

# 腰軌道の運動学的分析に基づく片麻痺歩行評価システム

東京工業大学大学院 西 辰徳 東京工業大学大学院 鈴木 一輝

日産厚生会玉川病院 和田 義明 東京工業大学大学院 三宅 美博

## Gait Analysis System based on Kinematic Analysis of Trunk Trajectory

Tatsunori NISHI Tokyo Institute of Technology, Kazuki SUZUKI Tokyo Institute of Technology,

Yoshiaki WADA Nissan Tamagawa Hospital Yoshihiro MIYAKE Tokyo Institute of Technology

**Abstract:** The purpose of this study is to quantify the features of hemiplegic gait by a triaxial accelerometer attached to the back lumbar area (L3). We measured displacement of L3 on walking and defined 5 characteristics based on asymmetric diversity of hemiplegic gait. To evaluate effectiveness of the characteristic, we verified relationship between the characteristics and Brunnstrom Stage. The experimental result indicated that 5 characteristics were effective in quantitative evaluation of the seriousness of hemiplegic gait. In addition, we developed a gait assessment system to estimate Brunnstrom Stage.

### 1 はじめに

歩行は、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<sup>1)</sup>、人間が自立して生きていく上で不可欠な機能の1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、歩行機能の再獲得、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、脳卒中片麻痺のような中枢神経系の疾患による運動障害では、訓練による回復が望まれるが、単純に訓練の量を増やせばよいというわけではなく、訓練の質が回復の仕方を左右する重要なファクターであることが指摘されている<sup>2)</sup>。従って、歩行リハビリテーション(以下、歩行リハビリ)の重要性がますます高まっている。

効果的かつ効率的な歩行リハビリの実施には、歩行障害者の歩行状態を的確に把握した上で、個々に最適なリハビリプログラムを選択することが重要である。しかし、臨床での歩行評価は医師や理学療法士の目視による主観評価で行われることが多く、検査者の知識、経験への依存性や評価の再現性・一貫性に欠ける点が問題視されている。歩行を定量的に評価する手法として、フットセンサーや電気角度計、床反力計などを用いた様々な手法が提案されているが<sup>3)</sup>、コストや時間、計測機器の使用の困難さといった制約から、臨床ではあまり用いられていないのが現状である。そのため、簡便かつ定量的に歩行を計測でき、それに基づいて歩行を客観的に評価することができるシステムの開発が求められている。

このような背景から、加速度センサーを用いた歩行評価手法が注目されている。その特長としては、小型軽量で被計測者への拘束が少なく、長時間の計測にも適しているという点が挙げられる。加速度センサーを用いた歩行評価の研究としては、高齢者の歩行の不安定性評価を試みた研究<sup>4, 5)</sup>や、歩行障害者の歩行の

複雑さや不安定性の評価を行なった研究<sup>6, 7)</sup>などが挙げられ、いずれも加速度センサーを用いた歩行評価の有効性を報告している。我々の研究グループでは、腰部に取り付けた加速度センサーの情報から、歩行中の腰椎付近の変位量を算出する手法を開発し<sup>8)</sup>、その時間発展を可視化したグラフ(以下、腰軌道と呼ぶ)を歩行評価に応用する試みを行ってきた。本計測手法の利点は、使用が従来の計測機器に比べて簡便でありながら、歩行中の運動学的情報を比較的精度よく計測できる点である。従って、本計測手法を用いて、歩行障害を定量的に評価することができれば、臨床への導入、そして歩行リハビリ支援に有効な客観的指標の提案が期待される。

