

# 腰軌道解析による片麻痺歩行の定量化と有効性評価

東京工業大学大学院 ○西 辰徳 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

## Quantification of Hemiplegic Gait and Its Effectiveness

○ Tatsunori NISHI 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 feature of hemiplegic gait by a triaxial accelerometer attached in the back lumbar area(L3). We measured displacement of L3 on walking and defined 2 feature quantities based on asymmetric diversity of hemiplegic gait. To evaluate effectiveness of feature quantities, we did two experiments. Exp1: To verify relationship between feature quantities and Brunnstrom Stage. Exp2: To verify relationship between feature quantities and recovery process of walking. As a result, indicate that 2 features have a beneficial effect on quantitative evaluation about the seriousness of hemiplegic gait.

### 1 はじめに

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<sup>[1]</sup>、人間が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、85歳以上では82%の高齢者が何らかの歩行障害を呈するとの報告もあり<sup>[2]</sup>、高齢化が進行している現代社会において、歩行リハビリテーション(以下、歩行リハビリ)の重要性はますます高まっている。

このような背景から、歩行リハビリの支援を目的とした研究が数多く行われている。アプローチは様々であるが、その1つとして「計測・評価」という観点からのアプローチがある。効果的な歩行リハビリプログラムを策定するためには、歩行障害者の歩行状態を的確に把握する必要がある。しかし、臨床では医師や理学療法士の目視による評価が行われていることが多いため、知識や経験に依存してしまうという問題がある。そのため、歩行を正確に計測し、かつ定量的に評価する手法の開発は、歩行リハビリ支援において非常に重要である。

従来の歩行分析手法は、電気角度計や床反力計など様々な機器や手法を用いて行われる<sup>[3]</sup>。臨床では、それらを用いて得られたデータと疾患の特徴とを関連付けることで、有益な評価手法の開発が行われている。リハビリテーション医療の中でも最も多い疾患の1つである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行われてきた。窪田らは片麻痺歩行の床反力パターンの分類を行い、その妥当性について検討した<sup>[4]</sup>。佐鹿らは床反力や関節角度の変化を計測し、麻痺側の麻痺の重さと歩行スピードの相関、麻痺側と健常側の片脚での支持時間の非対称性を明らかにした<sup>[5]</sup>。望月は臨床で運動麻痺の評価指標として最も使用されているBrunnstrom Stage(以下、BS)と歩行能力の関連について言及している<sup>[6]</sup>。

このように、様々な評価手法が提案されているが、歩行計測設備が煩雑かつ大型になってしまうことが多く、臨床への応用が難しいという問題がある。この問題に対して、加速度センサーを用いた歩行分析が注目されている。その特徴としては、患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分析の研究は、健常者や健常高齢者を対象としたものが多く<sup>[7]、[8]</sup>、歩行障害者を対象としたものは散見される程度である<sup>[9]</sup>。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(以下、腰軌道)を算出する手法を開発し<sup>[10]</sup>、歩行障害の評価指標として用いる試みを行っている。腰軌道から障害の特徴を抽出し、歩行を評価することが出来れば、簡便に計測でき、かつ歩行リハビリ支援に有効な評価指標を提案できる可能性がある。

そこで、本研究では片麻痺歩行を対象とし、そ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指標を提案する。そして、実験1では提案する指標とBSとの関連、実験2では歩行機能回復過程との関連を検討し、その有効性について考察する。

### 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、腰椎付近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、テープ状の圧力スイッチ(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、図1aのように装着する。足底の一部に一定の圧力(220g/cm<sup>2</sup>)がか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、図1bのように腰椎(L3)付近に3次元加速度センサー(ANALOG DEVICE社, ADXL202E)

を取り付け、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>[10]</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。

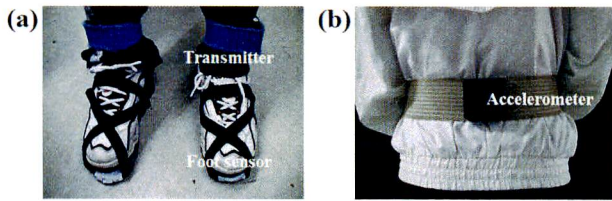


Fig. 1 Gait Analysis System  
a: Footsensor b: Accelerometer

## 2.2 計測データ

図2に、計測によって得られる腰軌道データの一例を示す。図2a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。図2b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。正は身体の左側、負は右側の変位である。図2cは縦軸を上下方向、横軸を左右方向の変位として、前額面を身体の前から観測した場合の腰軌道をプロットしている。従って、グラフの右側が身体の左側、左側が身体の右側の変位を示している。図2dは歩行周期の区分を示しており、図中のマーカーの形状やラインの色は脚の接地・離地情報と歩行周期の区分にそれぞれ対応している。

