

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

西 辰徳

Gait Analysis System based on Kinematic Analysis of Trunk Trajectory

Tatsunori NISHI

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. Exp.1: 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. Exp.2: To observe process of improvement, we applied PCA to 5 characteristics. The experimental result indicated that primary component were effective in quantitative evaluation of the process of improvement.

Key Words: Gait analysis system , Trunk trajectory , Hemiplegic gait

1. はじめに

高齢化社会の進行に伴い、身体障害者数も増加の一途をたどっている。平成 18 年に実施された厚生労働省の身体障害者実態調査によれば、障害の種類として肢体の不自由が約半数を占めており、その主な原因は脳梗塞や脳出血を始めとする脳血管障害である。脳血管障害は後遺症として運動麻痺や感覚麻痺を伴う片麻痺を呈することが多い¹⁾。片麻痺による心身機能障害は日常生活動作 (*Activities of Daily Living : ADL*) に支障を来し、その結果、患者の情緒的問題²⁾や社会的不利を招く。また、患者だけではなく、その介助者にも高率でうつ状態が存在するとの報告もある³⁾。従って、リハビリテーション(以下、リハビリ)を介して患者の自立を支援することは、患者とその周囲の人々の生活の質 (*Quality of Life : QOL*) を改善し、健全な社会生活を実現する上で不可欠な要因である。

脳血管障害は、リハビリによって歩行や *ADL* 能力が向上することが知られており、リハビリ医療の中心的対象疾患となっている¹⁾。リハビリは疾患によって生じる様々な障害に対して行われるが、とりわけ、歩行は人間が自立して生きていく上で不可欠な機能の 1 つであるため、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。

歩行リハビリは医師や理学療法士による歩行評価とそれに基づいて策定されたりハビリプログラムに沿って行われる。運動麻痺の回復過程には規則性があることが知られているが⁴⁾、その過程は運動学習過程と類似性があることが報告されている⁵⁾。そのため、単純に訓練量を増やすだけでは回復過程で出現する共同運動パターンの強化、定着を招く恐れがあり、患者の状態に合わせて最適なりハビリの訓練量と内容を見極め

ることが、効果的なりハビリを行う上で必要不可欠である⁶⁾。

しかし、臨床現場における歩行評価は検査者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。そのため、歩行を客観的かつ定量的に評価する様々な手法が提案されている。具体的には、電気角度計や床反力計、三次元動作解析装置、筋電図などを用いた手法が提案されており⁷⁾、その有効性が示されると共に、歩行障害への適用も行われてきた⁸⁾⁻¹⁰⁾。しかし、コストや時間、計測機器使用の困難さといった制約から、臨床ではあまり普及していないのが現状である。臨床現場では定量的に歩行を評価できるだけでなく、容易に計測を行えるシステムが求められている。

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、歩行率や歩幅といった歩行パラメーターの推定を試みた研究¹¹⁾や複数のセンサーを併用した計測手法の開発を行った研究¹²⁾、高齢者の歩行の不安定性評価を試みた研究¹³⁾⁻¹⁵⁾、歩行障害者の歩行の複雑さや不安定性、非対称性の評価を行なった研究¹⁶⁾⁻¹⁸⁾など多岐にわたり、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 3 次元加速度センサーから得られる情報を用いて、歩行中の腰部の変位量を算出する手法を開発し¹⁹⁾、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、小型軽量でかつ計測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。また、計測場所を限定する必要がない点も利点の1つである。しかし、腰軌道の評価方法については、未だ十分な検討が行われていないため、腰軌道を歩行評価に用いるためには、その評価指標と評価手法の開発が不可欠である。本計測手法を用いて、歩行障害を定量的に評価する手法が確立されれば、臨床への導入、ひいては在宅でのリハビリにも応用できる可能性がある。一般的には、歩行機能の回復は発症から6ヶ月以内に起こり、それ以降はプラトーであると言われているが²⁰⁾、リハビリを継続することで6ヶ月以降でも改善がみられたとの報告²¹⁾もある。従って、ウェアラブルな歩行評価システムの導入によって病院外でのリハビリの質を高めることができれば、患者のQOL向上にも貢献できると考えられる。