そこで、本研究では歩行障害を呈する代表的な疾患である脳卒中片麻痺を対象とする。片麻痺歩行の特徴は歩容の非対称性にあると言われているが<sup>9)</sup>、その非対称性の評価手法は、歩行の時間関連因子を用いた評価や床反力計を用いた運動学的側面からの評価が多く、運動学的側面から定量的に評価する試みはあまり行われていない。そのため、本計測手法を用いて得られる腰軌道は、運動学的情報として片麻痺歩行を評価する上で有益であることが予測される。本稿では、片麻痺歩行の腰軌道パターンから歩行障害の特徴を定量的に評価するための特徴量を提案し、その有効性についてBrunnstrom Stage(以下、BS)との関連から検討した結果について報告する。BSは、運動麻痺のレベルをBS.IからBS.VIの6段階で順序付けした指標であり、臨床でよく用いられる評価指標の1つである。BS.Iがもっとも症状が重く、BS.VIがもっとも軽いと評価され、BS.III程度から歩行運動が可能であることが多い。また、提案する特徴量の臨床応用に向けた試みとして、特徴量からBSを推定するシステムの構築を行った結果についても併せて報告する。

## 2 歩行計測システム

### 2.1 計測装置

歩行計測は、脚接地、離地タイミングを検出するフットセンサーと、腰の変位を計測する腰軌道計測装置によって行われる。2つの装置は互いに同期している。

フットセンサーは、圧力スイッチ (オジデン、OT-21BP-G) が組み込まれたサンダル型のセンサーで、Fig. 1(a) のように装着する。足底の一部に一定の圧力 ( $220\text{g}/\text{cm}^2$ ) がかったタイミングを接地、圧力が一定まで下がったタイミングを離地として検出する。

腰軌道計測装置は、Fig. 1(b) のように3次元加速度センサー (ANALOG DEVICE 社, ADXL202E) を腰部にバンドで固定し、腰部の加速度変化を計測する。得られた加速度情報を二階積分することで空間的な変位 (上下, 左右, 前後方向) を算出する装置である。詳細は別論文<sup>8)</sup>を参照していただきたい。この装置は、歩行する場所を限定する必要がないため長距離の連続計測も可能である。

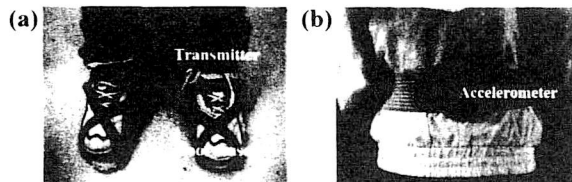


Fig. 1 Gait Analysis System  
(a) : Footsensor (b) : Accelerometer

### 2.2 腰軌道データ

Fig. 2に、計測によって得られる腰軌道データの一例を示す。Fig. 2(a)は縦軸を上下方向の変位とし、その時間変動をプロットしたグラフである。Fig. 2(b)は縦軸を左右方向の変位とし、その時間変動をプロットしたグラフである。正は身体の右側方向、負は左側方向への変位である。Fig. 2(c)は縦軸を上下方向、横軸を左右方向の変位として、前額面を後方から観測した場合の腰軌道を示している。

Fig. 2(d)は歩行運動における役割の違いから、1歩行周期を4相に分ける方法を示している<sup>1)</sup>。図中の■は右脚接地 (Right Heel Contact : RHC), ○は左脚離地 (Left Initial Swing : LISw), ●は左脚接地 (Left Heel Contact : LHC), □は右脚離地 (Right Initial Swing : RISw) にそれぞれ対応しており、これら4つの接地、離地情報を用いて歩行周期の分割を行う。具体的には、RHC後からLISwまでの荷重応答期 (Loading Response : LR, RHCからLISwまでのLRを $LR_R$ とする), LISw後からLHCまでの右単脚支持期 (Right Single Limb Support : RSLs), LHC後からRISwまでの荷重応答期 ( $LR_L$ ), そ

