = V_x(t) - \overline{V_x(t)} = \int_0^t A_x(\tau) d\tau - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_x(\tau) d\tau \quad (5)$$

$$X'(t) = X(t) - \overline{X_{1sec}(t)} = \int_0^t V_x'(\tau) d\tau - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} X(\tau) d\tau \quad (6)$$

$$X''(t) = X(t) - \overline{X_{5sec}(t)} = \int_0^t V_x'(\tau) d\tau - \frac{1}{10} \int_{t-5}^{t+5} X(\tau) d\tau \quad (7)$$

### 2.4 進行方向の分析

進行方向に関しても、鉛直、左右方向と同様であり、式(8)のように加速度  $A_z$  の積分として求まる速度  $V_z$  から、その平均としてのオフセット成分を除去して歩行速度  $V_z$  を求める。しかし、ここでは、鉛直、左右方向と異なり、累積する移動距離  $Z$  を求める必要があるた



め、単純にオフセット成分を除去してしまう手法を適用することはできない。それでは歩行速度が振動成分のみになってしまうからである。そこで歩行速度のオフセット成分を推定する必要がある。

われわれは歩行速度のオフセット成分と速度振幅の間に回帰直線で近似できる相関関係があることを発見した。Fig.2.2 は被験者3人がそれぞれ4種類の速度で歩いたときのオフセット成分と速度振幅の関係であり、 $y(\text{オフセット成分}) = \alpha x(\text{速度振幅}) + \beta$  の回帰直線となる。これに基づいて式(9)のように  $V'_z$  にオフセット成分の推定値を加えることで歩行速度  $V''_z$  を求めることが可能になる。これは、歩行速度の振動成分については鉛直方向と同様にオフセット除去の方法で求め、オフセット成分については上記の速度振幅から推定する方法で求め、両者を加算する形で歩行速度を算出する形式になっている。そして式(9)を再び積分し、式(10)から移動距離  $Z$  を得る。このとき速度振幅  $V'_{z,amp}$  は前後  $t_p$  秒の区間における速度の極大値と極小値の差から求めるものとする。ただし、この相関は個人によって異なるため、回帰直線のパラメータとなる  $\alpha$ 、 $\beta$  の値は被験者ごとに設定する必要がある。

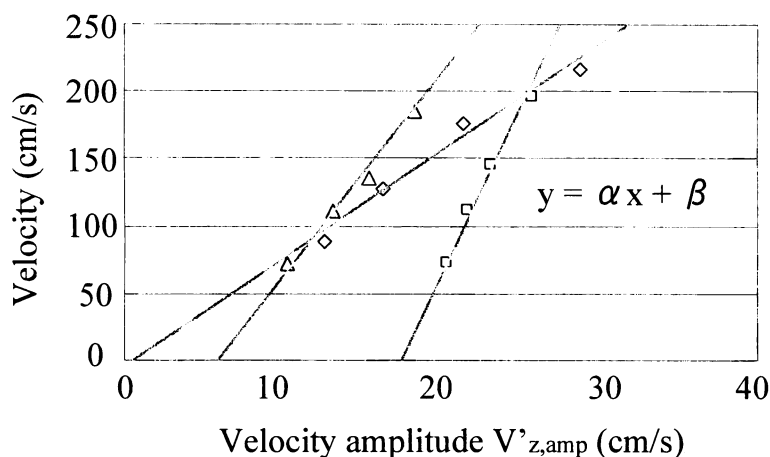


Fig.2.2 進行方向の速度振幅とオフセット成分の関係

$$V'_z(t) = V_z(t) - \overline{V_z(t)} = \int A_z(\tau) d\tau - \frac{1}{2} \int_{-1}^{+1} A_z(\tau) d\tau \quad (8)$$

$$V''_z(t) = V'_z(t) + \alpha V'_{z,amp} + \beta \quad (9)$$

$$Z(t) = \int V''_z(\tau) d\tau \quad (10)$$

しかし、実際の計測において  $\alpha$  と  $\beta$  を求めるためには、同一被験者に2種類以上の速度で歩いてもらわねばならず臨床での適用は難しい。そこで被験者にはできるだけ一定速度で歩くように依頼し、歩行速度のオフセット成分は大きく変化しないものと仮定する。これ

によって回帰直線を  $y = \alpha x$  と近似する．このとき実際の移動距離と時間から平均速度( $y$ )を求め，計測された速度振幅 ( $x$ ) との関係から定数  $\alpha$  を決定する．これによって一度の計測でパラメータを決定することが可能になる．ただし，これは実用上の制約からの近似であり，本計測システムの原理的な限界ではなく，(オフセット成分式)  $y = \alpha x + \beta$  の値は微小な影響しかないので，データ解析に当たっては省略する．以上から式(11)(12)を用い，移動距離  $Z$  を求める．

$$V''_z(t) = V'_z(t) + \alpha V'_{z,amp} \quad (11)$$

$$Z(t) = \int V''_z(\tau) d\tau \quad (12)$$

このように計測座標系の3次元方向のそれぞれに対応した計算法を使用することで，物理空間における腰軌道を近似的に得ることができる．以下の Fig.2.3 および Fig.2.4 に計測結果の一例を示す．

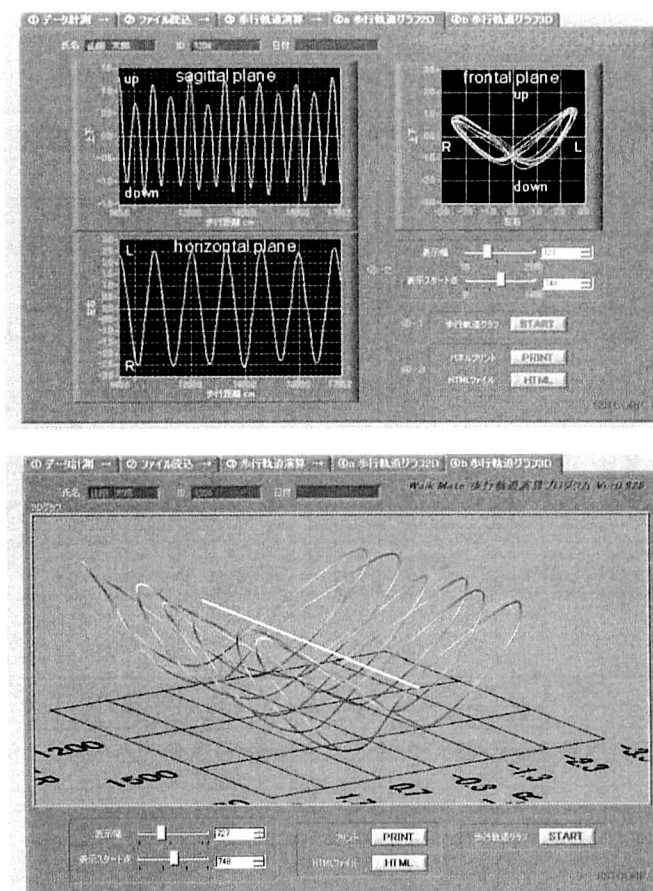
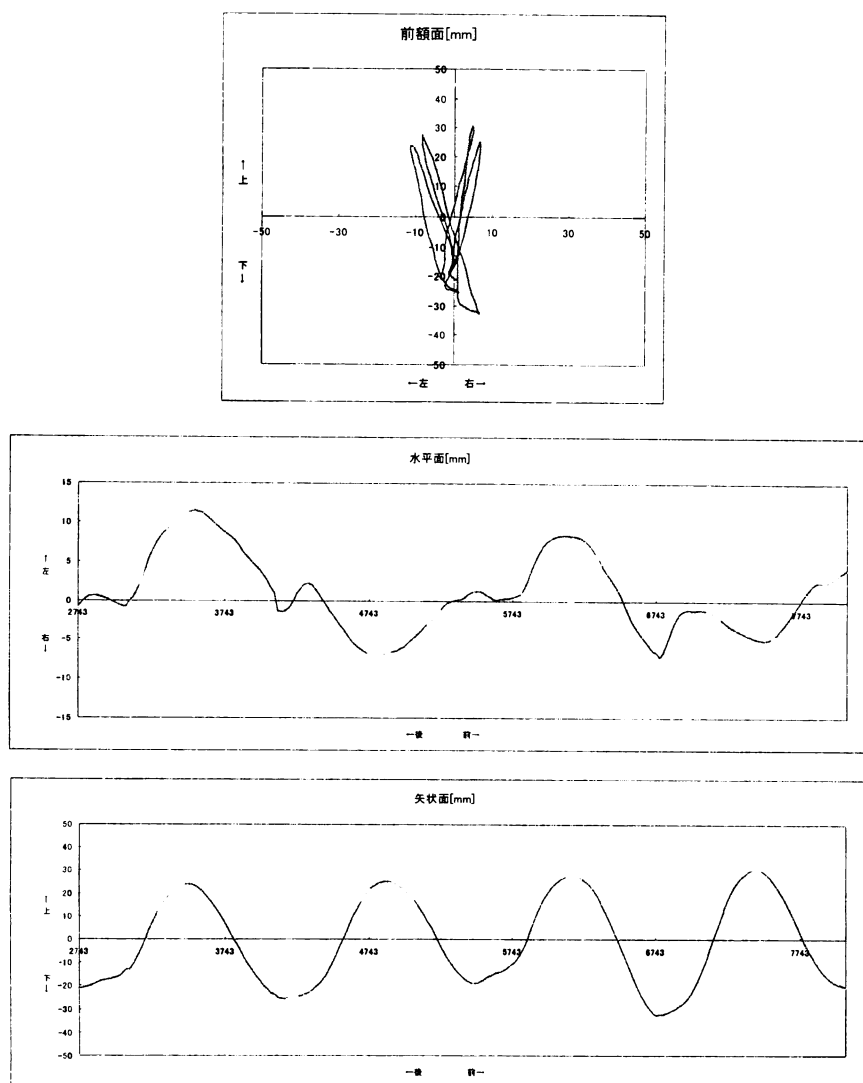


Fig.2.3 歩行時の腰軌道の計測例  
(本写真は三宅研究室の Walk-Mate のもの)



**Fig.2.4** 歩行時の腰軌道の計測例  
(オムロンヘルスケア社のもの)

**参考文献**

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—股関節疾患の術後リハビリにおける Walk-Mate 有効性評価への適用—, 計測自動制御学会論文集 Vol.42, No.5, pp.567-576 (2006)

## 第3章 歩行の美しさに関する分析

### 3.1 目的と方法

メルローポンティ（Merleau-Ponthy,M.）が、「私とは私の身体である」「身体こそが、みずからを示し、身体こそがみずから語る」というように、私達の精神の活動はそっくり身体の活動であり、身体の活動はそっくり精神の活動である。

このように私たちの活動は、まるごとのからだの活動である。従って、人間の移動運動の基本である「歩く」にも、その人の内面があらわれ、他者はその歩く姿からその人の内面を読み取っている。例えば、文学において、「肩を落として歩く」「肩で風を切って歩く」「大手を振って歩く」等といった様々な歩き方の表現によって人物の内面を描写する手法がとられ、読者はそのような表現からその人物の内面を想像することができる。また、日常生活の中で、その歩き方に「いつもと様子が違って元気がないなあ」「何かいいことがあったのかな」などということを感じ取り、それは言語によるコミュニケーションに先立っている。

このように、歩き方がその人の内面の反映であることを考えると、現代の若い女性の歩みに、危うさを感じる。背中丸く、膝は曲がって、内股で、足をその場に置いていくような歩き方をする若い女性が増えてきているように感じられて仕方がない。そのような歩き方からは、その人の存在が「不健康」「よわよわしい」「だらしない」「若さにかける」ものであると推測される。

しかし、若い女性の「美しさ」への欲求は高く、お化粧品やファッションという外から飾ることに興味・関心、また気づきはあっても、洋服はきている人の動きと共に在り、その動きの中でその人と洋服が一体になっての美しさであるということへの気づきがないために、歩くという人間の基本的な移動運動に無頓着であると思われる。

そこで、本研究では、若い女性の「美しさ」への欲求を踏まえて、その美しさの根底となる「歩行」に着目し、美しい歩行の特徴を捉え、美しい歩行の定義ともいべきものを探ることを目的とした。

ここでは、美しい歩行にも日々向き合っている舞踊専攻生を被験者として実験を行った。被験者を舞踊専攻生とした理由は、モダンダンス、コンテンポラリーダンス、バレエ等を継続している学生は、舞踊の素材である身体や媒体である動き（動く身体）への意識が高く、非経験者に比べ、自らの動きをコントロールする能力も高い。従って、『美しい歩行』を求められれば、自らの身体の動きをコントロールして歩くことができ、『美しい歩行』の特徴が明確な動きとして表れると期待されるからである。

実験は、被験者が考える『美しい歩行』についてのアンケートをした後に、オムロンヘルスケア社のロガーを腰部に装着し、15mの直線を歩くというものであった。

実験手順はまず、「普通」の歩行の計測⇒「美しい」歩行①の計測⇒それぞれの歩行に対する自己評価（チェックリストによる5件法と自由記述）⇒自分の「美しい」歩行①のピ

ビデオをみる⇒ビデオをみての自己評価⇒「美しい」歩行②の計測⇒自分の「美しい」歩行②のビデオをみる⇒ビデオをみての自己評価， というように進めた。

なお，歩行計測中，舞踊学専攻大学院生1名が，被験者の歩行の評価をリアルタイムで行った。

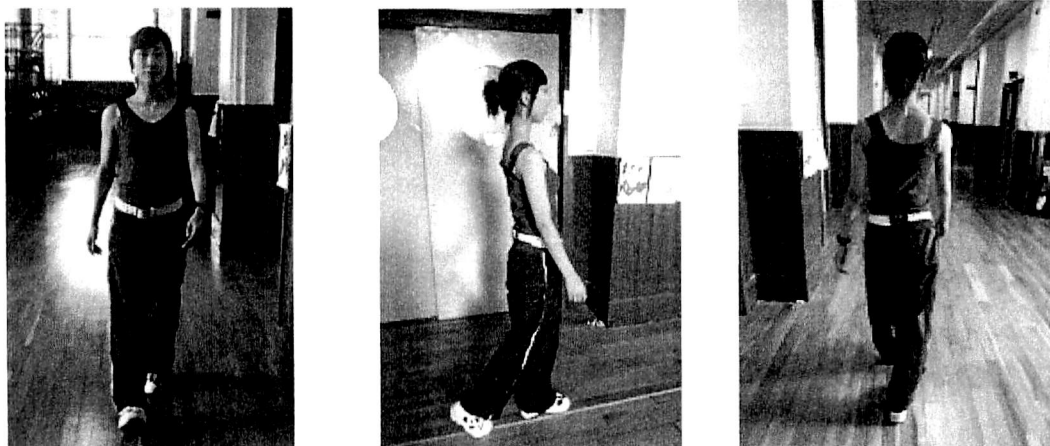
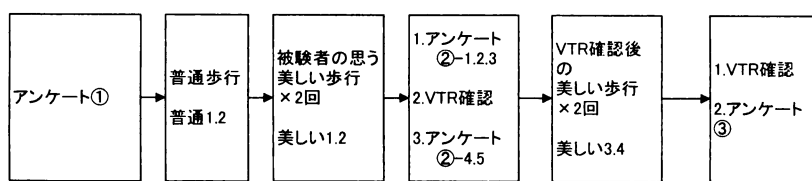
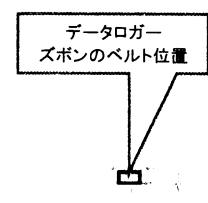