そこで、本研究では片麻痺を対象とし、我々の研究グループが開発した歩行計測システムを用いて歩行障害を定量的に評価する手法を提案し、その有効性について検証する。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¹⁰⁾、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⁹⁾や床反力計を用いた運動学的側面からの評価⁸⁾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、まず第2章で計測システムの概要を示す。次いで第3章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検討した結果について、第4章では、提案した特徴量を用いて、歩行リハビリによる患者の歩容の継時変化を定量的に追跡した結果について報告する。そして、第5章で考察し、第6章でまとめを行う。

2. 歩行計測システム

歩行計測は、足の接地、離地タイミングを検出する足接地タイミング検出装置と、腰の動きを計測する腰軌道計測装置によって行われ、時間的側面と運動学的側面からの解析が可能になっている。この2つの計測装置は、互いに同期している。

2.1 足接地タイミング検出装置

足接地タイミング検出装置は Fig. 1(a) に示すフットセンサーを用いて、歩行中の接地、離地のタイミングを検出する。フットセンサーには、テープ状の圧力センサー（オジデン、OT-21BP-G）が組み込まれており、足底の一部に一定の圧力（ $220g/cm^2$ ）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。

2.2 腰軌道計測装置

無線の3次元加速度センサーを用いて、腰部の空間的な変位を計測する。腰軌道計測装置は Fig. 1(b) に示す3次元加速度センサー（ANALOG DEVICE社、ADXL202E）を、腰部にバンドを用いて固定することで、腰部の加速度変化を計測する。サンプリング周波数は100Hzである。加速度情報を

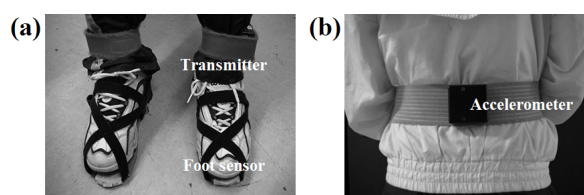


Fig. 1 Gait Analysis System
(a) : Footsensor (b) : Accelerometer

二階積分することで、歩行中の腰部の空間的な変位（上下、左右、前後方向）を算出する。変位の算出に関する詳細は付録または別論文¹⁹⁾を参照していただきたい。腰部の変位を正確に捉えるために、体の廻旋の影響が少ない腰椎（L3）付近に装着した。この装置は、歩行する場所を限定する必要がなく、長距離の連続計測も可能である。

2.3 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

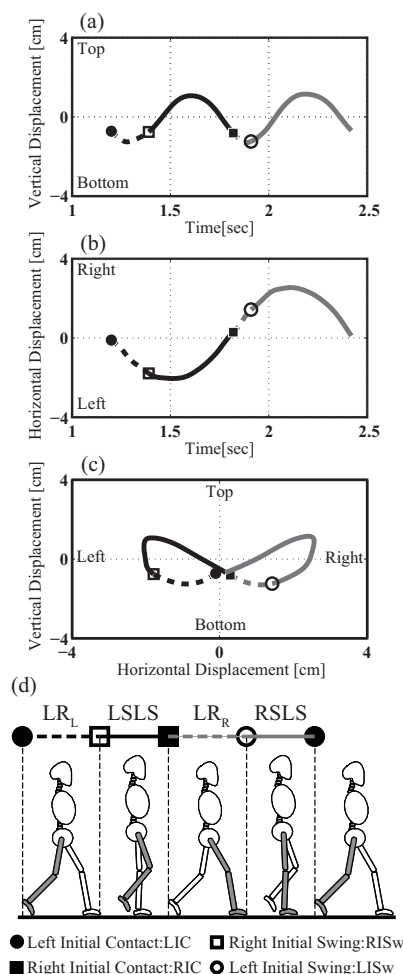


Fig. 2 Measured Data of Waist Trajectory
(a) : Vertical Plane (b) : Horizontal Plane (c) : Frontal Plane
(d) : Division of Gait Cycle

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下肢の役割の違いに着目し、1歩行周期を4つの相に分割する方法を示している²²⁾。Fig. 2中のマーカーは、それぞれ以下の情報に対応している：