してRISw後からRHCまでの左脚単脚支持期 (Left Single Limb Support : LSLs) の4相である。

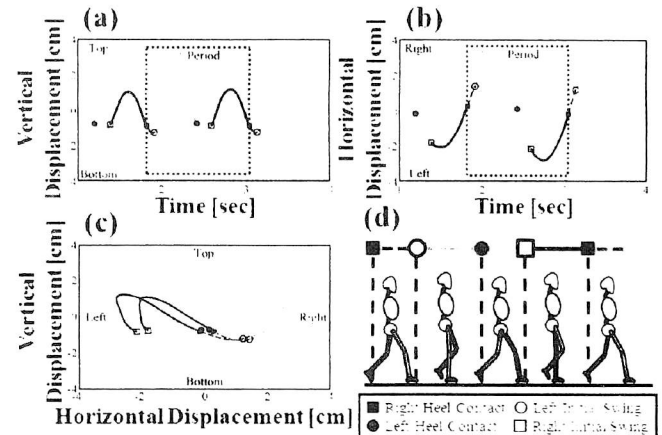


Fig. 2 Measured Data of Waist Trajectory  
(a) : Vertical Plane (b) : Horizontal Plane (c) : Frontal Plane  
(d) : Division of Gait Cycle

## 3 実験

### 3.1 目的

本実験は、片麻痺歩行の腰軌道パターンから歩行障害の特徴を抽出し、定量的に評価する特徴量を提案すると共に、その有効性についてBSとの関連から検討することを目的とした。

### 3.2 被験者と課題

被験者は、片麻痺患者32名と健常者10名であった。被験者の属性をTable 1に示す。BS毎の内訳は、BS.IIIが3名、BS.IVが9名、BS.Vが10名、BS.VIが10名であり、全ての被験者が介助なしで被験者単独の歩行が可能であった。被験者には事前に実験の概要を説明し、同意を得た上で実験を実施した。

被験者には、計測装置を装着し、直線状の30mの歩行路を自由な速度で歩行する課題を課した。また、歩行の際に杖の使用は制限した。実験において、30mの歩行を2回実施し、1回目の試行をトレーニング試行、2回目の試行を本試行とし、本試行で得られたデータを解析の対象とした。

Table 1 Subject Characteristics

BS	n	Age	Paretic side
III	3	37-62	Left : 3
IV	9(1f)	33-80	Left : 4 / Right : 5
V	10(2f)	28-78	Left : 5 / Right : 5
VI	10	48-84	Left : 5 / Right : 5
Healthy	10(3f)	22-24	-

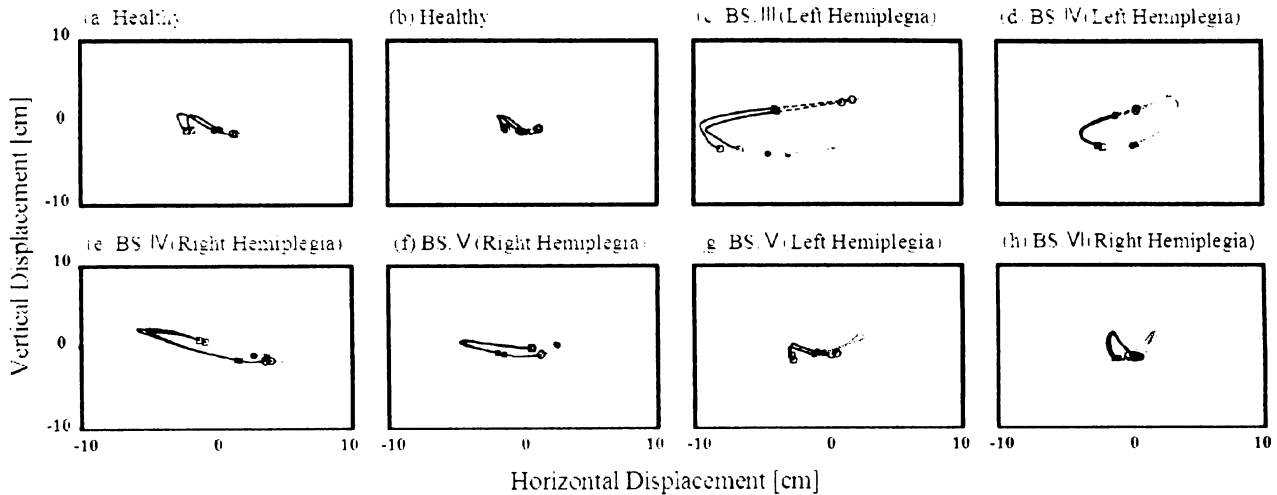


Fig. 3 Samples of Hemiplegic Gait

(a) : Healthy (b) : Healthy (c) : BS.III (d) : BS.IV (e) : BS.IV (f) : BS.V (g) : BS.V (h) : BS.VI