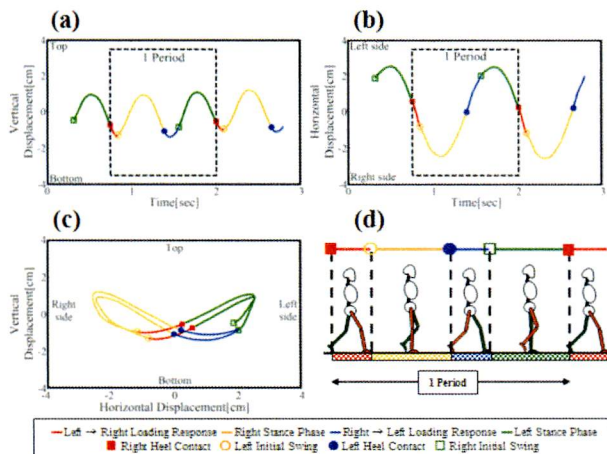


Fig. 2 Measuring Data of Waist Trajectory  
a: Vertical Plane b: Horizontal Plane c: Frontal Plane  
d: Division of Gait Cycle

## 3 実験1

### 3.1 目的

実験1では、片麻痺歩行の腰軌道パターンから障害の特徴を抽出し、定量的に評価する指標を提案する。そして、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15名と健常者5名であった。被験者の属性を表1に示す。BS毎の内訳は、IVが5名、Vが7名、VIが3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。実験において、30mの歩行中の歩行状態を計測した。

Table 1 Subject Characteristics(Exp1)

	n	Age	Paretic side	Stick	Orthosis
IV	5(1f)	33-75	Left: 1 / Right: 4	1	3
V	7(2f)	28-80	Left: 4 / Right: 3	2	1
VI	3(0f)	48-68	Right: 3	-	-
Healthy	5(1f)	22-24	-	-	-

### 3.3 解析方法

図3a, bに片麻痺歩行で見られる特徴的な腰軌道パターンの一例、cに健常者の腰軌道パターンの一例を示す。

図3aの特徴は、楕円形に似た幾何学的パターンが見られる点である。このような特徴が生じる理由としては、左脚接地(Left Heel Contact:LHC)後から右脚離地(Right Initial Swing:RISw)までの荷重応答期>Loading Response:LR, LHCからRISwまでのLRを $LR_L$ とする)の最下点と右脚接地(Right Heel Contact:RHC)後から左脚離地(Left Initial Swing:LISw)までの荷重応答期( $LR_R$ )の最下点に差分が生じていることが挙げられる。健常者では、図3cのようにこの差分はほぼ0となる。

図3bでは、RHC後の右脚支持期(Right Stance Phase:RSP)における右方への振幅(Horizontal Amplitude:HA, 右方を $HA_R$ , 左方を $HA_L$ とする)とLHC後の左脚支持期(Left Stance Phase:LSP)における左方への振幅( $HA_L$ )に非対称性が見られる点の特徴である。健常者では、図3cのように左右の振幅はほぼ対称となる。

図3a, bで見られる特徴は、片麻痺歩行の特徴である歩容の非対称性<sup>[5]</sup>に関連していると考えられる。そこで、次節ではこれらの特徴を定量的に評価する指標を定義する。

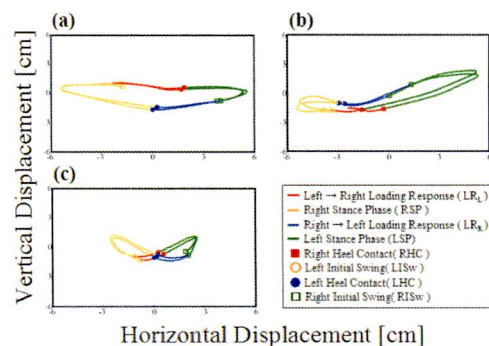


Fig. 3 A Type of Hemiplegic Gait  
a: BS IV(Left Hemiplegia) b: BS IV(Right Hemiplegia) c: Healthy



### 3.3.1 上下方向の指標

図 4a は腰軌道の上下方向の時間変動を示しており、上は健常者、下は左片麻痺患者の例である。左片麻痺患者において  $LR_L$  と  $LR_R$  の最下点に差があるのは、麻痺側と健常側の荷重支持能力の非対称性に関連していると考えられる。従って、この特徴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、0 が最も左右の支持能力の対称性が高く、健常に近いことを示し、値が大きくなるほど対称性が低いことを示すと定義した。