Fig.3.1 舞踊専攻生の歩行分析実験の様子

### 3.2 実験プロトコール

						Confidential B			
試験名		試験No.:	作成	調査	認可	符号	日付	コードNo. HDV-WL-090901	1/1
歩行姿勢計測試験プロトコル お茶の水女子大学			OHO(高)健康 2009/8/5 森健		OHO(高)健康 2009/8/5 山田			改訂内容・理由	改定
									認可
1. 試験目的 歩行姿勢計測技術開発において、歩行姿勢のDBの構築を目的とし、歩行時の加速度を計測する。									
2. 計測器									
・データロガー		・PC		・ビニールテープ		・はさみ		・メジャー	
・カメラ		・三脚		・USBケーブル					
3. 計測条件 ■ 歩行路 直線 15 [m]									
		計測路 9 [m]		停止位置		計測路終了		計測路開始	
		助走路 3 [m]		3m		9m		3m	
		予備路 3 [m]						スタート位置	
<p>■ 歩行姿勢            普段の歩行 ・ 被験者の挙げた美しい歩行</p> <p>■ 計測回数            2セット 身長、体重、年齢、日常生活パターン、見た目美しい歩行とは            ウォーキングに期待するところ、体型・姿勢の悩み など</p>									
4. 測定方法									
4.1 測定項目									
1) 加速度		下図の様に、データロガーをズボンのベルト(背骨の延長線上)にクリップで固定する。 (場合により、同様に複数個ベルトにデータロガーを取付ける。また、胸や肩にも同様に取り付ける。) 歩行時にデータロガーが揺れない程度にベルトが腸骨棘に掛かる位置に締め付ける。 ズボンにベルト通しがついている場合は、それを利用する。 ベルトの締め付けの際には、被験者に圧迫感、締め心地を確認する。 本体が水平面に対し、傾かないよう注意して設置する。							
2) 動画撮影		被験者の側面、背面からビデオ撮影を行う。							
3) アンケート		身長、体重、年齢、日常生活パターン、見た目美しい歩行とは、 ウォーキングに期待するところ、体型・姿勢の悩み など							
									
									
図1 実験フロー									
4.2 作業手順									
<ul style="list-style-type: none"> <li>計測前に同意書とアンケートを実施する。</li> <li>計測前に歩行の条件を伝え、慣れるまで練習させる。</li> <li>データロガーの番号、データロガーのソフトウェアVer、ファイル名の記録を行うこと。(「記録用紙」参照)</li> </ul> ※図1 実験フロー参照									
1) スタート地点に立ち、データロガーの取付け、記録の開始を行う。									
①ビデオ録画開始 ②データロガー記録開始									
2) 計測路の開始、終了地点は特に意識せず、15mを歩ききって頂くことを伝え、歩行を開始する。									
3) 停止地点で停止の後、記録を停止する。									
①データロガー記録停止 ②ビデオ録画停止									
4) 計測者(および第三者)から見た歩行姿勢の特徴(「歩幅」、「歩隔」、「その他」)など、歩行姿勢に関する特記事項を記録する。									
5. 試験機器と想定される危険性									
1) データロガー									
予想される危険性はなし。安全性は一般に市販されている、既存機種:生活活動量計HJA-350ITをベースにソフトウェアをデータロガーとして、加速度のサンプリング条件の変更を行っているのみであり、確保されている。									
2) ビデオカメラ									
予想される危険性はなし。安全性は一般に市販されている、ビデオカメラを使用するため、確保されている。									
3) ベルト									
締め付けによる、圧迫、蒸れることによるかぶれが予想される。一般的に市販されているベルトを使用し、取り付けの際に圧迫感、締め心地を確認するため、確保されている。									
4) 歩行時									
歩行時の転倒が予想される。歩行路に障害物がない事を事前に確認し、つまづきによる転倒を予防する。									
6. 緊急時の対応									
試験を即時に中止し、速やかに病院・医師に連絡をとる。									

OMRON

Fig.3.2 歩行の美しさの分析実験プロトコール  
(オムロンヘルスケア社で作成したもの)

### 3.3 結果の概要

#### 1) 測定者による歩行の評価

プロトコールに示したように、各被験者に合計6回の歩行の測定を実施した。測定にあたって、1名の測定者（舞踊学専攻の大学院生）が、被験者の歩行をみながらリアルタイムで、チェックリストを用いた評価とその歩行の特徴を記述した。Table 3.1～3.3には測定者による歩行の評価結果を示した。評価は5件法（5段階評価）で行った。そして、舞踊専攻生の考える『美しい歩行』についての自由記述を参考に、評価項目のうち『美しい歩行』を評価する要素となりうる8項目、即ち「顎、胸、背中、視線、膝、踵接地、爪先を開く、腰の位置」については、「美しい」歩行と判断される段階（5段階評価中の段階）を表中に示し、それに該当しない評価の場合には、段階を表す数字の前に×を付けた。また、踵接地という項目については、評価段階が「できていない」を1として、「できている」を5とするものであるため、1と2を×とし、3を△とした。

Table 3.1 から被験者に求めた『普通の歩行』について、本研究で『美しい歩行』を評価する要素とした8項目に×についてみると、最も×が多いのは×5（1名）で、この1名を含めて複数項目に×がついた被験者は16名中5名であり、×1の被験者が多い。このことから、身体部位の位置関係と動きから美しさを評価した今回の評価の要素によれば、舞踊継続者の『普通の歩行』も大方の被験者において美しいと言えよう。

Table 3.2 には、被験者に求めた『美しい歩行』課題、Table 3.3 には『美しい歩行のフィードバック』課題についての評価結果を示した。いずれの課題においても、『普通の歩行』時より更に、×のつく歩行の被験者は少ないことがわかる。

Table 3.1 測定者による歩行の評価（被験者の「普通の歩行」課題の歩行をみて）

	顎	肩	胸	背中	腕振り	視線	膝	踵	爪先開	爪先下	歩幅	歩隔	腰位置	腰回転	
美しい	2～3		3～4	3		3～5	3～4	4～5	2～3				3		×の数
被験者1	×1	2	3	3	5	5	×2	5	3	4	4	3	3	5	2
2	×4	1	3	3	1	4	3	5	3	3	2	1	3	2	1
3	3	4	3	3	5	3	×2	4	3	3	3	4	4	4	1
4	3	2	3	3	4	4	4	4	2	4	3	3	3	4	0
5	3	2	×2	3	4	4	3	5	4	5	2	2	3	4	1
6	×4	2	3	×2	4	×2	3	3	3	3	3	4	×2	4	4
7	3	3	3	3	4	×2	3	3	3		4	2	3	4	1
8	3	2	3	3	4	×2	3	3	4	3	3	2	3	4	1
9	3	2	×2	×2	2	×2	×2	4	3	3	2	3	×2	2	5
10	3	4	3	3	4	×2	4	4	3	4	3	3	3	4	1
11	3	2	3	3	4	3	3	3	2	3	2	4	×2	2	1
12	3	4	3	×2	4	3	×2	4	2	3	3	4	×2	4	3
13	×4	2	3	×2	4	3	3	3	1	3	4	5	×2	4	3
14	×4	2	3	3	5	3	3	3	4	3	4	2	3	4	1
15	×4	2	3	3	2	3	3	3	2	3	3	4	3	2	1
16	×4	2	3	3	1	3	3	3	2	3	2	4	3	2	1

(注：評価項目と評価段階)

	1	5		1	5		1	5
顎	引く	突き出す	視線	近く	遠く	歩幅	小さい	大きい
肩	振らない	振ってる	膝	曲がって	伸びて	歩隔	狭い	広い
胸	引っ込む	突き出す	踵接地	できていない	できている	腰位置	引き気味	前に出ている
背中	猫背	反ってる	爪先開	開いて	閉じて	腰回転	回転していない	回転している
腕の振り	振らない	振ってる	爪先下	下がって	上がって			

Table 3.2 測定者による歩行の評価（被験者の「美しい歩行」課題の歩行をみて）

	顎	肩	胸	背中	腕振り	視線	膝	踵	爪先開	爪先下	歩幅	歩隔	腰位置	腰回転	×の数
美しい	2~3		3~4	3		3~5	3~4	4~5	2~3				3		
被験者1	2	1	3	3	2	5	3	5	2	4	2	2	3	4	0
2	3	2	4	3	1	5	3	4	2	3	3	2	3	2	0
3	2	2	4	3	4	4	3	4	2	3	4	3	×4	4	1
4	3	4	3	3	4	4	4	4	2	4	4	3	3	4	0
5	3	4	4	3	3	4	3	5	3	4	4	2	3	3	0
6	2	1	4	3	4	4	3	△3	3	3	3	3	3	4	△1
7	2	2	3	3	4	4	3	△3	3	4	4	2	3	4	△1
8	3	2	3	3	4	4	3	△3	3	3	3	4	3	4	△1
9	3	2	2	×2	2	3	4	4	3	3	4	3	×2	3	2
10	2	3	3	3	5	4	4	4	3	4	4	3	3	4	0
11	2	2	3	3	4	4	3	△3	2	3	4	4	3	2	△1
12	3	2	4	3	2	4	4	4	3	3	3	3	3	3	0
13	2	2	3	3	4	4	3	△3	3	3	3	2	3	4	△1
14	×4	2	3	3	4	4	3	△3	3	3	3	3	3	4	△1, ×1
15	2	2	3	3	4	4	3	△3	3	3	3	2	3	4	△1
16	×4	2	3	3	2	4	3	△3	2	3	2	2	3	3	△1, ×1

Table 3.3 測定者による歩行の評価（被験者の feed back 「美しい歩行」課題の歩行をみて）

	顎	肩	胸	背中	腕振り	視線	膝	踵	爪先開	爪先下	歩幅	歩隔	腰位置	腰回転	×の数
美しい	2~3		3~4	3		3~5	3~4	4~5	2~3				3		
被験者1	2	1	4	3	4	5	×2	5	2	4	3	2	3	4	1
2	3	2	4	3	1	4	3	4	2	3	3	3	3	2	0
3	3	3	4	3	4	4	3	4	3	3	3	2	3	4	0
4	3	3	3	3	2	4	4	5	2	4	4	3	3	2	0
5	3	2	4	3	4	5	×5	4	3	4	4	2	3	4	1
6	×4	2	4	3	4	5	3		2	3	4	4	3	4	1
7	2	2	3	3	4	4			3	3	3	3	3	4	
8	3	1	3	3	4	4	3	△3	4	3	4	2	3	4	△1
9	3	2	×2	×2	4	3	4	4	3	3	3	3	×2	3	3
10	3	3	3	3	5	4	4	4	3	4	4	3	3	4	0
11	×1	2	3	3	4	4	3		2	3	4	4	×4	2	2
12	3	2	4	3	4	5	4	4	3	3	3	3	3	4	0
13	2	2	3	3	4	4	3	△3	3	3	3	2	3	4	△1
14	×4	2	3	3	4	4	3	△3	3	3	4	3	3	4	△1, ×1
15	2	3	3	3	4	4	3	△3	3	4	3	2	3	4	△1
16	2	2	3	3	2	4	3	△3	2	3	2	2	3	2	△1



## 2) 測定者による歩行の観察 (自由記述)

測定者による観察表 (Table 3.4~3.6) には, 1名の測定者 (舞踊学専攻の大学院生) が, 被験者の歩行をみながらリアルタイムでその歩行の特徴を記述した結果を示した。

被験者の『普通の歩行』課題に対する歩行について, 測定者は, 16名中7名について「普通」「リラックス」「自然な」歩行であるとみ, 反対に2名の歩行は「普通でない」「緊張している」とし, また別の2名の歩行は「気の抜けた」歩行であるとしている。このように測定者は普通の歩行に対して, 歩行全体の雰囲気, 「猫背気味」「背筋が伸びている」などの姿勢, また「手の振りが小さい」「すり足気味」「速いスピード」などのように動き方をみていることがわかる。

『美しい歩行』については, 8割の被験者に「背筋の伸びた」歩行をみ, それに伴って, 『普通の歩行』課題時より, 「スピード」が速くなっていることが観察されていることがわかる。そして『美しい歩行のフィードバック』課題に対する観察は, 『美しい歩行』との比較でなされ, その歩行より, 落ち着いた, 推進力のある, ゆっくりした歩行というような観察がなされていることがわかる。

**Table 3.4** 測定者による歩行の観察 (被験者の「普通の歩行」課題の歩行をみて)

被験者No	自由記述
1	
2	あまり普通でない気がした。少し緊張しているように感じた。
3	普通どおりリラックスしていた。腕がよく振れていた。堂々とした歩きだった。左右に体重が移動している。
4	速いスピードで歩いている。すっきりした印象。
5	力はあまり入っていないリラックスした歩きだった。少しはずみがあった。
6	リラックスしていて気の抜けている印象。ダラダラ。右手の方が手を振り気味。左肩下がっている。両肘が体幹に近い。
7	リラックスしていて自然な歩き方。全体的にニュートラルな印象。左手の方がやや振られている。
8	少しすり足気味な印象を受けたが、ほんの少し内股なだけなようだ。右に首をかしげる。
9	首が少しゆれる。気の抜けた感じ。踵をするような歩き (スリッパをはいているときのような)。腰が左右に傾く。
10	普通ではあったけど、十分きれいだった。
11	リラックスした歩き。少し足音がするがニュートラルな歩行。右肩下がっている。左手の方をよく振っている。
12	リラックスして歩いていた
13	右手を振りがちで、横の幅が広い。やや猫背気み。足先、手先が外へ向かって歩いている。少しすり足気味。
14	歩幅が広く、歩くペースが速い。あごがやや出ている、両肩が後ろ重心気味
15	普通の歩きでややゆっくりだった。手は振っているが振り幅が狭い。足の裏の前方を使ってすり足気味に歩く。
16	手の振りが小さく、左手の方が振れている。緊張している様子だった。背筋が伸びている。