### 3.3 解析方法

Fig. 3(a), (b) は健常者の腰軌道パターン, (c)~(h) は片麻痺患者の腰軌道パターンの例を示している. 健常者では, (a) のような  $\infty$  字型や V 字型の形状を示すことが多く, 上下左右各方向への変位は約 2cm~2.5cm の範囲内に収まると言われている. また, 上下左右各方向への変位はほぼ対称となる.

健常者のパターンと片麻痺患者のパターンを比較した場合, (h) は比較的健常者のパターンに類似しているが, その他のパターンは明らかに健常者のパターンから逸脱している. この幾何学的特徴としての腰軌道の特異性が, 片麻痺歩行の特徴である歩容の非対称性と関連していることが予測される. そこで, 以下では上下方向, 左右方向それぞれにおいて腰軌道の特異性を定量的に示すための 5 つの特徴量を定義し, その特徴量と片麻痺歩行の特徴との関連について検討する.

### 3.4 解析範囲の決定

歩行分析は, 歩き始めと歩き終わりの過渡期を除いた定常歩行を対象として行われることが通例であるが, 定常歩行の厳密な定義はなされていない.

そこで, 本研究では参考文献<sup>10)</sup>に記載されている歩き始め 3 歩目以降, 歩き終わりの 4 歩前までの範囲に含まれる 10 歩以上の連続歩行を定常歩行とする定義を参考に定常歩行を定義した. 具体的には, 歩き始めの 3 周期と歩き終わりの 4 周期を過渡期とし, それらの範囲を除外した範囲から定常歩行の抽出を行った.

解析範囲は LHC を基準とした 10 歩行周期とし, 過渡期を除外した範囲内で, 連続した 10 周期分の歩行周期の変動係数が最小となる範囲を解析対象とした.

### 3.5 上下方向の特徴量

上下方向では, 3 つの特徴量を導入する. 具体的には, Fig. 3(c), (d) で見られる LR の上下差や (e), (g) で見られる上下方向に腰を持ち上げる幅の左右非対称性, そして腰を持ち下げる幅の左右非対称性に着目し, これらの特徴を定量化する. なお, 各特徴量は 1 歩行周期中から 1 サンプルが算出され, 被験者毎に 10 歩行周期分, つまり 10 サンプルが得られる.

#### 3.5.1 荷重応答期の上下差 (LRdif)

Fig. 4 は腰軌道の上下方向の時間変動を示しており, 上は左片麻痺患者, 下は健常者の例である. Fig. 4 中の (a) は,  $LR_L$  と  $LR_R$  に着目している. LR は歩行運動中に腰が最も低い位置を通る相であり, 健常者では  $LR_L$  と  $LR_R$  はほぼ同じ高さを通る. しかし, 左片麻痺患者の場合では,  $LR_R$  の方が  $LR_L$  よりも高い位置を通っており, 上下の差分が生じている. このような差分が生じるのは, 片麻痺の特徴である麻痺側の支持性の低下あるいは膝過伸展によって麻痺側支持時に健常側を十分に振り出すことができず, 腰の下方への運動が抑制されるためであると考えられる. 従って, この LR における上下差が片麻痺歩行を特徴付ける指標であると捉え, (1) 式のように定義する.

$$LRdif = |\min(LR_L) - \min(LR_R)| \quad (1)$$

LRdif は値が大きくなるほど, 正常歩行からは逸脱した不安定な歩行になっていることを示す.