- 左足接地 (*Left Initial Contact : LIC*)
- 右足離地 (*Right Initial Swing : RISw*)
- 右足接地 (*Right Initial Contact : RIC*)
- 左足離地 (*Left Initial Swing : LISw*)

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、以下の4相である：

- 相1 *LIC* から *RISw* までの荷重応答期 (*Loading Response*, 以下 *LR_L*)
- 相2 *RISw* から *RIC* までの左脚単脚支持期 (*Left Single Limb Support : LSLs*)
- 相2 *LSLS* 時の右脚は遊脚期 (*Swing : 足が地面から離れ、振り出しによって脚を前に運んでいる時期, RISw*)
- 相3 *RIC* から *LISw* までの荷重応答期 (以下 *LR_R*)
- 相4 *LISw* から *LIC* までの右脚単脚支持期 (*Right Single Limb Support : RSLs*)
- 相4 *RSLs* 時の左脚は遊脚期 (*LSw*)

先行研究²²⁾によれば、歩行中の健常者の第3腰椎は、1歩行周期中に上下方向に2回、左右方向に1回のサインカーブの軌道を描くことが報告されている。上下方向では、立脚中期 (*Mid Stance : MSt*, 単脚支持期に含まれる、以降では左脚立脚中期を *LMSt*, 右脚立脚中期を *RMSt* とする) で最高点、*LR* で最下点を通り、その変化量は平均4.5cmであると言われている²³⁾。左右方向では、左右脚それぞれの *MSt* で各方向への最大の移動が生じ、その振幅の平均値も4.5cmである²³⁾。

本計測装置で得られた腰軌道も、先行研究で報告されている第3腰椎の軌道の特徴と同様の特徴を有していることがFig. 2(a), (b)より確認された。

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歩行障害の特徴を示していると予測される幾何学的特徴を抽出し、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検討することを目的とした。

具体的には、特徴量毎に、臨床で運動麻痺のレベルを評価するために用いられる指標の1つである *Brunnstrom Stage* (以下、BS) との関係性について検討する。その後、各特徴量の特徴ベクトルとする BS 分類システムを構成し、その分類精度という観点からも特徴量の有効性について考察した。

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

Table 1 Subject Characteristics

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

者の属性を Table. 1 に示す。

BSは、片麻痺の回復過程の臨床的観察を基に、弛緩状態から共同運動が発生し、分離運動に至るまでの回復過程をBS.IからBS.VIまでの6段階に順序付けた指標であり、臨床でよく用いられる評価指標の1つである。また、BSは上肢、手指、下肢でそれぞれ別々に評価が行われるが、本研究におけるBSは主に下肢BSを指す。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、共同運動が可能となるBS.III程度から歩行運動が可能であることが多い²⁴⁾。Table. 2に文献²⁴⁾に記載されているBSの分類基準を示す。

Table 2 Brunnstrom Stage

BS.I	弛緩性の麻痺の状態で連合反応も出現しない
BS.II	連合反応による運動が出現する
BS.III	屈筋共同運動・伸筋共同運動による運動が可能
BS.IV	座位で90°以上の膝屈曲、足背屈が可能
BS.V	立位で股伸展位の股屈曲、足背屈が可能
BS.VI	立位で股外転、座位で股外内旋が足内反外反を伴って可能

実験1における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、計測装置を装着した状態で、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。ただし、30mの歩行が困難な患者に関しては、距離を20mとして計測を行った。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。

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∞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