Table 3.5 測定者による歩行の観察（被験者の「美しい歩行」課題の歩行をみて）

被験者No	自由記述
1	
2	背中がまっすぐ伸びているのが印象的だった。頭の位置が変わらない。
3	普通の時よりもスピードが速く感じた。少しくびれのある歩きだった。
4	普通の時より歩幅が大きくなって歩くスピード、勢いも速くなった。
5	背中まっすぐさが強調された。1歩がはっきりとふまれていた。
6	普通のときより背中がまっすぐになった。体幹が、筋を通った印象。肩が落ちている。きれいでしゃんとしている。
7	背筋がぶれない印象。歩幅が大きくなり、歩くスピードが速くなった。右手を振りがち。（大きく歩こうという意識？）
8	背筋がまっすぐになった。首すじもまっすぐ。少し後ろ重心のようだ。少し歩行がゆっくりになった気がする。普通とあまり変わらなかった印象もある。
9	1歩が大きくなった。歩くスピードも速くなった。基本的に普通とはそんなに変化しない。手の振りをほとんどなし。（美しい1は少し不自然）
10	少しゆっくりと、ていねいに1歩ふみだしている。指先まで伸ばしている。
11	背筋、首筋が伸びて重心が後ろになった。頭の上下動が少ない。堂々としている感じ。お腹が引きあがった感じがした。左手は相変わらず振っている。
12	背中がまっすぐになって、胸・体幹に力が入っていてしっかり歩いていた
13	背筋が伸びた。横の歩幅が狭くなり、直線状を歩いている。普通はゆっくりだったので、やや早く歩くようになった。
14	普通から歩くペースは速かったが、さらにさっそうと早くなった気がした。普通とあまり変わらない。少しはねている。
15	背すじ・くびすじが伸びて目線が遠くなった。指先まで意識があり、ぴんと伸びていた。ペースが速くなった。手の振りが大きくなった。
16	普段から背筋が伸びているので、あまり変化がなくきれいだった。手の振りがほとんどない。横の歩幅がせまくなった。左手が振れている。

Table 3.6 測定者による歩行の観察（feed back「美しい歩行」課題の歩行をみて）

被験者No	自由記述
1	
2	動きとしては変化していないが、前の歩行（美しい）に比べて落ち着いているように見えた。
3	前の美しいとあまり変わらない。上下ゆれが少し小さくなった。
4	進む力が強くなった。背中まっすぐさもかかと接地も強くなった。固定されていた。
5	歩幅が大きくなった。ひざがまっすぐ伸びた状態で出されていた。背骨はまっすぐ上へ伸びている。堂々と力強く歩いている印象。きれいな形、型。
6	両肩がまっすぐになった印象を受けた。歩幅が大きくなり、スピードが速くなった。おしりが引っ込んだように感じた。（腰が引けなくなった？）
7	歩行がゆっくりになった。歩幅が狭くなった。手の振りはそこまで気にならなかった。颯爽としている印象を受けた。
8	1回目の美しい歩行とあまり変わらなかったが、歩行速くなった。上下動が少なく、すーっと進む印象を受けた。
9	手の振りが出てきて、今までで1番自然に見えた。
10	前の美しいとそんなに変わらない。
11	手足の運び方が大きくなった印象を受けた。重心が後ろで、おなかから前方に引っぱられているようだった。若干、ゆっくり歩いている気がした。
12	ゆっくり落ち着いて歩いていた。背中まっすぐさが保たれている
13	手の振りが大きくなり、指先まで伸びている。すり足気味ではなくなり、かかとがしっかりと上がっている。頭の上下動が少ない。
14	手の振りが大きくなり、脇の下に意識があるように感じた。（空間を作るような意識）腰の回転が気になった。
15	後ろ重心になっていった。指先・手を丁寧に運んでいるように感じた。全体的に丁寧に歩いている印象を受けた。
16	あごを引いて背筋がまっすぐだった。あまり変化はないが、お腹を引き上げている印象を受けた。

### 3) 腰軌道（前額面）の分類

本実験で得られた96の前額面の腰軌道の分類を試みた結果を **Table 3.7** に示した。分類にあたっては、筆者と舞踊学専攻大学院生4名が得られた腰軌道の類似性について協議を重ね、以下の7つに分類した。

- ・I型      ・V型      ・蝶々型（縦長蝶々型と類似）      ・縦長蝶々型（I型にも類似）
- ・ハの字（逆Uの字型，麦藁帽子型と類似）      ・麦藁帽子型      ・X型（I型に類似）

**Table 3.7** には分類結果を示した。この表から、『普通の歩行』、『美しい歩行』の課題で得られた腰軌道に顕著な違いはみられず、全体に、ハの字型（逆Uの字型）と麦藁帽子型が多いことがわかる。

**Table 3.7** 腰軌道の分類（前額面）

課題 歩行	普通		美しい		美しいFB		被験者の型
	普通1	普通2	美しい1	美しい2	美しい3	美しい4	
被験者1	E	E	E	C	E	X	ハの字型
2	X	X	X	E	X	E	X型
3	C	E/F	F	E	F	F	麦藁帽子型
4	C	D	D	C	X	D	縦長蝶々型
5	E	F/E	F/E	F/E	E	E	ハの字型
6	G	G	G	G	G	G	その他
7	F	F	F	F	F	F	麦藁帽子型
8	F	F	F	F	F	F	麦藁帽子型
9	C	C	G	C/G	C/G	G	蝶々の変形（箱形）
10	E	E	E	E	E	E/F	ハの字型
11	D	D	C	B	D	D	縦長蝶々
12	E	F/E	E	E	F/E	E/F	ハの字型or 麦藁帽子型
13	G	G	E/F	E/F	E	E/F	ハの字型or 麦藁帽子型
14	E/F	E/F	E/F	E/F	C	C	ハの字型or 麦藁帽子型
15	E	E	E	E	E	E	ハの字型
16	B	A	A	A	A	A	I型

歩行	普通1	普通2	美しい1	美しい2	美しい3	美しい4	16人分の合計
I型	0	1	1	1	1	1	5
V型	1	0	0	1	0	0	2
∞型（蝶々）	3	1	1	3	2	1	11
縦長蝶々X型	1	2	1	0	1	2	7
X型	1	1	1		2	1	6
ハの字型	6	5	6	7	5	6	35
麦藁帽子型	2	4	4	3	4	3	20
その他	2	2	2	1	1	2	10

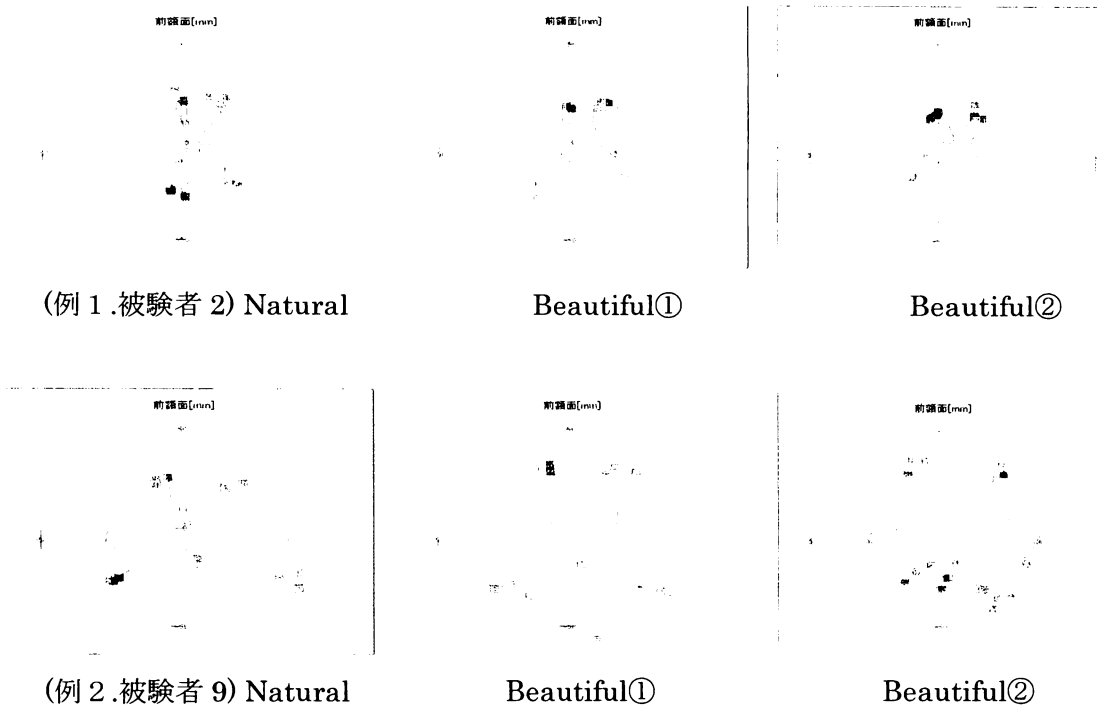
注：歩きの型

A…	I 型	E…	ハ（逆U）の字・EFは類似
B…	V 型	F…	麦藁帽子型
C…	蝶々型・CDは類似	X…	X 型
D…	縦長蝶々・X型・I 型に類似	G…	その他

3.4 典型例

本実験で得られた腰軌道（前額面）の分類結果から3名分の典型例を以下の Fig.3.3 に示した。

- 【例1】 X型の腰軌道である。この腰軌道を得た歩行は、計測者によってその歩行は美しいと評価されている。
- 【例2】 蝶々の変形（箱形）の腰軌道である。この腰軌道を得た歩行は、計測者によって美しさの要素には欠ける歩行とされている。
- 【例3】 ハの字（麦藁帽子）型。Natural な歩行では、美しさに欠ける要素が2つあるが、Beautiful①, Beautiful②の歩行では、欠ける要素は0の美しい歩行。



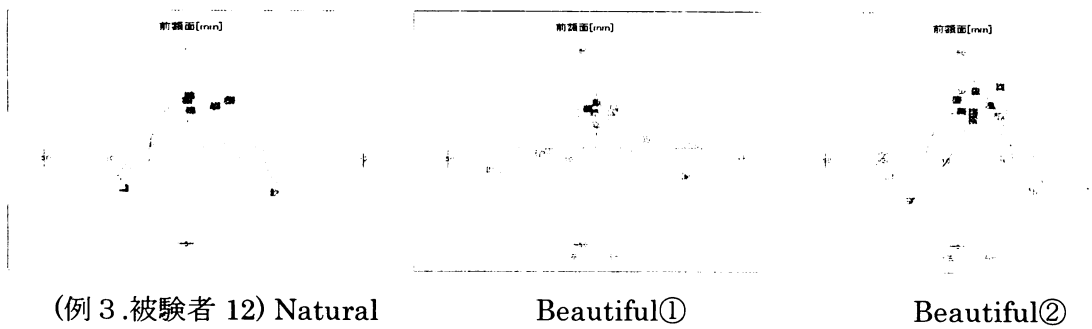


Fig.3.3 腰軌道（前顔面）の例

### 3.5 考察

#### 1) 美しい歩行の定義

Table 3.8 には、「美しい歩行とはどのような歩行か」という質問に対して被験者が記述した内容を、筆者が分類し、被験者が考える「美しい歩行」の特徴を示した。

ここにあげた分類項目は、美しい歩行が持つ要素と言えらるだろう。また、既に 3.3 節 1) の測定者による歩行の評価において、今回の計測時のアンケートに用いたチェックリストの項目のうち、「顎、胸、背中、視線、膝、踵接地、爪先を開く、腰の位置」については、『美しい歩行』を評価する要素となりうることをみてきた。そこで、ここでは、被験者の考える「美しい歩行」の特徴 (Table 3.8) とチェックリストを用いた測定者による歩行の評価 (Table 3.1~3.3) に基づいて、「美しい歩行」の定義を試みた。

1. 「美しい歩行」とは、姿勢がよく、無駄な動きはなく、推進力があり、それによって存在感の感じられる歩行である。
2. 「美しい歩行」における「よい姿勢」とは、顎を適度に引き、背筋は伸び、胸は少し張り気味、腰はそらず（お腹がでない）、内股でも外股でもない、このような姿勢である。
3. 「美しい歩行」において「無駄な動きがない」とは、上下動が少なく、手足の動きのバランスがとれていることである。
4. 「美しい歩行」における「推進力」とは、しっかりと地面をとらえ、進行方向にむかって一定のリズムを保っての歩きに生まれる。
5. 「美しい歩行」における「存在感」は、上記 2~4 の結果、生まれる。

Table 3.8 美しい歩行とはどのような歩行か？

分類項目	被験者による記述の内容
全身	【姿勢】姿勢がよい⑥⑬ 姿勢が整っている⑧ まっすぐな姿勢⑤ 左右に傾かない⑪ 【動き】手は自然に揺れる程度⑩ 上からつられているような歩き⑦ 手足をゆったりのびのびと動かす⑦ 手と足の動きのバランスが良い① 体がぶれない⑮ ゆれたり、動いたりする部分が少ない① 上下運動が激しくない② 頭の上下動がはげしくない⑪ 重心の移動がスムーズで上下動が少ない③ まっすぐな姿勢で動きに無駄がない⑤ 無駄な力が入っていない⑧
足運び	かかとからつきどンドン足を前に出していくような歩き方⑥ 1歩1歩堂々とススッと歩く⑧ 一定のリズムを保っている⑩ しっかり前に進んでいる② 足できれいな一直線を描きながら歩く③ 一直線上を歩く⑥⑮ 直線ラインに足がのって歩く① すっすっすとスムーズに歩く⑦ リズムが良い⑬ 進みたいところに向かっている（←あてもなくだらだら歩くとは違う）⑪
目線	まっすぐ前の方を見ている⑩ 前を向いて歩いている② 顔が前を向いている⑮
あご	あごを引いている① 適度にあごを引いている⑯
背筋	背筋が伸びている①② 背中を伸ばす③ 猫背になっていない⑧ 背骨がまっすぐ⑧ 背筋を伸ばして⑧ 背筋がまっすぐ伸びている⑩ 背筋はまっすぐ上に⑪ 背筋がのびていて首が長い⑫ 背筋がしゃんとしている⑭ 背筋が伸びている⑮
胸	鎖骨がきれいに見えるよう胸をはっている⑫ 胸を少しだけはる⑪
腰・骨盤	腰、骨盤が動かない① 骨盤が安定している③ 骨盤がしっかり起きている⑯ 腰がそっていない⑧ お腹が出ていない⑧
膝	膝が伸びている④ 内股は NG⑥ 内股になっていない⑧ がに股でも内股でもなくまっすぐ⑩ あまり外に開いていない感じ⑥ 外股でも内股でもないまっすぐの足⑮
足元	しっかり地面を踏みしめている② ちゃんと地面をけている④ 左右の足に均等に重心がかかっている② 足の裏に均等に体重がかかっている①
歩幅	歩幅がちょうどいい② 歩幅が狭すぎない⑧ 歩幅は時と場合により変化①
感じ	他の人を見ていて美しいと思うのは、自信があるように颯爽と歩いている人① 自信がある様に見える⑫ さっそうと歩く① キャリアウーマン的な雰囲気のある歩行⑧ 普段の所作も美しいと思わせるような（性格・生活もきちんとしてるだろうとも連想する）ゆらがない芯を持っている⑪① りんとしている⑪ 強さを感じるような⑪ モデルのような歩き⑬
その他	ネガティブなことを考えない① どたばた歩くのではなく⑦ 体型がよく見える⑩ (モデルのような歩き. 直線ラインに足がのって歩く. 姿勢がよい. リズムが良い.)