#### 3.5.2 腰の持ち上げ幅の対称性 (VUasym)

Fig. 4(b) では, 左脚立脚期 (Left Stance : LS, LHC から LISw までの範囲を指す) と右脚立脚期 (Right Stance : RS, RHC から RISw までを指す) に

における腰の持ち上げ幅に着目している。LSにおける持ち上げ幅 ( $VU_L$ ) は、LSの最下点から最高点までの幅を指し、RSにおける持ち上げ幅 ( $VU_R$ ) は、RSの最下点から最高点までの幅を指す。

腰の持ち上げは、十分な前方への推進力を得るうえで重要な役割を果たし、その運動には足関節の運動が深くかかわっていることが予測される。このような予測から、腰の持ち上げ幅の対称性は、片麻痺歩行を評価する上で重要な要因であると捉え、(2)式のように定義する。

$$VU_{asym} = \left| \frac{VU_L - VU_R}{VU_L + VU_R} \right| \quad (2)$$

$VU_{asym}$  は、値が0から離れるほど歩行時の足関節の動きが不十分であると考えられる。

### 3.5.3 腰の持ち下げ幅の対称性 ( $VD_{asym}$ )

Fig. 4(c)では、LS、RSにおける腰の持ち下げ幅に着目している。LSにおける持ち下げ幅 ( $VD_L$ ) は、LSLSの最高点からLR<sub>R</sub>の最下点までの幅を指し、RSにおける持ち下げ幅 ( $VD_R$ ) は、RSLSの最高点からLR<sub>L</sub>の最下点までの幅を指す。これらの層の役割は、前方への推進力と立脚安定性の確保であり、歩行運動における他の運動よりも複雑な運動制御が必要であることが予測される。そのため腰を持ち下げることができるか否かは、歩行運動ひいては運動麻痺の程度を把握する上で、重要な要因であると捉え、(3)式のように定義する。

$$VD_{asym} = \left| \frac{VD_L - VD_R}{VD_L + VD_R} \right| \quad (3)$$

$VD_{asym}$  は、値が0から離れるほど歩容が非対称かつ不安定であることを示している。

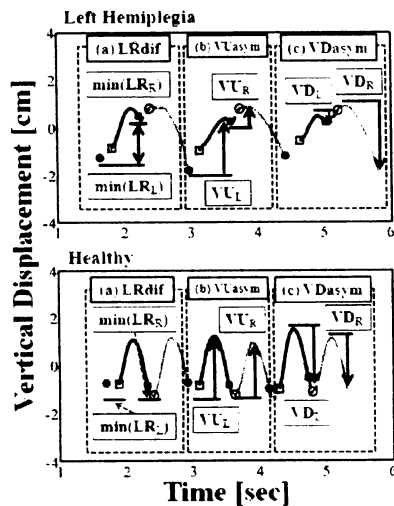


Fig. 4 Vertical Features  
(a) : LRdif (b) :  $VU_{asym}$  (c) :  $VD_{asym}$

## 3.6 左右方向の特徴量

水平方向では、2つの特徴量を導入する。具体的には、Fig. 3(e), (g)で見られる左右方向への振幅の非対称性や(c)や(e)のような振幅の増大に着目し、これらの特徴を定量化する。なお、各特徴量は上下方向の特徴量と同様に、1歩行周期中から1サンプルが算出され、各被験者毎に10サンプルが得られる。

### 3.6.1 左右振幅の対称性 ( $Hasym$ )

Fig. 5は腰軌道の左右方向の時間変動を示しており、上は右片麻痺患者、下は健常者の例である。Fig. 5(a)中の $HA_L$ はLHCから左側への最大振幅を指し、 $HA_R$ はRHCから右側への最大振幅を指す。右片麻痺患者において $HA_L$ と $HA_R$ が非対称になっているのは、健常側で麻痺側の機能を代償する代償運動が進行したためであると考えられる。その結果、バランス支持の割合が健常側に大きく偏ることにより、左右振幅が非対称になっていることが予測される。この左右振幅の非対称性も片麻痺歩行を特徴付ける指標であると捉え、(4)式のように定義する。

$$Hasym = \left| \frac{HA_L - HA_R}{HA_L + HA_R} \right| \quad (4)$$

$Hasym$  は、0が最も対称性が高く、値が1に近づくほど対称性が低いことを示している。

### 3.6.2 左右方向の振幅 ( $HA$ )

Fig. 5(b)では、歩行中に腰が左右方向にどれぐらい振れるかに着目しており、 $HA$ は腰が最も左側に寄った位置から最も右側に寄った位置までの移動距離とした。先行研究において、片麻痺患者では、 $HA$ が健常者に比べて有意に大きくなり、また振幅の大きさと歩行速度に相関があることが報告されている<sup>11, 12)</sup>。