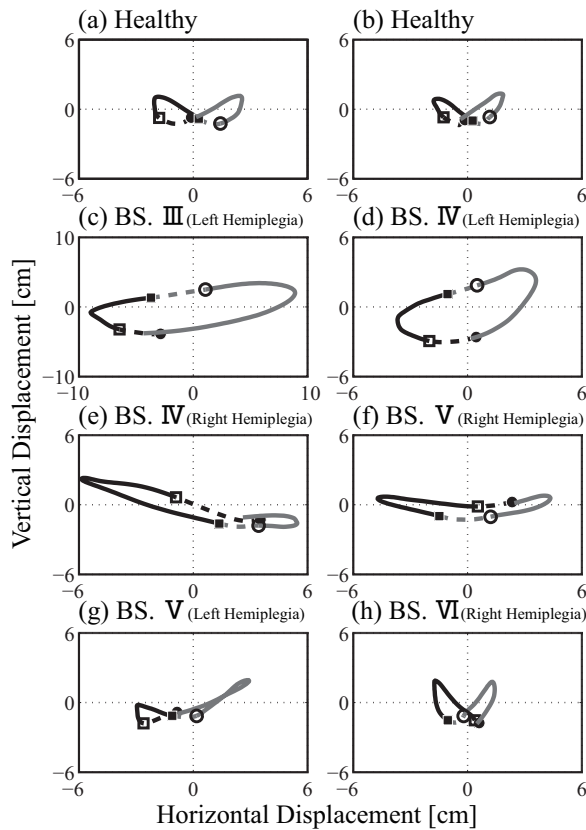


Fig. 3 Samples of Hemiplegic Gait
 (a) : Healthy (b) : Healthy (c) : BS.III (d) : BS.IV
 (e) : BS.IV (f) : BS.V (g) : BS.V (h) : BS.VI

ここで、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、本研究では文献²⁵⁾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LIC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つの特徴に着目する。

まずは、Fig. 3(c), (d)のような楕円形状の腰軌道パターンから特徴を抽出する。腰軌道が楕円形状となるのは、図中の破線で示した LR_L と LR_R の上下位置が異なるためであると考えられる。本来であれば、 LR_L と LR_R の上下位置はほ

ぼ同じ高さになるため、健常者の腰軌道パターンでは ∞ 字型やV字型を示すことが多い。しかし、片麻痺患者の場合、 LR_L と LR_R の上下位置が異なる傾向が見られ、その傾向はBSによる麻痺の評価が重度になるほど顕著であった。そのため、この特徴が片麻痺歩行の特異性を反映していると捉え、第3.5.1節でより詳細に検討し、定量化を行う。

次に、Fig. 3(e), (g)のような左右での上下動幅が異なる腰軌道パターンから特徴を抽出する。腰は1歩行周期中に2回の周期的な上下動を行うが、ここでは主に腰の上方への移動に着目する。腰の上方への移動は、左脚であればLIC後からLMStにかけて生じ、右脚ではRIC後からRMStにかけて生じる。本稿では、この腰の上方への移動を腰の持ち上げと呼ぶ。Fig. 3(e)において、腰の持ち上げに着目すると、左脚での持ち上げ幅が右脚のそれに比べて大きく、左右脚で持ち上げ幅の非対称性が生じている。健常者の腰軌道パターンであれば、持ち上げ幅は左右脚でほぼ対称となることから、この持ち上げ幅の非対称性も片麻痺歩行の特異性を反映した特徴であると捉え、第3.5.2節でより詳細な検討と定量化を行う。

最後は、2つ目の特徴とは逆に、腰の下方への移動に着目する。腰の下方への移動は、左脚であればLMStからLISwにかけて生じ、右脚であればRMStからRISwにかけて生じる。本稿では、この腰の下方への移動を腰の持ち下げと呼ぶ。Fig. 3(c), (d)において、腰の持ち下げに着目すると、健常側である右脚での持ち下げは見られるが、麻痺側である左脚での持ち下げはほぼ行われていない。また、Fig. 3(e), (g)においても、健常側と麻痺側とは腰を持ち下げる幅が非対称になっている。健常者の腰軌道パターンであれば、持ち下げ幅も左右脚でほぼ対称となることから、この持ち下げ幅の非対称性も片麻痺歩行の特異性を反映した腰軌道の特徴であると捉え、第3.5.3節でより詳細な検討と定量化を行う。

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の上段は健常者と左片麻痺患者の背側前額面から捉えた腰軌道であり、下段は各々の上下方向の時間変動を示している。ここでは、図中に破線で示した LR_L と LR_R の最下点に着目する。

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ため、その差分はほぼ0となる(Fig. 4(a)下段)。しかし、Fig. 4(b)に示した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。これは、片麻痺歩行の特徴である歩幅の非対称性が関連していることが予測される。歩幅が広くなれば、それに伴って重心が通る最下点は低くなり、逆に狭くなれば高くなることは、直感的に理解が可能であると思われる。そのため、片麻痺によって歩幅が非対称になることで、 LR_R と LR_L の高さに差分が生じていると考えられる。