注：○内の数字は、被験者IDを表す。

## 2) 美しい歩行の腰軌道の特徴

本研究は、美しい歩行の特徴を捉え、美しい歩行の定義ともいうべきものを探ることが目的であった。そのために質問紙調査とオムロンヘルスケア社のロガーを腰部に装着し、15mの直線を歩くという計測を行った。

1) で「美しい歩行」の定義を試みたので、次に、「美しい歩行」と腰軌道の関係についてみることにする。Table 3.7 腰軌道評価結果に、被験者の歩行時の腰軌道のタイプを分類した結果を示し、Fig.3.2 には、腰軌道のいくつかの例を示した。Table 3.7 にみられるように、「普通の歩行」課題と「美しい歩行」課題において、同一被験者の腰軌道は、課題による異なりはほとんどなかった。しかし、今回の計測で得られた96の腰軌道は、被験者間の異なりが大きいため、タイプ別に分類することはなかなか難しく、最終的に類似したものを無理に同じタイプとすることなく7つのタイプに分類することになった。

このように多様な腰軌道が得られたわけであるが、これらのうち、「美しい歩行」と評価された歩行の腰軌道とそうでないものを分けて、それぞれの特徴をみることを想定していたが、今回の被験者の歩行は、「普通の歩行」課題でも、「美しい」歩行の要素をもつものがほとんどで、「美しい歩行」の腰軌道は多様であるということになる。ただ、被験者の中では「美しい要素」が少ないとされた歩行については Fig.3.3 の【例2】に示した。

## 3.6 美しい歩行への提言

舞踊専攻生の考える美しい歩行と舞踊専攻生の実際の歩行の観察評価から、美しい歩行の定義を試みた。

その結果、美しい歩行とは、姿勢のよさ、無駄な動きがないこと、推進力があること等の条件がそろふことによってその人の「存在感」が感じられる歩きであると定義することができた。

このような定義によれば、美しくない歩行とはその人の存在感が感じられないということになる。

この章の冒頭で、筆者は「現代の若い女性の歩きに危うさを感じる」と述べた。本研究を通して、その危うさとは、存在感の希薄さに繋がっていることが明らかになった。

美しい歩行の条件である「良い姿勢」、「無駄のない動き」、そして「推進力のある動き」、これらはいずれも、日常的に意識して変えることのできるものである。

しかし、変えることのできるものであっても、継続的に実行できるかは別問題であり、その継続を支援する方策を考えることも必要であろう。また、自分の歩く姿はビデオに撮影してみるしかなく、声などのように日常的にフィードバックできないという身体の動きの特性が、自分の歩きへの無関心、無頓着となっていると考えられるが、日常的にビデオに撮影することは不可能である。

ところで、今回の計測に対して、被験者であった学生から、ロガーをつけての計測は楽しかったことが報告され、また、被験者であり、結果の分析にも携わった院生からは、実

際に目でみる歩きが腰軌道にどのように表れるのか、逆に得られた腰軌道を再現するような歩きに挑戦したい等の意見があり、これらのことからロガーを用いての計測が、歩行への興味・関心、また意識を高める可能性を持っていると考えられる。

このように、ロガーは、「美しい歩行」についても、その歩行支援となりうるだろう。しかし、ロガーによって例えば「背筋が伸びた」という特徴が捉えられるのか、即ち、背筋が伸びるということをロガーで直接捉えられるのか、或いは他の部位の動きとの関連（相関がある）において捉えられるのかなど、ここに示した美しい歩行の定義に含まれる要素をロガーでどのように捉えられるのかを検討していくことが今後の課題であろう。

それと共に、ロガーの普及を図るには、例えば、ロガーのユーザーには、ビデオテープに収録された様々な歩行がそれぞれどのような腰軌道となって表示されるのかを説明するマニュアルを（例えば DVD）を添付し、ユーザーは、まず、それを見、実際の歩行と腰軌道との関係を理解することによって、ロガーを装着して実際に歩き始めた時、腰軌道から自分の歩行をフィードバックし、望む歩行を身につけていくことが可能になるのではないかと考える。



## 第4章 高齢者の歩行に関する分析

### 4.1 目的と方法

オムロンヘルスケア社のロガーを利用しその機能を用いてヒトの歩行をより細かく分析し、健康増進につないでゆく機器として発展させるために、内蔵された加速度センサとデータ保存機構を利用し新たな機能を開発する目的で共同研究を行った。当日産厚生会玉川病院では東京工業大学三宅研究室で開発した3次元加速度計を用いた歩行解析を2004年度より共同研究として行っており、今回ロガーを利用した歩行解析の実施における基礎研究を共同で行った。従来行ってきた3次元加速度計を用いた検討ではそもそも人間の重心が床から身長の高さの52～55%の高さで骨盤内に位置しているとされていることから仙骨上部、第5腰椎に位置する背部に機器を取り付け、重心移動の代用として歩行をとらえてきた。これらの実験では、歩行に伴い左右の下肢の移動により生じる重心と設定した位置の移動変化を加速度から計算し加算誤差を除去し左右の足の遊脚から立脚への変化を二次的にとらえることができる。従来の検討では重心の上下への最大移動距離、および左右への移動距離、片脚の接地時間、片脚の持ち上げ幅を計測することが可能で、歩行の左右差（持ち上げ幅、接地時間及びその変動）、身体の揺れの程度、歩幅、歩行速度などを計測し分析してきた。股関節術後患者の歩行変化、片麻痺患者の歩行の特徴・分析、パーキンソン病患者の歩行の分析などに応用して発表を行ってきている。

今回オムロンヘルスケア社との共同研究では、まず基礎的事項としてロガーの使用が可能であるかどうかという観点から東京工業大学で開発した腰軌道解析システムで用いた3次元加速度センサとロガーの3次元加速度センサの機能的面での比較検討より開始し、データ保存・および操作性、センサの設置部位および、装着方法についても検討を行った。そののちに実際の高齢被験者を測定し、軌跡の分析とビデオ画像からの検討を行った。



**Fig.4.1** 高齢者の歩行分析実験の様子  
(桜新町リハビリテーションクリニック)

## 4.2 実験プロトコール

Confidential B

試験名	試験No.	作成	照査	認可	符号	日付	コードNo. HDV-WL-090526	1/1	
歩行姿勢計測試験プロトコール		OHQ(商)健康 2009.7.2 森健		OHQ(商)健康 2009.7.6 山田	B	2009.7.7	改訂内容・理由 歩行路の距離を15mに修正	改定 森健	認可 山田

1. 試験目的 歩行姿勢計測技術開発において、歩容のDBの構築を目的とし、歩行時の加速度を計測する。

2. 計測器 ・データロガー ・カメラ  
 ・PC ・三脚  
 ・ビニールテープ ・はさみ  
 ・USBケーブル ・メジャー

3. 計測条件 ■歩行路 直線

計測路	15 [m]
助走路	9 [m]
予備路	3 [m]

■歩行姿勢  
 普段の歩行

■計測回数  
 2セット

4. 測定方法

4.1 測定項目

- 1) 加速度 下図の様に、データロガーをズボンのベルト(背骨の延長線上)にクリップで固定する。場合により、同様に複数個ベルトにデータロガーを取り付ける。また、胸や肩にも同様に取り付ける。歩行時にデータロガーが揺れない程度にベルトが膈骨棘に掛かる位置に締め付ける。ズボンにベルト通しがついている場合は、それを利用する。ベルトの締め付けの際には、被験者に圧迫感、締め心地を確認する。本体が水平面に対し、傾かないよう注意して設置する。
- 2) 動画撮影 被験者の側面、背面からビデオ撮影を行う。
- 3) アンケート 「身長」、「体重」、「年齢」、「日常の生活パターン」、「病歴」、「転倒歴」、「歩行に関して不安なこと」

データロガー  
ズボンのベルト位置

4.2 測定手順

計測前に同意書とアンケートの実施を行う。  
 計測前に歩行の条件を伝え、要求があれば練習させる。  
 ※歩行条件が不可能であれば、次の条件を指示する。  
 ※データロガーの番号、データロガーのソフトウェアVer、ファイル名の記録を行うこと。(「記録用紙」参照)

- 1) スタート地点に立ち、データロガーの取付け、記録の開始を行う。
  - ①ビデオ録画開始
  - ②データロガー記録停止
- 2) 計測路の開始、終了地点は特に意識せず、20mを歩ききって頂くことを伝え、歩行を開始する。
- 3) 停止地点で停止の後、記録を停止する。
  - ①データロガー記録停止
  - ②ビデオ録画停止
- 4) 歩容の特徴(「歩幅」、「歩隔」、「つま先挙上」、「足上げ高さ」、「その他」など)歩容に関する特記事項を記録する。

5. 試験機器と想定される危険性

- 1) データロガー 予想される危険性はなし。安全性は一般に市販されている、既存機種・生活活動量計HJA-350ITをベースにソフトウェアをデータロガーとして、加速度のサンプリング条件の変更を行っているのみであり、確保されている。
- 2) ビデオカメラ 予想される危険性はなし。安全性は一般に市販されている、ビデオカメラを使用するため、確保されている。
- 3) ベルト 締め付けによる、圧迫、蒸れることによるかぶれが予想される。一般的に市販されているベルトを使用し、取り付けの際に圧迫感、締め心地を確認するため、確保されている。
- 4) 歩行時 歩行時の転倒が予想される。歩行路に障害物がない事を事前に確認し、つまづきによる転倒を予防する。

6. 緊急時の対応  
 試験を即時に中止し、速やかに医師に連絡をとる。

OMRON

Fig.4.2 高齢者の歩行分析実験プロトコール  
 (オムロンヘルスケア社で作成したもの)

### 4.3 結果の概要

#### 1) 3次元加速度センサとしての評価

ロガーの3次元加速度計としての評価そのものはオムロンヘルスケア社で行われたが、結果を見る限りでは東京工業大学の実験で使用したものとほぼ同等であり、誤差に基づく問題はなくそのままの使用が可能と判断した。

#### 2) データ保存機能と操作性

通常の歩行を15m行いその間の記録を行うことにも特に問題なく、当院理学療法士も問題なく記録が実施できた。

#### 3) センサ装着に関する検討

従来我々の実験の中ではセンサの取り付け位置は先の理由から仙骨上部から第5腰椎あたりの背部、つまり通常男子でベルトが通る位置の直下とした。この位置では腰椎の前・後彎の影響を受けず、左右の骨盤回旋の影響もかなり少ない。また体幹にしっかりと弾性ベルトで固定し、左右への測定機器の回旋によるばらつきを抑えて行っていた。従来の実験では健常男子では∞の字で上方向が開く形状となり、一見V～Uの字様に見えることがほとんどである。他施設での正常男子23名での検討でも仙骨部での固定ではほぼ同様の結果となっているが、約20%の被検者で第4腰椎というやや高い位置に装着すると∩型となり、装着位置による差が指摘されている。ロガーはクリップで下衣に装着するため位置がやや上方にずれる可能性があり、かつ、クリップ固定のため特に骨盤回旋がやや多い女性では誤差が出る可能性が高かったが、そのまま大きな変更は取らず研究を行うこととした。実際今回の検討では∩型となる例が多くみられた。この点に関しては必要に応じて改善が必要と思われる。

#### 4) 歩行を分析するにあたっての情報収集

高齢者では様々な加齢に伴う変化に加え、疾病の関与があり、そのような情報なくしては歩行の意味をとらえることには限界がある。これを踏まえて、オムロンヘルスケア社によりアンケート調査を行うこととした。当院ではその内容につき検討を行い、歩行を分析・理解するという観点からアンケートへの変更点を協議し、修正作業に加わり、改訂版への貢献を行った。今後も状況により改訂への指導を行う予定である。

#### 5) 歩行の分析・解析

当院では桜新町リハビリテーションクリニックでボランティアの方で測定していただいたロガーによる腰軌道の情報とビデオ撮影画像の両者を検討した。検討はリハビリテーション専門医と経験を積んだ理学療法士数名が腰軌道波形を見ての歩行の想像を行い、ビデオ撮影画像との比較を行った。分析用のソフトの表示にはやや難があり、協議しながら修正を試み、より実用的な表示、分析につなげるに至った。

### 4.4 典型例

以下平成21年7月17日の検討につき簡単に示す。

1) 第1例目 女性

歩行に若干の左右差があり，遊脚期に右の持ち上げがやや目立つ．パターンは逆Uの字型であった．通常の自由歩行よりやや早めに歩く傾向あり．スカートにヒールの靴を着用していたことから，やや下肢の運動の制限を生じ，歩行速度が速くなっている可能性があった．

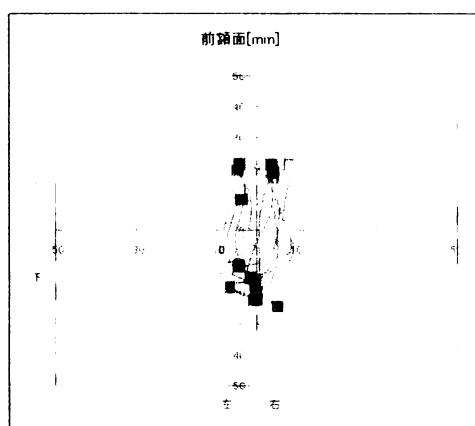


Fig.4.3 第1例目の腰軌道

2) 第2例目 男性

腰軌道では大きな差がなかったが，左側への運動の制限が認められた．ビデオでは左手のふりがほとんどない歩行であった．全体像からは，パーキンソン病の初期などの病態が推察された．

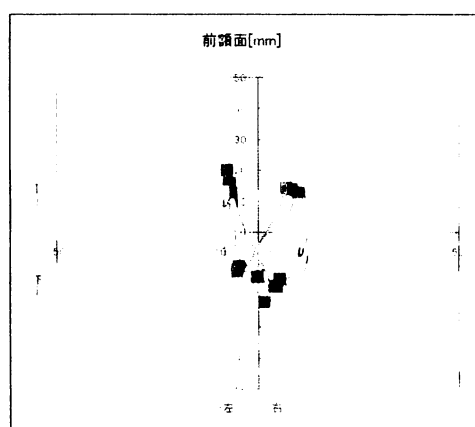


Fig.4.4 第2例目の腰軌道

腰軌道から想像される下肢，体幹の動きはある程度の一致は見たが，上肢の動きとの連

動はやはり無理と言える。歩容は全体的な歩行の状況そのものであり、下肢および重心の移動のみで美しい歩行というのには無理があることが分かった。また、歩行時の格好、スカートなどの着衣・ハイヒールなどの靴の形態にも左右されることも確認された。測定時の衣服・靴なども一定の規定を設ける必要があると思われた。

#### 4.5 考察

##### 1) 歩行の分析・評価

歩行の分析・評価には歩行能力の検討と歩容の検討という2つの段階が存在する。歩行能力としては歩行速度、可能な歩行距離、杖・装具の使用、介助の可否などを評価し、その評価は日常生活の中での動作としての自立度に関与する。そして、自力歩行が可能であればその歩き方の検討として歩容の検討が重要となる。歩容とは歩き方としての異常の有無という観点での検討であり、下肢と上肢運動の左右の対称性、下肢・体幹のバランス、歩行のテンポなどがその要素として存在する。