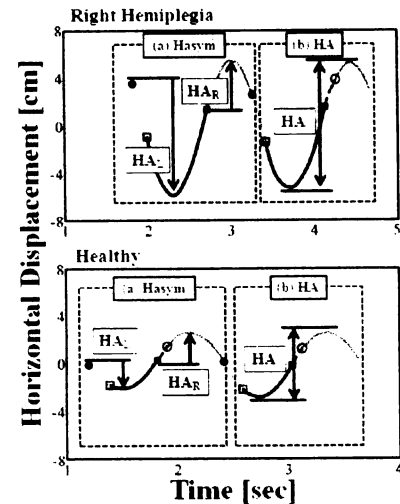


Fig. 5 Horizontal Features  
(a) :  $Hasym$  (b) :  $HA$

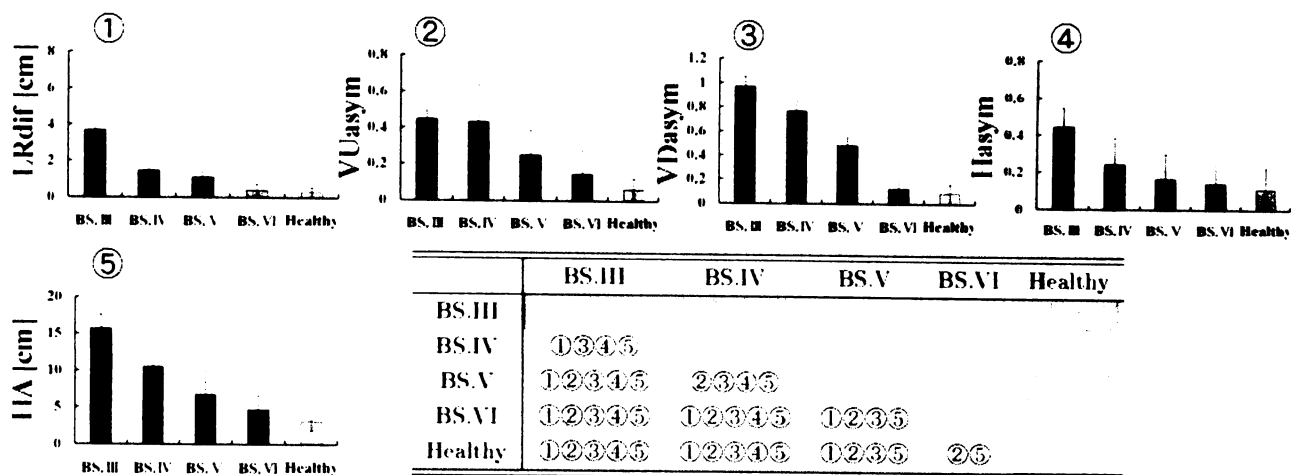


Fig. 6 The Experimental Result  
 ① : LRdif ② : VUasym ③ : VDasym ④ : Hasym ⑤ : HA

### 3.7 実験結果

Fig. 6 は、本研究で提案した 5 つの特徴量に関して、それぞれ BS.III~BS.VI、健常者の 5 グループごとに平均値をプロットしたグラフである。エラーバーは標準偏差を示している。また、右下の表は各特徴量ごとに検定を行った結果の一覧である。表中の番号は Fig. 6 中の特徴量に割り振られた番号に対応しており、表中の各セルは 2 グループ間の比較を示している。セル内に対応する番号の記載がある場合、その特徴量において対応する 2 グループ間に有意差があったことを示している。検定には、クラスカル・ウォリス検定を行い、下位検定として Steel-Dwass の多重比較を用いた。