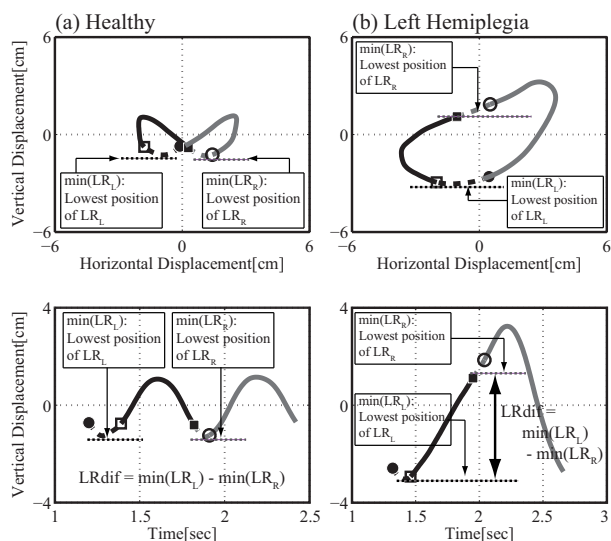


Fig. 4 LRdif
(a) : Healthy (b) : Left Hemiplegia

このような歩幅の非対称性が生じる要因としては、麻痺側の筋力低下や痙性による支持性の低下あるいはそれを補うための代償運動である膝の過度の伸展が生じることによって、麻痺側支持時に健常側を十分に振り出すことができないためである。また、歩行では重心が落下する力を足関節や膝関節、股関節とそれらに付随する筋肉の運動によって推進力に変換しているため²⁶⁾、各部位の協調性の低下も歩幅の非対称性に関連していると考えられる。

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。なお、(1)式中の $\min()$ は、Fig. 4下段に示すように、 LR_L または LR_R における最下点(変位量の最小値)を示している。

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

LRdifは値が0に近いほど、正常パターンに近いと評価する。

3.5.2 腰の持ち上げ幅の非対称性 (VU_{asym})

Fig. 5の上段は健常者と右片麻痺患者の背側前額面から捉えた腰軌道であり、下段は各々の上下方向の時間変動を示している。ここでは、図中に上向きの矢印で示した腰の持ち上げ幅に着目する。持ち上げ幅は、左脚であれば、LIC後からLMStまでに含まれる最下点(変位量の最小値)から最高点(変位量の最大値)までの幅(差分)、右脚であれば、RIC後からRMStまでに含まれる最下点から最高点までの幅として定義し、それぞれを VU_L 、 VU_R と呼ぶ。

Fig. 5下段のグラフを見ると、健常者では VU_L と VU_R はほぼ同じ幅となるが、右片麻痺患者の場合では VU_L の方が VU_R よりも大きくなっており、腰の持ち上げ幅に非対称性が生じている。