歩行の基本的な因子としては、時間的因子と空間的因子(距離因子)が存在する。すなわち、歩行はどちらかの脚が接地し(立脚期)、一旦両脚で立ち(両脚支持期)、その後接地した脚でのみ立ち(単脚支持期)、反対側の脚を前に振り出し(遊脚期)進むという動作を繰り返している。自由な歩行では歩行に関する時間因子は左右対称であり、一側下肢の立脚期と遊脚期の比は約6:4であるとされ、単脚支持期と両脚支持期は約4:1であるとされる。歩行の速度が上がると立脚期と遊脚期の比は小さくなるが左右対称は変わらず、立脚時間は短縮し、単位時間あたりの歩数(歩調)は増大する。空間的因子としては歩幅、歩隔、足角などがあり、正常ではそれぞれ左右対称である。歩行速度があがると、歩幅は増大する。歩行速度の増大には歩幅と先の歩調が関与する。股関節、膝関節、足関節の動きは歩幅の増大につれ動きは増大する。これらの通常みられる下肢運動の一定の比率が崩れたり、上肢・体幹との動きの連携に崩れを生じたときに一般には歩容の異常として観察されることとなる。

##### 2) 高齢者の歩行の特徴

高齢者の歩行は Murray らにより光学的手法を用いて分析され報告されている。自由歩行と速歩の分析が行われたが、高齢者では自由歩行での歩幅の減少があり、歩行速度の増加への歩幅の増大が若年者より低かった。しかし、歩調には大きな差はなかった。全年齢で歩行速度の増大とともに立脚期の比率が低下し、遊脚期の比率は増大したが、自由歩行時立脚期は高齢者で63%、若年者で61%、速歩での立脚期はそれぞれ60%、57%であり、高齢者では立脚期の比が高かった。歩行速度を上げるためには歩調で補う傾向がみられた。また歩隔は74歳以上でやや増大した。

また、関節運動では下肢において股関節は高齢者では屈曲、伸展とも動きが小さく、膝関節は遊脚期に屈曲が少ない傾向があり、足関節は遊脚移行期に底屈が小さい傾向があり、遊脚後半で低位置にあった。頭部の動きにおいては上下動は高齢者では若年者より小さく、

左右への動きは大きかった。骨盤の回旋は高齢者で小さいが胸郭の回旋に差はなかった。上肢では肩関節の屈曲が小さく伸展が大きく、肘関節は屈曲位であることが多かった。まとめると高齢者の歩行とは上肢は肘で屈曲し振りは小さく、全体に上下動は小さく股関節の動きも小さく歩幅が狭い、踵の上がり少なく、つま先の上がり小さいすり足傾向となるとともにやや足を開いた格好の歩行と言える。このような下肢運動能力に加え、高齢者では加齢に伴い、背骨の変形が特に女性では起きやすく、椎体の変形から円背やそれとともに起きる腰椎の生理的前彎が消失しむしろ腰椎後彎を呈する。この変化は股関節、膝関節を代償的に屈曲位とし、歩容の変化となる。このような変化は高齢者に頻発して見られるが、かといってこのような姿勢の歩行が高齢者での正常歩行とは言えない。

また、加齢とともに生じる平衡機能低下によるバランス障害や、潜在的な脳梗塞などによる麻痺、パーキンソンニズム、骨関節疾患による疼痛、運動制限などにより歩行能力、歩容ともに変化する。すなわち、歩行が遅く不安定であったり、加速歩行が見られれば、転倒につながる危険性が高いと言える。また、明らかな左右差がある場合には、潜在する脳梗塞、パーキンソン病、膝などの骨関節疾患が疑われる。

#### 4.6 加齢予防への提言

そもそも加齢により変化する高齢者の正常歩行とはどのように定義すればよいのか？正常とされる高齢者にはかなりばらつきが多く、その歩行にはかなり差がある。以前に高齢者で日頃より運動をしている群での検討を行った際に20歳代成人と比較し、部分的な数値的にはむしろ良好であったことも経験している。高齢者群を年齢だけで分けて群を形成してもその集合する場所によるバイアスがかかると、まったく意味をなさなくなるということになる。介護予防などに通い、日々運動している方々と日頃まったく運動してない方々、接骨院などに痛みなどがあり通っている方々を想像すれば明白である。このようなことからむしろ、今後の方向性としては若年正常者の歩行をしっかりと定義し、その正常群からどれくらいずれているかを検討した方がそのばらついた高齢者歩行の群をよりの確に区分けできる可能性がある。すなわち、20～50歳代の健常歩行から推定される延長線からどれだけずれがあるかという数値計算の方が合理的のように思え、そのような方向での検討を提言する。このような指標の作成が一種の歩行の加齢度を算出することにつながり、運動訓練の効果を実感できるものと思われる。

歩行速度の検討ではいわゆる自由歩行では加齢による影響は大きくはないが、走らず安全な範囲での最大速度の歩行では加齢により減少してゆくとされる。また、10m最大歩行速度と静的バランスに正の相関、動的バランス機能には強い負の相関が見られるというデータもあり、単なる自由歩行ばかりではなく最大速歩を見てゆくことも加齢の評価、体力面での測定、転倒予防評価などに有用かもしれない。

#### 参考文献

Murray MP et al: Walking patterns in healthy old men. J Gerontol. 24: 169-178, 1969

森田定雄：高齢者の歩容・歩行の特徴 Med Reha 104:1-5, 2009

甲田宗嗣, 鶴見隆正：歩行の年齢的要因・高齢者・理学療法 26 : 55-59. 2009

## 第5章 歩行パターン分類の可能性

### 5.1 歩行運動と腰軌道データの関係

歩行とは脚の周期運動による移動方法の一種である。そのとき、体重のかかる方の脚の状態を支持脚期、振り上げている方の脚の状態を遊脚期と呼ぶが、二足歩行は2本の脚を交互に支持脚と遊脚にし、重心を進行方向に移動させる運動である。これはFig.5.1のような状態遷移としてまとめられる。

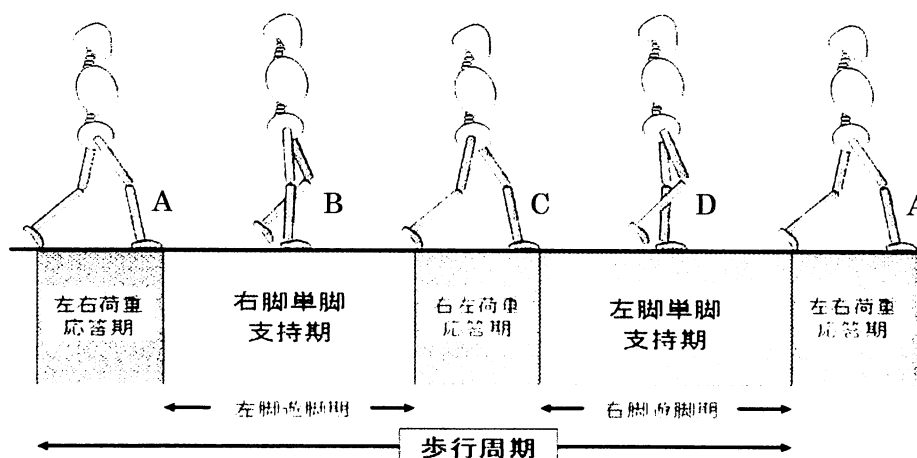


Fig.5.1 二足歩行の状態遷移

このとき、第2章に示した算出方法によって歩行時の腰軌道を求めることが可能である。その一例を、Fig.5.2にa)矢状面、b)水平面、c)前額面の順に示す。ここでFig.5.1に示される歩行の4つの状態をそれぞれA, B, C, Dとすれば、それらはFig.5.2の同記号のように腰軌道と対応づけることができる。ただしLHC(Left heel contact)を左踵の接地タイミング、RHC(Right heel contact)を右踵の接地タイミングとする。

さらに先行研究の歩行分析より、左踵接地(LHC)から右踵接地(RHC)までの左脚支持期において、以下の組み合わせで歩行を行っていることが明らかにされている。

鉛直方向：上昇（左脚は支持，右脚は引き寄せ）

下降（左脚は支持，右脚は踏み出す）

左右方向：左側へ移動（支持脚である左への移動）

右側へ移動（次の支持脚である右への折返し）

同様に RHC から LHC までの右脚支持期においても挙動の組み合わせは同じであり、Fig.5.2に示すように左右脚それぞれの支持期における軌跡は左右対称になる。

したがって、歩行運動の状態 A~D を腰軌道と対応させると、それぞれ以下のように特徴づけることができる。



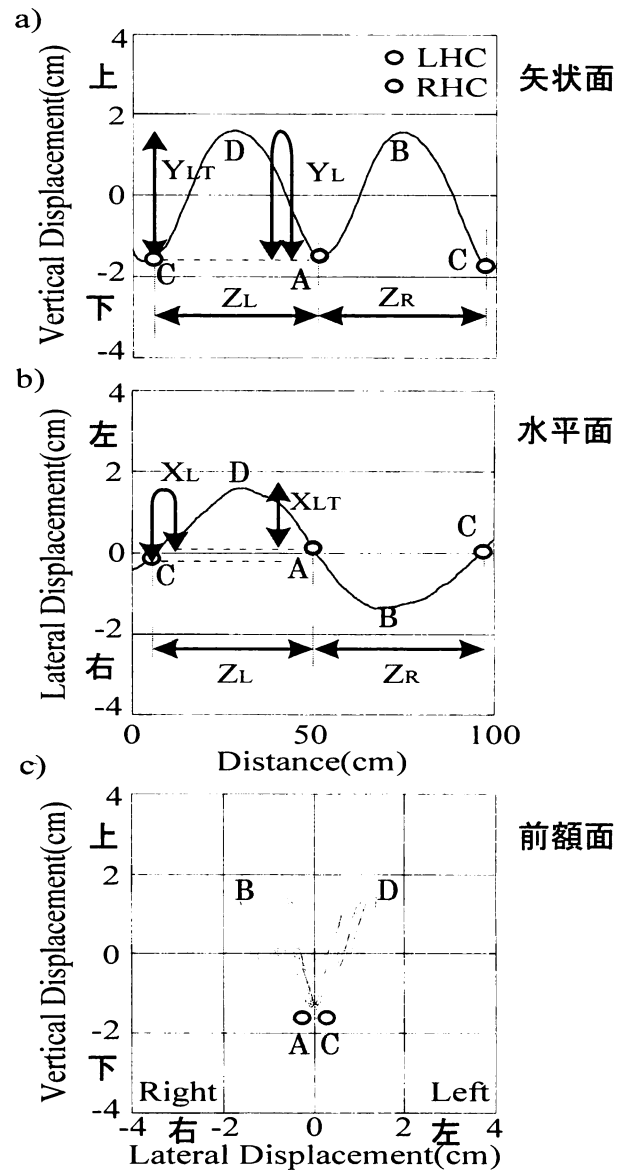


Fig.5.2 二足歩行における腰軌道

(この図に限り、三宅研究室オリジナルの計測システムで分析した結果のため、前額面の左右方向の表示が他の腰軌道の図と比べて逆になっているが、これはグラフ表記だけでの差であり、本質的な違いではない。)

状態A：右脚が接地直後の両脚支持期であり、腰軌道の鉛直方向では最下点になり、左右方向では中心点になる。そのため前額面からみた軌道ではV字型の軌道の谷のところに相当する。

状態B：右脚が支持期で左脚が遊脚期であるため、腰軌道の鉛直方向では最高点になり、左右方向では最右点になる。そのため前額面からみた軌道ではV字型の軌

道の右側の最高点に相当する。

状態C：左脚が接地直後の両脚支持期であり，腰軌道の鉛直方向では最下点になり，左右方向では中心点になる．そのため前額面からみた軌道ではV字型の軌道の谷のところに相当する．

状態D：左脚が支持期で右脚が遊脚期であるため，腰軌道の鉛直方向では最高点になり，左右方向では最左点になる．そのため前額面からみた軌道ではV字型の軌道の左側の最高点に相当する．

このように腰軌道の左右方向の1サイクルのあいだに鉛直方向は2周期の変動を示しており，その位相関係も鉛直方向の最高点が左右方向の最左点と最右点に対応する関係にある．これらのことから理論的に計算すれば前額面の軌道がV字型になることは容易に証明できる．したがって，以下においては，前額面の腰軌道に注目し，その標準形をV字型とみなし腰軌道の分析を行うものとする．

## 5.2 腰軌道による歩行パターン分類の可能性

歩行運動と腰軌道の関係は明らかになったが，では，実際のさまざまな歩行パターンにおいて腰軌道はどのような形状として現れるのであろうか．まず，典型的な歩行パターンとして，通常の歩行に加えて，ガニ股歩行とモデル歩行の例を示す．Fig.5.3のように，腰軌道の幾何学的特徴においても顕著な差が現れていることが確認される．

標準的歩行では前節で説明したようにV型の腰軌道が観察されるが，ガニ股歩行になると左右の振幅が拡大し，その形状もV型から $\infty$ 型に変化している．さらにモデル歩行（キヤットウォークとも呼ばれる）の場合には腰軌道の左右方向の振幅が小さくなるが，特に鉛直方向の最高点における左右方向の振幅が縮小し，結果的にI型の腰軌道になっている．これ以外にも多様な腰軌道が歩行パターンに依存して観察されるが，ここでは上記の3種類のパターンに注目して，さらに分析してみる．

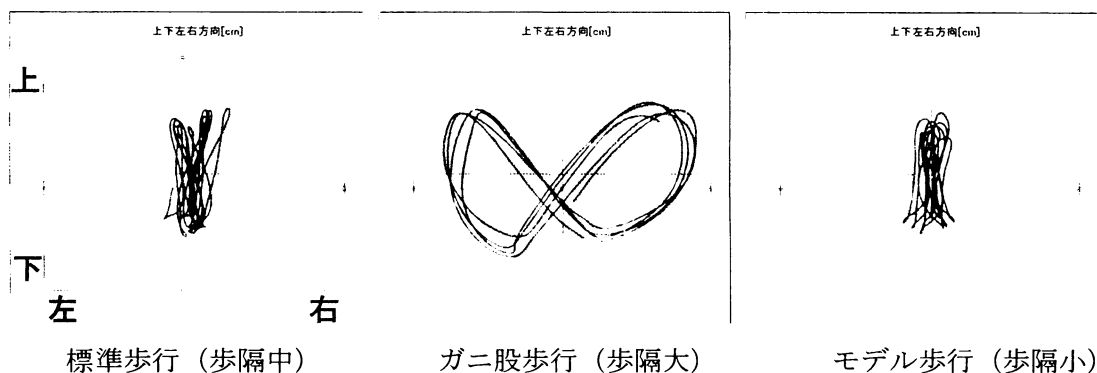


Fig.5.3 歩行パターンに依存した腰軌道の変化

このような腰軌道の幾何学的な特徴を分析するためには、まず、それらを定量化するためのパラメータを定義する必要がある。そこで、Fig.5.4のように、4つの特徴点を定義して、それに基づいて4つのパラメータを定めた。具体的には、状態Aを腰軌道の右側最下点、状態Bを右側最高点、状態Cを左側最下点、状態Dを左側最高点に対応するものと考え、右側での腰軌道の上下振幅（AB間の距離）を $H_r$ 、左側での腰軌道の上下振幅（CD間の距離）を $H_l$ 、最下点の左右振幅（AC間の距離）を $W_b$ 、最上点の左右振幅（BD間の距離）を $W_t$ と定義した。