### 3.3.2 左右方向の指標

図 4b は腰軌道の左右方向の時間変動を示しており、上は健常者、下は右片麻痺患者の例である。右片麻痺患者において  $HA_R$  と  $HA_L$  に非対称性が生じているのは、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り、左右振幅が非対称になると予測される。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、(2) 式のように定義する。

$$Hsym = |HA_L / (HA_L + HA_R) - 0.5| \quad (2)$$

$Hsym$  は、0 が最も対称性が高いことを示し、値が 0.5 に近づくほど対称性が低いことを示していると定義した。

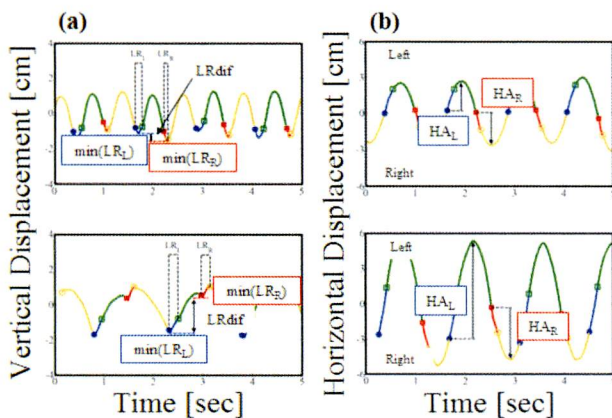


Fig. 4 Definition of Feature  
a : Difference between  $LR_L$  and  $LR_R$  ( $LRdif$ )  
(Upper : Healthy Bottom : Left Hemiplegia)  
b : Symmetry of Horizontal Amplitude ( $Hsym$ )  
(Upper : Healthy Bottom : Right Hemiplegia)

### 3.4 結果

図 5 は縦軸を  $Hsym$ 、横軸を  $LRdif$  とし、各群の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。なお、解析には計測した 30m の歩行データのうち、最初の 5 周期を歩き始めとして除外し、6 周期目からの 10 周期分のデータを用いた。

グラフより、BS による麻痺の評価が 4 群の中で最も重い IV から V, VI と軽くなり、健常に向かうにつれて、2 つの指標が 0 に近づいている傾向が見られる。 $Hsym$ ,  $LRdif$  それぞれに対して一元配置分散分析と下位検定として Scheffe の多重比較検定を行った結果、 $Hsym$  では IV 群-健常群 ( $p < .01$ ), IV 群-V 群, IV 群-VI 群 ( $p < .05$ ) に有意な差が見られた。 $LRdif$  において有意な差が見られたのは IV 群-健常群 ( $p < .01$ ) のみであった。

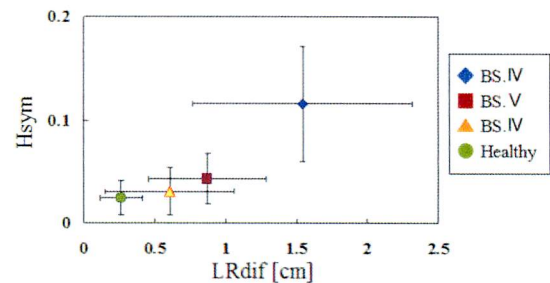


Fig. 5 Result of Exp1

## 4 実験 2

### 4.1 目的

実験 2 では、実験 1 で定義した指標の有効性について歩行機能回復過程との関連から検討することを目的とし、同一被験者に対して継続的な計測を実施した。

### 4.2 被験者と課題

被験者は歩行が可能な片麻痺患者 4 名であった。被験者の属性を表 2 に示す。各被験者は、理学療法士の所見により歩行回復が期待される患者であった。被験者には事前に実験の概要を説明し、同意を得た。

課題は実験 1 と同様である。ただし、実験 2 ではトレーニング試行と本試行の 2 試行を実施し、本試行で得られたデータを解析の対象とした。

Table 2 Subject Characteristics (Exp2)

	Age	Sex	Paretic side	BS	Period [day]
sub A	41	M	Left	III	50
sub B	66	M	Left	V	22
sub C	63	M	Left	VI	15
sub D	37	M	Left	III	43

### 4.3 結果

図 6 は縦軸の第 1 軸に  $LRdif$ 、第 2 軸に  $Hsym$  をとり、それぞれの経時変化を示しているグラフである。図 6a において、 $LRdif$  は徐々に減少していく傾向が見られた。分散分析を行った結果、その変化は統計的に有意であることが確認された ( $p < .01$ )。図 6b では、 $LRdif$ ,  $Hsym$  共に有意な変化が見られた ( $p < .01$ )。しかし、 $Hsym$  は減少傾向であったが、 $LRdif$  は逆に増加傾向を示した。