Fig. 6 中の表より、LRdif では BS.V-BS.IV、BS.VI-Healthy を除く全てのグループ間、VUasym では BS.VI-BS.V を除く全てのグループ間、VDasym では BS.VI-Healthy を除く全てのグループ間、Hasym では BS.VI-BS.V、BS.V-Healthy、BS.VI-Healthy を除く全てのグループ間、そして HA では全てのグループ間で有意差が確認された ( $p < .01$ )。また、運動麻痺の程度が最も重い BS.III から健常者に向かうにつれて、全ての特徴量で右肩下がりの傾向が見られた。これらの結果は、本研究で提案した 5 つの特徴量が、片麻痺歩行の障害の程度を定量的に評価する上で有効な指標となりうることを、そして加速度センサーを用いた本計測手法が歩行分析手法として有効であることを示唆している。

Fig. 7 は、5 つの特徴量のうち、2 つを選んでそれらを軸とした平面上でのデータのばらつきを示したグラフである。図中の□が BS.VI、+ が BS.V、△が BS.IV、○が BS.III のデータにそれぞれ対応している。なお、Fig. 7 中の各特徴量は、[0~1] に正規化した値

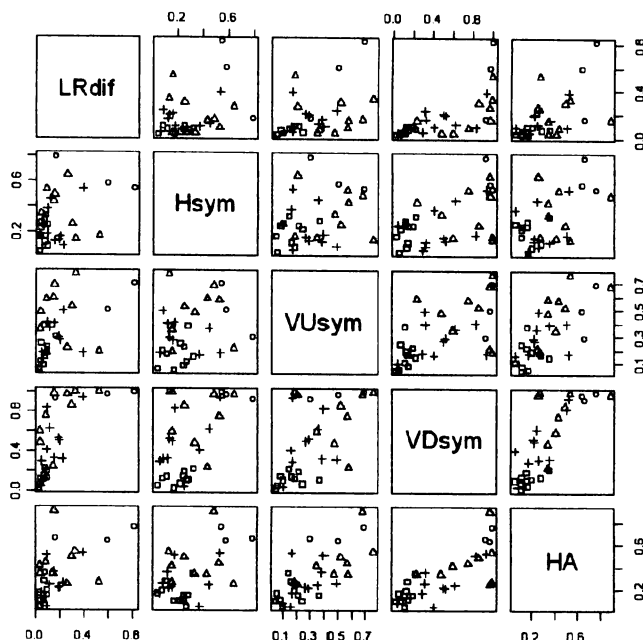


Fig. 7 Scatter Chart

を用いており、各点は被験者毎の平均値を示している。全体的に共通してみられる傾向としては、運動麻痺の程度が最も軽い BS.VI のデータが原点近傍に分布しており、そこから BS.V、BS.IV、BS.III と運動麻痺の程度が重くなっていくにつれて右肩上がりに分布が広がっている点が挙げられる。このような傾向は、縦軸に HA を取った最下段の 4 つのグラフにおいて、比較的よく当てはまっている。

以上の結果から、腰軌道解析によって得られる特徴量が歩行障害の定量的評価に有効であることが示された。そこで、以下では臨床への応用に向けた試みとして、腰軌道から得られた 5 つの特徴量を用いて、歩行運動から BS を推定するシステムの構築を行う。

## 4 Brunstrom Stage 推定システム

### 4.1 SVMを用いた多値分類器の構成

BS 推定システムの構築には、サポートベクターマシン (Support Vector Machine:SVM) を複数組み合わせ、多値分類器を構成する手法を採用した。具体的には、One-against-all による構成方法を用いた。そのため、BS.IIIvsRest, BS.IVvsRest, BS.VvsRest, BS.VIvsRest の4つの2値分類器を訓練した。

### 4.2 訓練

データセットとして、片麻痺患者32名の歩行データから5つの特徴量を次元とする特徴ベクトルを被験者毎に10サンプル抽出し、全320サンプルをSVMの訓練と評価に用いた。また、前処理として各特徴量を[0~1]に正規化した。カーネル関数はガウシアンカーネルを用いたため、パラメータCと $\sigma$ の値を適切に選択する必要がある。最適パラメータは、10-fold クロスバリデーションを用いて、システマティックに決定した。