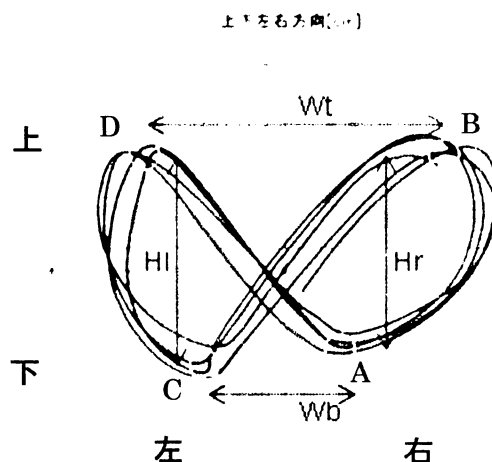


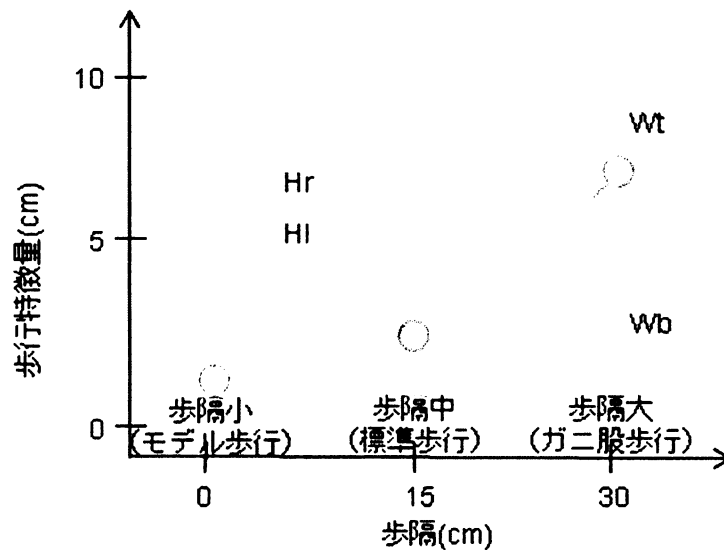
Fig.5.4 腰軌道の幾何学的なパラメータ

さらに、3種類の歩行パターンを特徴づける歩行運動の特徴量として歩隔に注目する。これは歩行運動の右脚接地点と左脚接地点におけるそれぞれの足裏の左右中心線間の距離であり、歩行時にどのくらい脚が左右方向に開いて歩いているかを示す量である。この歩隔が大きいことはガニ股歩行の一因であり、これが小さい場合はモデル歩行を意味する。標準的な歩行の歩隔は10数cm程度であるが、ガニ股歩行では30cm程度になり、モデル歩行では左右の足裏が同一直線に重なるように歩くため0cm程度に減少する。

そこで、ここでは歩隔を制御することで歩行パターンを変化させるために、床に直線を2本引き、その上に両脚の足裏がそれぞれ重なるように歩行させた。さらに、その直線間距離を変化させることで歩隔を制御し（上記の数値を参考にして、標準歩行15cm、モデル歩行0cm、ガニ股歩行30cm）歩行パターンを変化させ、それに対する腰軌道の幾何学的なパラメータの変化を分析した。したがって、以下では、この制御変数としての歩隔と、それに対する応答変数としての腰軌道の幾何学的パラメータの関係について調査することになる。

この結果を以下のFig.5.5に示す。ここでは横軸に歩隔、縦軸に腰軌道の幾何学的パラメ

ータを示している。歩隔が0 cmでモデル歩行（歩隔小），15 cmで標準歩行（歩隔中），30 cm（歩隔大）でガニ股歩行に対応する。図から明らかであるが，歩隔によって腰軌道の上下振幅に対応するパラメータ  $H_r$  や  $H_l$  はほとんど変化しないことがわかる。その一方で腰軌道の左右振幅に対応するパラメータ  $W_t$  や  $W_b$  は歩隔とともに増加しており，強い相関を有している。しかも，その増加率では，腰軌道の最高点における左右振幅  $W_t$  の増加率の方が，最下点における左右振幅  $W_b$  の増加率よりも大きいこともわかる。



**Fig.5.5** 歩隔と腰軌道の幾何学的パラメータの関係  
 (それぞれの歩隔条件で6回の歩行を行い，  
 その平均値として算出している。被験者は著者.)

したがって，これらの腰軌道の幾何学的パラメータを用いることで，歩行パターンを分類できる可能性がある。その一例としては，以下のような分類アルゴリズムが提案できる。

まず，腰軌道の幾何学的パラメータを以下のように定義する。既に定義した4つのパラメータに，それらの比として算出される3つのパラメータを加えるものとする。最高点と最下点の間での左右振幅の比  $W_b/W_t$ ，腰軌道の右脚側と左脚側の間での上下振幅の比  $H_l/H_r$ ，さらに左右振幅と上下振幅の比（例えば  $W_t/H_r$  など）である。

1) 左右振幅に関するもの

腰軌道の最下点の左右幅 ( $W_b$ )

腰軌道の最上点の左右幅 ( $W_t$ )

両者の比 ( $W_b/W_t$ )

2) 上下振幅に関するもの

腰軌道の右側の上下幅 (Hr)

腰軌道の左側の上下幅 (Hl)

両者の比 (Hl/Hr)

3) 左右振幅と上下振幅の関係

左右振幅と上下振幅の比 (例: Wt/Hr など)

これに基づいて、以下のように腰軌道の幾何学的特徴を3つの要素的特徴の視点から分類し、その組み合わせによって歩行運動のパターンを分類する方法を提案できる。まず腰軌道に関しては、以下の3つの特徴に注目して、それぞれ分類する。

1) 腰軌道の幾何学的形状

V型 ( $Wb/Wt \sim 0, Wt/Hr \sim 1$ ), I型 ( $Wb/Wt \sim 1, Wt/Hr \ll 1$ ),

$\infty$ 型 ( $Wb/Wt \sim 1, Wt/Hr \sim 1$ )

2) 左右振幅の大きさ

小さい ( $0 < Wt < 1$ ), 中くらい ( $1 < Wt < 3$ ), 大きい ( $3 < Wt$ )

3) 左右振幅の非対称性

対称 ( $Hl/Hr \sim 1$ ), 右優位 ( $Hl/Hr \ll 1$ ), 左優位 ( $Hl/Hr \gg 1$ )

さらに、上記の腰軌道の分類に基づいて、歩行パターンそのものを分類することも可能である。ここでは一例として、モデル歩行 (歩隔小), ガニ股歩行 (歩隔大), 標準歩行 (歩隔中), その他の4つに分類するためのアルゴリズムを示す。ただし、その他に分類される状態を細分化することで、運動障害や疾患、癖など、さらに詳細に分類できる。

1) モデル歩行

腰軌道 I 型 and 左右振幅小 and 左右対称

2) ガニ股歩行

腰軌道  $\infty$  型 and 左右振幅大 and 左右対称

3) 標準歩行

腰軌道 V 型 and 左右振幅中 and 左右対称

4) その他 (疾患や癖に関することなど)

上記以外

この分類アルゴリズムは、現状では仮説の段階であるが、このような方法が可能であるとすれば、2分木と SVM (Support Vector Machine) を用いることでパターン分類を自動化できるものと予想される。

### 5.3 様々な条件から腰軌道への影響

前節では、歩隔から腰軌道への影響を評価することで、歩行パターン分類アルゴリズムを提案した。しかし、腰軌道の幾何学的特徴に影響を及ぼすものは歩隔だけではない。したがって、他の要因から腰軌道への影響を見積もっておくことも重要である。以下、センサの装着位置、歩幅、歩速、手の振り、履物からの影響について、それぞれ調査する。

まず、センサ装着位置からの影響であるが、標準位置では骨盤にベルトの下側を一致させ、背骨の延長とベルトの交点にロガーを固定している。このときはV型の標準的な腰軌道が観察される。さらに、センサを上側に5 cm程度移動させても腰軌道に顕著な変化は観察されない。しかし、下側に5 cm程度移動させると大きく変化し、逆V型になる傾向が観察される。この様子は Fig.5.6 に示したとおりである。

したがって、標準位置から上側へのズレについては数 cm 程度の範囲であれば問題ないが、標準位置から下側へのズレには注意が必要（ズボンに直接固定する場合など）である。この原因としては、腰の左右の振りの影響が現れているものと予想される。右脚接地時に腰を右に振り、左足接地時に腰を左に振ることは広く観察されるが、その左右の振りからの影響が現れているものと予想される。いま用いている腰軌道の計測システムは、加速度センサのみから構成されており、重心の回転成分については検出できないので、このような回転成分からの影響については常に注意しておかなければならない。

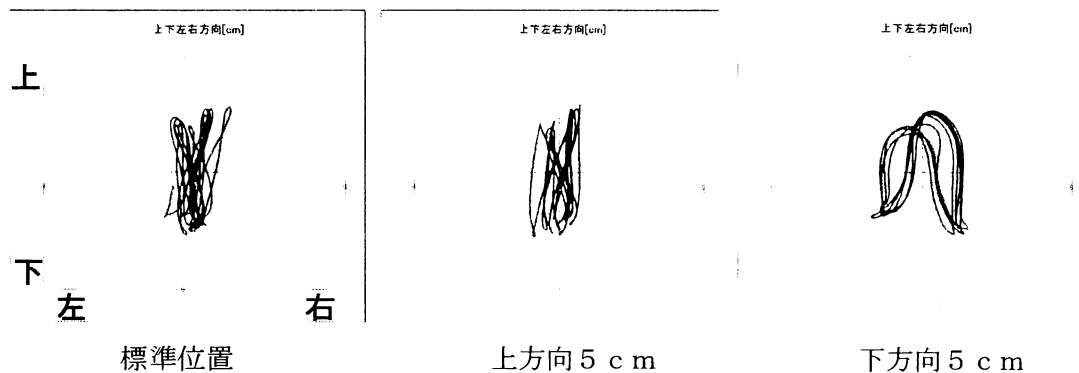


Fig.5.6 センサ装着位置に依存した腰軌道の変化

さらに、センサ装着位置からの影響として、左右方向のズレについても評価した。その結果は Fig.5.7 に示すが、右方向45度とは体軸の中心を基準に45度程度右側回転の位置に固定した場合である。90度の場合も同様である。この図からも明らかなように、45度程度の左右ズレであれば腰軌道パターンに顕著な変化はない。しかし、90度程度ズレると腰軌道パターンが大きく変化する傾向がある。したがって標準位置から左右45度以下の範囲に装着することが重要である。

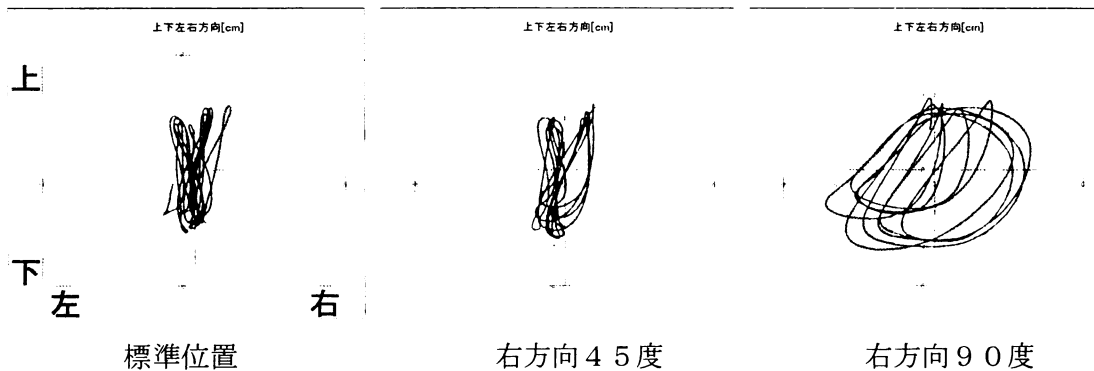


Fig.5.7 センサ装着位置に依存した腰軌道の変化

次に、歩幅から腰軌道への影響であるが、Fig.5.8 にその結果を示す。歩幅が大きくなるにつれて腰軌道の上下振幅が増大する傾向が観察されるが、腰軌道の幾何学的な形状は保存されている。また、歩速から腰軌道への影響は Fig.5.9 に示すが、歩速が遅くなるにつれ腰軌道の左右振幅が拡大する、これは歩速の低下に伴う歩行運動の不安定化と考えられるため、歩行が不安定化するほどの低速での歩行は避けなければならない。ただし歩幅の場合と同じで、腰軌道の幾何学的な形状そのものは保存されている。したがって腰軌道の特徴量として比を用いている限りにおいて、歩幅と歩速からの影響は小さいと考えられる。

さらに、手の振りからの影響であるが、Fig.5.10 に結果を示す。手の振りが大きくなるにつれ腰軌道の左右振幅が拡大する傾向があるが、小さくなる方向では顕著な変化は観察されない。したがって手の振りは過剰に大きくしないことが重要である。履物からの影響は Fig.5.11 に示す。基本的に腰軌道に差は観察されないが、裸足の場合は標準歩行よりも安定に腰軌道が計測されている。その一方でサンダルのように固定が十分ではない履物の場合にはゆらぎが混入するよう見える。したがって、足にしっかりと固定できる履物あるいは裸足で計測することが有効であろう。