図 7 は縦軸を  $Hsym$ 、横軸を  $LRdif$  とし、各被験者ごとに計測初日と最終日の平均値をプロットしたグラフである。subA では、 $Hsym$  にあまり変化は見られなかった

ものの、全体として原点方向に遷移している傾向が見られる。subB, Cは麻痺の程度が比較的軽かったため、顕著な変化は示さなかったが、subBでは僅かながらsubAと同様の傾向が見られた。subDではHsymは減少傾向が見られる一方で、LRdifが増加するという他の被験者とは異なる遷移が見られた。

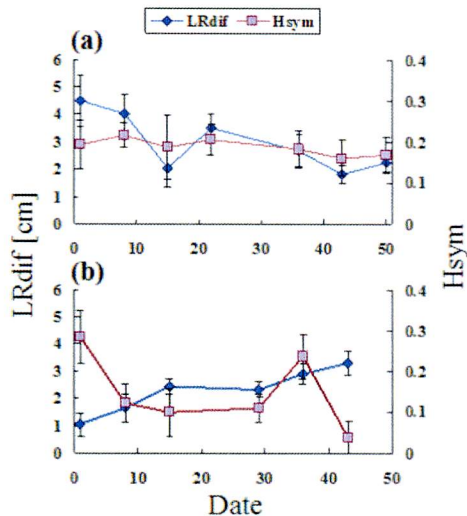


Fig. 6 A Type of Exp2's Result  
a: subject A b: subject B

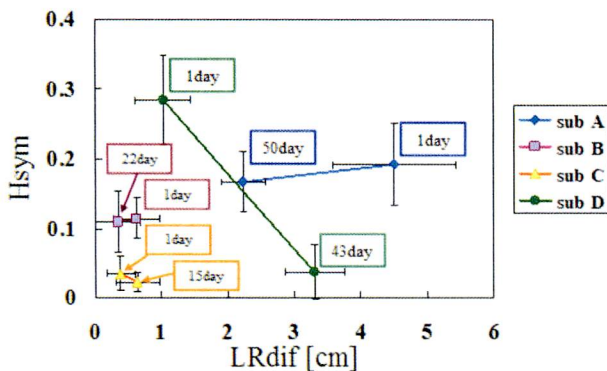


Fig. 7 Shift of 2 Features

## 5 考察

本研究では、片麻痺歩行の特徴である麻痺側と健常側の支持能力の非対称性に着目し、2つの指標を定義した。そして、実験1ではBSとの関連、実験2では歩行機能回復過程との関連から有効性について検討した。

実験1の結果、図5のように2つの指標の変化がBSによる運動麻痺の評価と関連している傾向が見られた。このことから、この2つの指標を用いることで片麻痺歩行の特徴を定量的に評価することが可能であることが示唆された。しかし、同一のBS内でも様々な腰軌道パターンが見られ、各群の分散も大きかったことから、BSの6段階評価のみでは歩行障害を的確に評価することが難しいと考えられる。従って、本研究で定義した指標あるい

は更なる指標を追加導入し、歩行評価に特化したクラスタリングを行っていくことが今後の課題の1つである。

また、実験2では図7のように歩行機能の回復につれて2つの指標が単に減少していきただけではなく、それぞれ異なる遷移を行うケースが観測された。この結果は、歩行機能回復過程は多様な変化の過程があることを示唆すると共に、患者にとって最も効果的な歩行リハビリを実施するためには、このような多様性をも包括した歩行評価を行うことが重要であることを示唆している。従って、被験者数を増やし、変化の過程をより詳細に調査すること、そして、その多様性を包括できる指標の提案やデータベースの構築を行うことが、歩行リハビリ支援への応用を実現する上で必要不可欠な要素であると考えられる。

## 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指標を定義し、BSとの関連、歩行機能回復過程との関連から、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、定義した2つの指標が片麻痺歩行の定量的評価に有効であることが示唆されると共に、歩行リハビリ支援への応用の可能性が示された。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、計測において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千葉哲也様、松井理絵子様をはじめ理学療法士の皆様、そして患者の皆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: ベリー 歩行分析-正常歩行と異常歩行-, 医歯薬出版株式会社 (2007)
- [2] 望月, 宇川: 神経学における歩行 Review, BRAIN MEDICAL, 19-4, 317/321(2007)
- [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] 窪田, 三島, 山口, 角田, 花田: 床反力による片麻痺歩行の分析-波形のパターン分類について-, 総合リハ, 11-7, 549/555(1983)
- [5] 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)
- [6] 望月: 脳卒中における機能障害と評価, 理学療法科学, 22-1, 33/38(2007)
- [7] 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)
- [8] 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)
- [9] 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)
- [10] 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)