### 4.3 評価

320サンプルのデータセットを用いて、10-fold クロスバリデーションによる予測誤差推定を行った結果、予測誤差は10.82%であり、約89%の精度でBSを推定出来ていることが確認された。Table.2に、データセットを2つに分割し、一方で訓練を行い、もう一方でテストを行った結果を示す。

Table 2 Result of BS Estimation

	BS.III	BS.IV	BS.V	BS.VI	Accuracy[%]
BS.III	11	1	0	0	91.7
BS.IV	0	40	5	2	85.1
BS.V	0	2	34	12	70.8
BS.VI	0	0	4	45	91.8

BS.Vの正解率が70.8%と低い結果となったが、その他のグループでは85%を超える良好な分類が実現できている。

## 5 考察

本研究では、片麻痺歩行の特徴である歩容の非対称性に着目し、腰軌道パターンから5つの特徴量を定義した。そして、特徴量の有効性についてBSとの関連から検討した結果、片麻痺歩行の特徴を定量的に評価する上で有効であることが示唆された。また、特徴量を用いたBSの推定においても、BS.V以外では85%を超える良好な分類が実現できた点も、特徴量の有効性を補足する結果であると言える。しかし、本研究で定義した特徴量と、片麻痺歩行の特徴との関連については、まだ不明瞭な点が多く、それらの関連について

は予測という段階に留まっている。従って、三次元動作解析システムや歩行シミュレーターなどを用いて、腰軌道の特異点と歩行運動の特異点の対応付けをより明確化することが、本評価手法の有効性を確立する上で必要不可欠であり、今後の課題でもある。

## 6 まとめ

本研究では、腰軌道解析によって片麻痺歩行の特徴を定量的に評価する特徴量を定義し、BSとの関連からその有効性について検討することを目的とした。実験の結果、5つの特徴量の有効性が示唆されるとともに、BSを70%以上の精度で推定することも可能となった。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、計測に快くご協力いただいた玉川病院リハビリテーションセンターの皆様、そして患者様に深く感謝いたします。

## 参考文献

- [1] 武田, 弓岡, 森, 村田, 溝田:ペリー 歩行分析-正常歩行と異常歩行-, 医歯薬出版株式会社 (2007)
- [2] 三好: 身体障害学, 株式会社雲母書房 (1998)
- [3] 産業技術総合研究所人間福祉工学研究部門: 人間計測ハンドブック, 24/45, 朝倉書店 (2003)
- [4] 竹之下, 西山, 川越, 牧川: 携帯型加速度モニタ装置を用いた高齢者の定量歩行評価システム, 生体医工学, **43-1**, 140/150(2005)
- [5] 大瀧, ムハマド, 鈴木, 飯島, 猪岡: 歩行の周期リズムの非線形時系列解析による高齢者の歩行安定性評価, 福祉工学シンポジウム講演論文集, 103/106(2002)
- [6] M.Sekine, T.Tamura, M.Akay, T.Fujimoto, T.Togawa, T.Fukui: Discrimination of Walking Patterns Using Wavelet-Based Fractal Analysis, IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, **10-3**, 188/196(2002)
- [7] C.Mizuike, S.Ohgi, S.Morita: Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer, Gait & Posture, **30**, 60/64(2009)
- [8] 小林, 三宅, 和田, 松原: 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, **42-5**, 567/576(2006)
- [9] 佐鹿, 大川, 安藤, 江原: 成人片麻痺の歩行分析, リハビリテーション医学, **23-2**, 50/58(1986)
- [10] 臨床歩行分析懇談会: 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版株式会社 (1989)
- [11] S.F.Tyson: Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids, Clinical Rehabilitation, **13**, 295/300(1999)
- [12] K.J.Dodd, M.E.Morris: Lateral Pelvic Displacement During Gait: Abnormalities After Stroke and Change During the First Month of Rehabilitation, Arch Phys Med Rehabil, **84**, 1200/1205(2003)