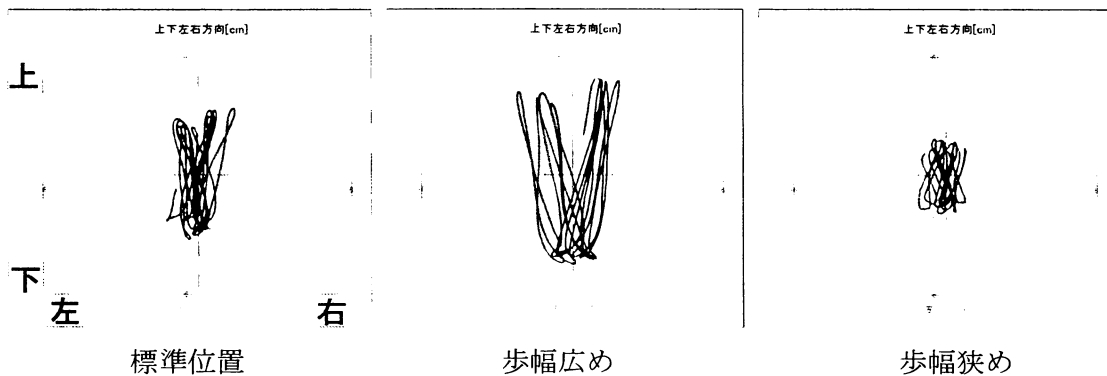


Fig.5.8 歩幅に依存した腰軌道の変化

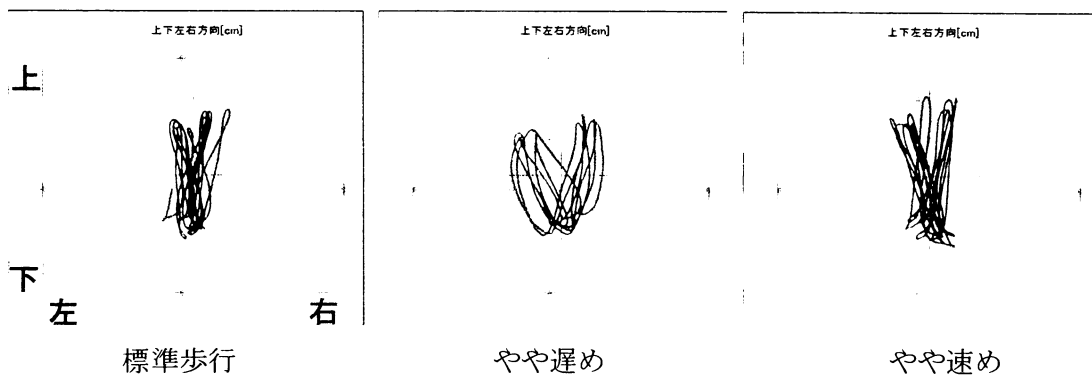


Fig.5.9 歩速に依存した腰軌道の変化

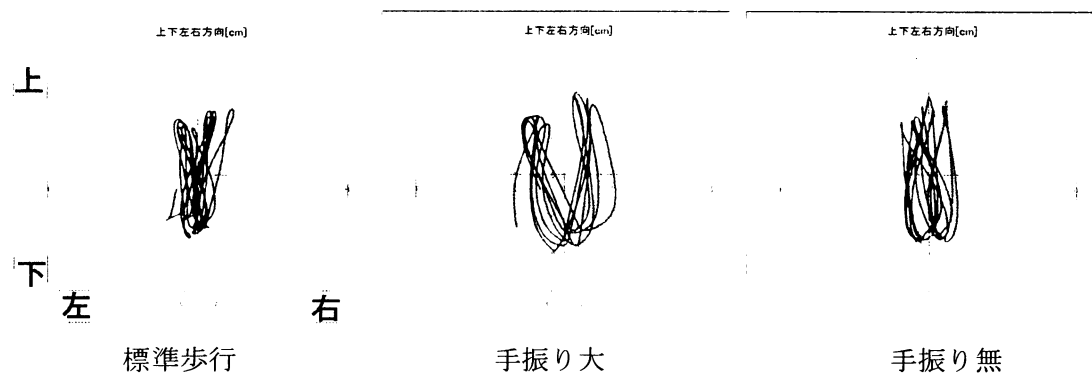


Fig.5.10 手の振りに依存した腰軌道の変化

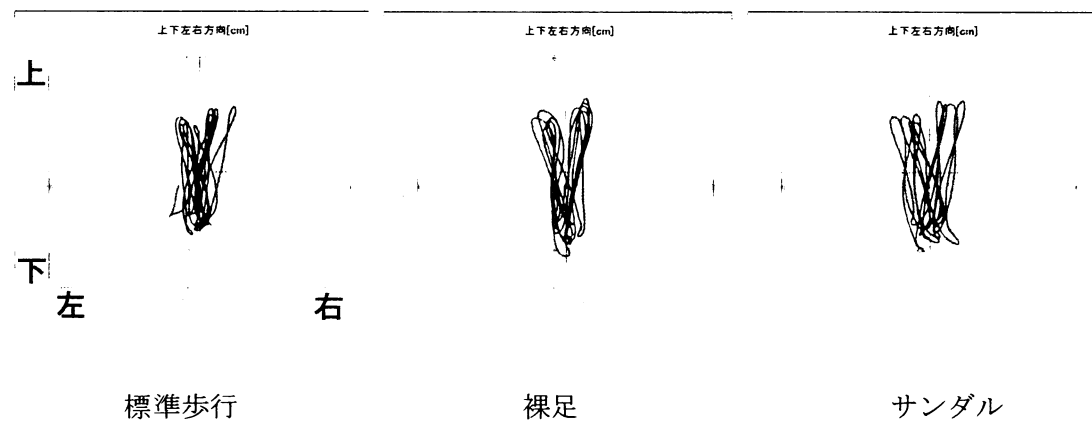


Fig.5.11 履物に依存した腰軌道の変化



#### 5.4 事例に基づく検討：美しさの視点から

歩行の美しさの観点からの検討は、お茶の水女子大学の柴らによってなされた。詳細は第3章にまとめられているが、結果として、歩行の美しさ評価への腰軌道分析の有効性が示された。そして、美しい歩行が下記のように定義された。

1. 「美しい歩行」とは、姿勢がよく、無駄な動きはなく、推進力があり、それによって存在感の感じられる歩行である。
2. 「美しい歩行」における「よい姿勢」とは、顎を適度に引き、背筋は伸び、胸は少し張り気味、腰はそらず（お腹がでない）、内股でも外股でもない、このような姿勢である。
3. 「美しい歩行」において「無駄な動きがない」とは、上下動が少なく、手足の動きのバランスがとれていることである。
4. 「美しい歩行」における「推進力」とは、しっかりと地面をとらえ、進行方向にむかって一定のリズムを保っての歩きに生まれる。
5. 「美しい歩行」における「存在感」は、上記2～4の結果、生まれる。

これは測定者による歩行の目視と被験者からのアンケートに基づくものであるが、上記のような美しい歩行運動に対応する腰軌道は Table 3.7 のように多様な事例が観察された。ただし統計的に捉えれば、柴らの分類における「ハの字型」および「麦藁帽子型」の割合が高くそれぞれ 36%と 20%であった。

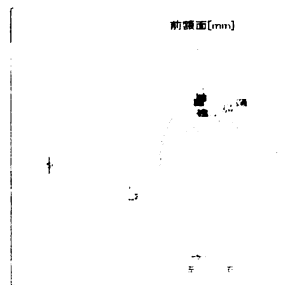


Fig.5.12 ハの字型（麦藁帽子型）の腰軌道の例

麦藁帽子型とはハの字型の左右最下点が両側に広がったものであることから、同一種類と考えれば 56%がこれに対応する。この腰軌道は I 型の腰軌道の左右最下点が左右に拡張したものと分類でき、そのように広がる原因としては歩行時の腰の振りが考えられる。つまり腰軌道の最高点においては左右揺れが小さく、最下点において腰の左右への振りが付加された歩行パターンである。これは本章で分類されたモデル歩行に対応するものであり、美しい歩行の満たすべき要件と見なせる。ただし、腰の左右への回旋については女性に発生頻度が高く、この影響を I 型から分離して評価する方法が開発されなければならない。あるいはセンサの装着位置を高くし、回旋の影響を最小化することも有効であろう。

さらに、上半身の運動から腰軌道への影響も、歩行の美しさの要因として考慮されなければならないことも指摘されている。例えば、顎、胸、背中、視線などと腰軌道との関係については、まだ十分に分析されておらず、今後の課題となる。

## 5.5 事例に基づく検討：高齢者の視点から

高齢者の歩行の検討は、日産厚生会玉川病院の和田らによってなされた。詳細は第4章にまとめられているが、結果として高齢者の歩行評価への腰軌道分析の有効性が示された。まず、高齢者の歩行の特徴が下記のようにまとめられた。

1. 高齢者の歩行とは、上肢は肘で屈曲し振りは小さく、全体に上下動は小さく股関節の動きも小さく歩幅が狭い、踵の上がり少なく、つま先の上がり小さいすり足傾向となるとともにやや足を開いた格好の歩行と言える。
2. このような下肢運動能力に加え、高齢者では加齢に伴い、背骨の変形が特に女性では起きやすく、椎骨の変形から円背やそれとともに起きる腰椎の生理的前彎が消失しむしろ腰椎後彎を呈する。この変化は股関節、膝関節を代償的に屈曲位とし、歩容の変化となる。
3. また、加齢とともに生じる平衡機能低下によるバランス障害や、潜在的な脳梗塞などによる麻痺、パーキンソニズム、骨関節疾患による疼痛、運動制限などにより歩行能力、歩容ともに変化する。
4. また、明らかな左右差がある場合には、潜在する脳梗塞、パーキンソン病、膝などの骨関節疾患が疑われる。

さらに、歩行疾患の予兆という観点から、いくつかの可能性も指摘された。例えば、4.4節に示される第1例目の被験者では、腰軌道の上下振幅に左右差が観察されており、何らかの歩行障害の初期症状に対応するものと解釈された。第2例目の被験者では、第1例目の被験者以上に腰軌道の左右非対称性が強く、軽度のパーキンソン病の症状を読み取ることができた。

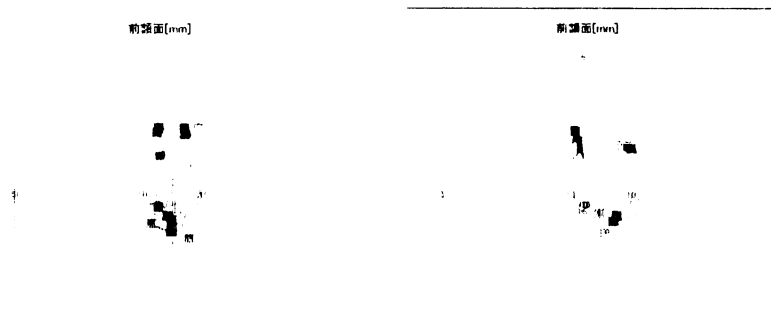


Fig.5.13 高齢者の腰軌道の例（左：第1例目、右：第2例目）

このように腰軌道から推測される下肢および体幹の動きに関しては、高齢者の歩行評価への有効性が確認された。さらに、20～50歳代の健常歩行からの外挿によって推定される状態からの逸脱として歩行年齢を推定する方法や、最大歩行速度における歩行を分析することで加齢の影響を敏感に評価できることも指摘された。

ただし、歩行運動時の上肢の運動との関係については、腰軌道からの評価は困難であることも示唆されており、今後の課題である。

## 第6章 考察とまとめ

### 6.1 本研究で明らかにされた重要な課題

最初に本研究で得られた結果を整理した上で、それに基づいて残された重要な課題を検討する。ここでは、内容上、以下の **Fig.6.1** に示すように3つの問題領域に分類した上で、それぞれについて考察を進める。最初の項目は、歩行分析のための加速度センサによる腰軌道の計測に関する研究成果と残された問題であり、第2の項目は、多様な歩行パターンにおける腰軌道の分析と特徴抽出に関する内容であり、最後の検討項目は、これらの成果に基づいて行われる、歩行パターンを分類するアルゴリズムの開発とその自動化に関する内容である。

1. 加速度センサによる腰軌道の計測と歩行分析への応用について
2. 多様な歩行パターンにおける腰軌道の分析と特徴抽出について
3. 歩行パターンを分類するアルゴリズムの開発と自動化について

**Fig.6.1** 本研究成果の分類項目

### 6.2 加速度センサによる腰軌道の計測と歩行分析への応用について

まず、加速度センサによる腰軌道計測とその歩行分析への応用についてまとめる。ここで最も重要な問題は、オムロンヘルスケア社の加速度記録装置（以下、ロガーと表現する）を用いても、三宅研究室の装置を用いた場合と一致した腰軌道が得られるか否かというものであった。そこで三宅研究室の計測装置とオムロンヘルスケア社のロガーを、被験者の腰の同じ位置に装着して歩行したところ、両者の腰軌道には有意な差は観察されることが明らかになった。この実験データは本報告書に含まれていないが、オムロンヘルスケア社との共同実験の中で確認されたものであり、その詳細については、同社の社内資料を参照していただきたい。

このようにオムロンヘルスケア社のロガーの有効性が確認されたが、これに伴って新たな問題が **Fig.6.2** に示すように3つ明らかになった。第1の問題は加速度センサの装着位置の問題であり、第2の問題は被験者の歩き方の統制に関する問題であり、3つめの問題は腰軌道変化が歩行運動の何を反映しているのかというメカニズムの問題である。

1. 加速度センサの装着位置からの影響に関する問題
2. 被験者の歩き方の統制に関する問題
3. 腰軌道が歩行運動の何を反映しているのかという問題

**Fig.6.2** 腰軌道の計測と分析に関わる重要な課題

まず、センサの装着位置の問題であるが、これはオムロンヘルケア社のロガーは、ズボンのベルトに固定されるように設計されており、そのため被験者の着用しているズボンに依存して、センサの装着位置が変化する可能性が存在するからである。

そこで本研究では、装着位置を標準位置を中心に上下に 5cm 程度ずらすことで上下方向の影響を調べた。その結果、腰軌道の前額面の軌道で見える限りにおいて、上方向への変位に対しては影響が小さいが、下方向への変位に際しては影響が大きいことが確認された。標準位置で計測される標準歩行時の腰軌道は前額面から見たとき V 型になるが、下方向へずれた時には逆 V 型に変化するのである。この原因は歩行時に腰を左右に振る回転運動からの影響を受けるためと予想される。したがって、センサ装着位置がズボンによって下方向に移動しないための工夫が必要である。ただし、装着位置の左右方向へのズレの影響は比較的小さく、45 度ずれても顕著な差は観察されなかった。これは人間の腹部の断面形状が楕円型であることも影響している可能性がある。

以上の考察からも明らかなように、センサ装着位置の問題は、歩行時の運動における回転成分をどのようにキャンセルするのかという問題に帰着する。3次元加速度センサでは回転運動は検出できないので、その装着位置を統制することで回転成分からの影響を抑えることが重要である。ただし、その誤差を利用して、標準的な V 型の腰軌道との差に注目して回転成分を評価することも可能であろう。

次に、被験者の歩き方の統制に関する問題であるが、これは同一の被験者に対しても、その歩行速度や歩幅など歩き方の違いによって、計測される腰軌道に変化の生じる可能性が存在するからである。

そこで本研究では、歩幅、歩行速度、手の振り、履物からの影響を評価することを試みた。その結果、歩幅からの影響としては、歩幅が大きくなるほど腰軌道の上下振幅が拡大し、小さくなるほどそれが減少することが明らかになった。しかし、腰軌道そのものの形状は相似性が保たれており、軌道の特徴抽出において本質的な問題にはならないことが明らかになった。また、歩行速度については、速度が極めて遅い場合を除いて腰軌道の変化が少ないこと、さらに、手の振りでは 160 度を超えるような大きい振り以外では影響が少ないこと、そして、履物の影響も比較的小さいことが示された。

この歩き方からの影響評価実験では、被験者が限られていることや条件の設定が定性的であることなど、改善すべき点は残されているが、基本的に被験者の歩き方が腰軌道の幾何学的特徴に対して大きい影響を及ぼさないことが確認できた。今後の調査の中で、より正確な分析は必要であると考えられるが、歩き方からの影響が致命的な問題になることはない。

最後に、腰軌道変化が歩行運動の何を反映しているのかという問題であるが、歩行運動という多自由度のダイナミクスを、3次元加速度センサという3自由度のダイナミクスに縮約するのであるから、計測結果の腰軌道の解釈に多義性が現れることは必然的である。

しかし、このような本質的な制約を越えて、何を結論できるのかという点は十分に検討されなければならない。

そこで本研究では、一例として、歩行時の脚の開きの尺度である歩隔と腰軌道の関係を調査した。歩隔はガニ股歩行やモデル歩行を特徴づける重要なパラメータと考えられているからである。そして、歩行する廊下に平行な2本の直線を引き、被験者がその線上を歩くことで歩隔を人工的に統制することを可能にし、それが腰軌道へ及ぼす影響を評価した。その結果、歩隔の拡大に伴って非常に強い相関をもって、腰軌道最下点および最高点での左右振幅が拡大することが明らかになった。このことは、少なくとも歩隔の大小が腰軌道の左右振幅として計測されていることを意味しており、歩行運動のダイナミクスと腰軌道の変動の因果関係を示唆するものである。

これと同様の方法を用いることで、歩行運動の様々な要素的な特徴と腰軌道の幾何学的特徴との関係が分析可能になるものと期待される。したがって、今後の調査の中で、歩行の運動要素を多様化し、それぞれと腰軌道の特徴量の相関を調査することで、この歩行メカニズムと腰軌道の関係は明らかにされるであろう。

### 6.3 多様な歩行パターンにおける腰軌道の分析と特徴抽出について

次に、多様な歩行パターンに対する腰軌道の分析結果と、そこからの特徴抽出について結果をまとめる。ここでは歩行の美しさや高齢者の歩行の特徴を明らかにすることを目標にしていることから、本研究ではその最初の段階として、それらの歩行データベースを作成することから着手した。歩行の動画と腰軌道データ、さらに専門家の視点からのコメントと被験者本人のアンケートから構成されるデータベースであり、おそらく世界的に見ても初めての試みであろうと思われる。その内容は本報告書の付録として添付されている。

このように多様な歩行パターンのデータベースが構築されたが、これに伴って新たな課題が **Fig.6.3** に示すように3つ明らかにされた。第1の課題は歩行の美しさとは何かという基本的な定義に関わる問題であり、第2の課題は高齢者の歩行の特徴とその背景にある疾患の関係に関わる問題であり、第3の課題はこのような歩行パターンの分析結果に依存して、どのように歩行改善に向けてサポートするべきかという課題である。

1. 歩行の美しさとは何かという定義に関する問題
2. 高齢者の歩行の特徴とその背景にある疾患の関係の問題
3. 歩行改善へのサポート方法の問題

#### **Fig.6.3** 多様な歩行パターンにおける腰軌道分析に関わる重要な課題

まず、歩行の美しさとは何かという定義であるが、これに対して柴らは舞踊学の観点から、以下のようにまとめている。

1. 「美しい歩行」とは、姿勢がよく、無駄な動きはなく、推進力があり、それによって存在感の感じられる歩行である。
2. 「美しい歩行」における「よい姿勢」とは、顎を適度に引き、背筋は伸び、胸は少し張り気味、腰はそらず（お腹がでない）、内股でも外股でもない、このような姿勢である。
3. 「美しい歩行」において「無駄な動きがない」とは、上下動が少なく、手足の動きのバランスがとれていることである。
4. 「美しい歩行」における「推進力」とは、しっかりと地面をとらえ、進行方向にむかって一定のリズムを保っての歩きに生まれる。
5. 「美しい歩行」における「存在感」は、上記 2~4 の結果、生まれる。

このように歩行の美しさは、運動学だけではなく、身体論の哲学も含む非常に広範な問題である。

これは測定者による歩行の目視と被験者からのアンケートに基づくものであるが、上記のような美しい歩行運動に対応して腰軌道は多様なパターンが観察された。ただし統計的に捉えれば、柴らの分類における「ハの字型」および「麦藁帽子型」の割合が高くそれぞれ 36%と 20%であった。この腰軌道は I 型の腰軌道の左右最下点が左右に拡張したものと分類でき、そのように広がる原因としては歩行時の腰の振りが考えられる。つまり腰軌道の最高点においては左右揺れが小さく、最下点において腰の左右への振りが付加された歩行パターンである。これはモデル歩行の分類に対応するものであり、美しい歩行の満たすべき要件と見なせる。ただし、腰の左右への回旋については女性に発生頻度が高く、この影響を I 型の腰軌道から分離する方法が開発されなければならず、それが今後の課題である。しかし、このように歩行の美しさに関する一定の基準が得られ、それを腰軌道の分析を介して特徴づけられる可能性が示されたことが重要である。

次に、高齢者の歩行の特徴はその多様性にあり、一般的な特徴を帰結することは難しいが、和田らは疾患の予兆との関連から、以下のように検討している。

1. 高齢者の歩行とは、上肢は肘で屈曲し振りは小さく、全体に上下動は小さく股関節の動きも小さく歩幅が狭い、踵の上がりが少なく、つま先の上がり小さいすり足傾向となるとともにやや足を開いた格好の歩行と言える。
2. このような下肢運動能力に加え、高齢者では加齢に伴い、背骨の変形が特に女性では起きやすく、椎骨の変形から円背やそれとともに起きる腰椎の生理的前彎が消失しむしろ腰椎後彎を呈する。この変化は股関節、膝関節を代償的に屈曲位とし、歩容の変化となる。
3. また、加齢とともに生じる平衡機能低下によるバランス障害や、潜在的な脳梗塞などによる麻痺、パーキンソン病、骨関節疾患による疼痛、運動制限などにより歩行能力、歩容ともに変化する。
4. また、明らかな左右差がある場合には、潜在する脳梗塞、パーキンソン病、膝などの骨関節疾患が疑われる。

このように高齢者の歩行は、その運動上の特徴だけではなく、疾患の予兆を含む複合的な観点から分析されなければならない問題である。

これは腰軌道の幾何学的特徴としては、例えば 4.4 節の第 1 例目の被験者では、腰軌道の上下振幅に左右差が観察されており、何らかの歩行障害の初期症状に対応するものと解釈された。第 2 例目の被験者では、第 1 例目の被験者以上に軌道の左右非対称性が強く、軽度のパーキンソン病の症状を読み取ることができた。このように腰軌道から推測される下肢および体幹の動きに関しては、高齢者の歩行評価への有効性が確認されたのである。さらに、20~50 歳代の健常歩行からの外挿によって推定される状態からの逸脱として歩行年齢を推定する方法や、最大歩行速度における歩行を分析することで加齢の影響を感度よく評価できる可能性も示唆された。これらの検証は今後の課題であるが、このように高齢者の歩行を疾患との関連において評価する基準が得られ、それを腰軌道の分析を介して特徴づけられる可能性が示されたことが重要である。

最後に、このような分析結果に関連して、どのように歩行の改善に向けてサポートすべきかという問題が存在する。この問題は将来的な重要課題であり、今後の研究のなかで取り組んでゆきたい。

#### 6.4 歩行パターンを分類するアルゴリズムの開発と自動化について

歩行パターンを分類するためのアルゴリズムの開発と、その自動化の手法に関する研究結果をまとめる。まず前節の結果から、歩行の美しさや高齢者の歩行パターンについて、それらを一般的に定義することは難しそうである。したがって、いかに限定した形で定義するのかという問いが有効な課題になり、特定の社会的コンテキストにおける歩行の美しさの定義や、発生頻度の高い疾患との関連における高齢者歩行の分類などが今後の重要な課題になるであろう。

これは長期的な課題ではあるが、本研究ではその第一歩として、誰もがイメージしやすく身近な歩行パターンとしてモデル歩行やガニ股歩行をとりあげ、そのパターン分類の可能性についても検討した。特に、歩隔の操作によってそのような歩行パターンを近似的に再現できることから、この 2 種類の歩行パターンに限定して、腰軌道の幾何学的特徴を定量化する特徴量の導入と、それによる歩行パターンの分類アルゴリズムの可能性について検討した。その結果、5.2 節に示した手法が提案された。

この有効性については、オムロンヘルスケア社で独自に収集した若年者の歩行データに適用し評価した。結果の詳細については本報告書に含まれていないが、予備実験的な調査によって 70~80%の被験者に対する妥当性が示されつつある。5.1 節にも説明したように前額面からみた腰軌道の形状が V 型であることが標準的な歩行であることを意味するが、このような被験者においては、モデル歩行やガニ股歩行が指示されたとき、その歩行パターンの分類に対しては有効であることが確認された。ただし、最初から標準的な歩行パターンを示さない被験者が 20~30%程度あり、そのような被験者においては逆 V 型の腰軌道

が観察され、回転成分からの影響が予想されることから、さらなる検討が必要である。特に女性の被験者に多く逆V型が観察されることから、腰の振りに男女差が存在する可能性も考えられる。

このように限定された範囲ではあるが、腰軌道による歩行パターンの分類可能性が示された。しかし、これに伴って新たな課題が2つ明らかになった。Fig.6.4に示すように、第1の課題は腰軌道の幾何学的な特徴量の改善による歩行のパターン分類の正確化であり、第2の課題はその歩行パターン分類の自動化である。

1. 腰軌道による歩行パターン分類の正確化に関する問題
2. 腰軌道による歩行パターン分類の自動化に関する問題

#### Fig.6.4 歩行パターン分類に関する重要な課題

まず、腰軌道による歩行パターン分類の正確化については、2つの側面からの検討が必要である。ひとつは腰軌道の幾何学的な特徴量の側面であり、もう一つは歩行のパターン分類の対象の限定の側面である。前者においては、標準的ではない腰軌道パターンを示す2割強の被験者への対策が重要であり、そのような被験者用の分類アルゴリズムを作成することや、回転成分を評価するための改善を加えることなどが必要であろう。後者については長期的な課題ではあるが、多様な歩行パターンの分類への可能性の検討である。歩行の美しさや高齢者歩行の多様性を考慮すれば、どのような歩行パターンを分類の対象として選定するのかという問題は重要である。

次に、分類の自動化の問題であるが、これはあくまでも分類すべき歩行パターンが限定されていることを前提にしたものである。5.2節に提案したアルゴリズムは二分木として表現可能なものであることから、学習型のパターン分類アルゴリズムであるSVM (Support Vector Machine) が有効と考えられる。これによって被験者ごとの自動チューニングが可能になり、分類精度の向上が期待されるからである。

なお、SVMとは、状態空間を超平面で分割する2値分類器のことであり、複数の識別境界の候補の中で、最適化基準に基づいてマージンを最大とする超平面を識別境界として決定する手法である。その際、識別境界はマージン上のサポートベクトルと呼ばれるベクトルによって記述され、これによって空間を分離することになる。

#### 6.5 今後の研究展開にむけての提案

本研究は、腰軌道による歩行パターン分離に向けた研究開発の第一歩として位置づけられるものであり、一連の研究シナリオの中に位置づけられなければならない。そして、現状で考え得るシナリオの候補としては、例えば Fig.6.5 に示すような流れを構想することが可能であろう。



### 第1ステージ（6ヶ月後をめどに）

#### 基盤技術の確立

まず実現可能な問題を解いてみることに

- ・モデル歩行・ガニ股歩行・標準歩行の自動分類システムの実現
- ・腰軌道に影響を及ぼす他要因(腰回転や足上げ)からの影響評価

↓

### 第2ステージ（1年後をめどに）

#### 基盤技術の拡張

歩行パターン分類技術の向上

- ・腰軌道の計測分析方法の改善

歩行の美しさの分析から

- ・歩行のエステティックス

高齢者の歩行の分析から

- ・歩行のアンチエイジング

↓

### 第3ステージ（1年後以降）

#### 研究の展開

統合的歩行サポートシステムへの展開

- ・リズムの引き込みを含む歩行誘導
- ・専門家のアドバイスによる改善

**Fig.6.5** 今後の研究展開のシナリオ案

この案は3つのステージから構成されており、第1のステージは現状で実現可能な範囲に限定して歩行分類システムを構築し基盤技術として確立することである。第2ステージでは、その歩行パターンの分類機能を拡張することをめざし、第3段階では歩行改善への支援も含めた統合的歩行サポートシステムに展開するというシナリオである。それぞれ6ヶ月後、1年後、それ以降くらいの時間スケールのステージとして想定される。

まず、第1ステージにおいては、実現可能な問題領域に限定して、その問題を実際に解いてみることに有効であろう。これによって今後の研究展開の核になる基盤技術が確立されるからである。具体的には、本研究のなかで既に有効性が示されている、モデル歩行（歩隔小）、ガニ股歩行（歩隔大）、標準歩行（歩隔中）への分類システムの開発が適切ではないかと考えられる。この3種類の歩行に限定すれば、歩行パターン分類の自動化も含むシステムの構築が可能になるであろう。さらに、これと同時に腰軌道の形状に影響を及ぼす要因（骨盤の回転や足上げなど）についても更に調査する必要がある。

第2ステージとしては、上記の基盤技術に基づいてそれを拡張することが重要であり、いくつかの研究が不可欠である。ひとつは歩行パターン分類の分解能を向上させるための腰軌道の計測・分析方法の開発や、そのパターン分類アルゴリズムの改善である。さらに、歩行の美しさの観点からは、歩行のエステティックスも視野に入れた要素技術開発が可能であり、高齢者の歩行の観点からは、歩行のアンチエイジングのための支援技術も有効であろう。ただし、そのためには本研究で明らかにされた課題であるが、歩行の美しさの定義や高齢者歩行と疾患の関係などについての、基礎的な調査研究が必要になることは明らかである。

最後に、第3ステージとして、これらの歩行パターン分析の基盤技術に基づいて、歩行を改善するための支援技術を加えた、統合的歩行サポートシステムの構築に展開することになる。ここでは三宅らがこれまで進めてきた運動リズムの引き込みを用いた歩行誘導の技術だけでなく、柴らによって提案されるであろう歩行を美しくするためのコメントや、和田らによって与えられるであろう高齢者の疾患の予防に向けた歩行改善のアドバイスなどを総合的に採用することが可能である。

## 研究参加者一覧

本フィールドワーク調査開発は、多くの方々の熱心な協力によってはじめて実現された。以下に、本プロジェクトへの参加者の氏名を列挙し、心からの謝意を表すものである。

### 東京工業大学・大学院総合理工学研究科

准教授           三宅 美博  
研究補佐       松村 さつき  
修士課程       西 辰徳  
                  〃       石澤 一紀（2008年度修了）

### お茶の水女子大学・大学院人間文化創成科学研究科

教授           柴 眞理子  
修士課程       阿久津 孝枝  
                  〃       佐藤 文音  
                  〃       東島 未知  
                  〃       渡邊 真子

被験者になっていた学生の皆さん

### 日産厚生会玉川病院・リハビリテーションセンター

センター長     和田 義明  
理学療法士    千葉 哲也  
                  〃       松井 理絵子  
                  〃       梅津 美奈子  
                  〃       五十嵐 麻子

### 桜新町リハビリテーションクリニック

院長           長谷川 幹  
理学療法士    中島 鈴美  
                  他スタッフ4名

被験者になっていた当院利用者ご家族の皆さん

世田谷区健康体操連盟 弦巻トリムクラブ関係者の皆さん