歩行には、効率的に身体を前進させるために重心の移動を必要最小限に留める仕組みが備わっており²⁶⁾、健常者の歩行

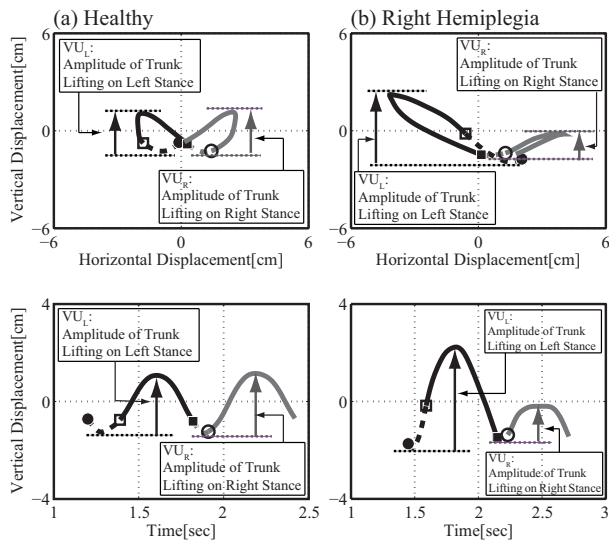


Fig. 5 VU_{asym}
(a) : Healthy (b) : Right Hemiplegia

では、足関節と膝関節、股関節がそれぞれ適切なタイミングで背屈と屈曲を行うことで、最大で9.5cmにもなりうる上下変動を2cm~2.5cmまで抑えている。しかし、片麻痺歩行では、このような調節機能の低下により、麻痺側での支持期に過剰な上下動を生じることが予測される。また、片麻痺歩行では、麻痺側の足関節が過度の底屈を伴う場合や膝関節を十分に屈曲することができない場合などに、麻痺側を引きずりながら歩行することがある。このような引きずりを回避するために、片麻痺患者は健常側での支持期に過度に腰を持ち上げることがある。これは、踵挙上や骨盤挙上といった片麻痺歩行に見られる代償運動の一種である。Fig. 5に示した右片麻痺患者は後者の傾向を示しており、そのため健常側での腰の持ち上げ幅が非常に大きくなっていると考えられる。

このような特徴から、腰の持ち上げ幅の非対称性は、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。

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

VU_{asym}は、値が0に近いほど健常者の歩行パターンに近いことを示す。

3.5.3 腰の持ち下げ幅の非対称性 (VD_{asym})

Fig. 6の上段は健常者と左片麻痺患者の背側前額面から捉えた腰軌道であり、下段は各々の上下方向の時間変動を示している。ここでは、図中に下向きの矢印で示した腰の持ち下げ幅に着目する。持ち下げ幅は、左脚であればLMStからLISwまでに含まれる最高点(変位量の最大値)から最下点(変位量の最小値地)までの幅(差分)、右脚であればRMStからRISwまでに含まれる最高点から最下点までの幅として定義し、それぞれを VD_L 、 VD_R と呼ぶ。

Fig. 6下段のグラフを見ると、健常者では VD_L と VD_R はほぼ同じ幅となるが、左片麻痺患者の場合では VD_R の方

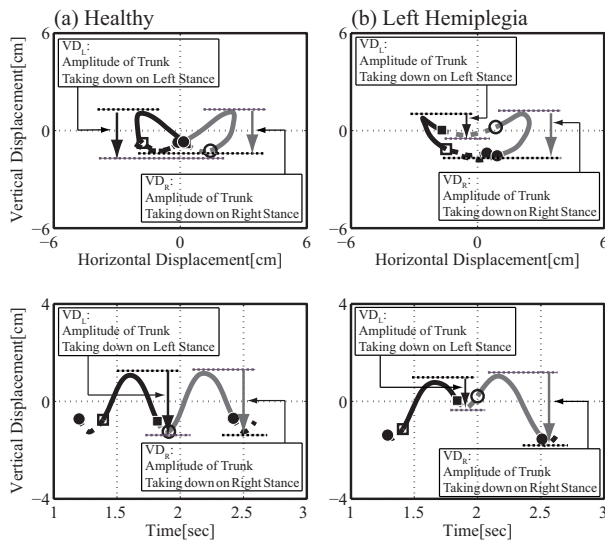


Fig. 6 $VDasym$
(a) : Healthy (b) : Left Hemiplegia

が VD_L よりも大きくなっており、腰の持ち下げ幅に非対称性が生じている。

腰を十分に持ち下げることが、十分な推進力を得るためには不可欠な要因であるが、持ち下げに関しては、とりわけ足関節が担う役割が大きい²⁶⁾。足関節の適切な背屈と屈曲は、重心が落下する力を推進力に変換するための起点であり、足関節の運動が十分でない場合は膝関節や股関節の運動がある程度可能であっても、十分な推進力を得ることは困難であると考えられている。また、運動麻痺の回復は手足のような末端に行くほど遅いと言われており³¹⁾、BS による評価においても足関節の分離運動は BS.V や BS.VI といった麻痺が軽度の場合に発現すると考えられている。このことから、足関節の障害に起因する持ち下げ幅の減少は、概ね片麻痺歩行に共通した要因であると予測される。

以上の点から、腰を持ち下げ幅の非対称性は、片麻痺歩行を評価する上で重要な要因であると捉え、(3) 式のように定義する。

$$VDasym = \frac{VD_L - VD_R}{VD_L + VD_R} \quad (3)$$

$VDasym$ は、値が 0 に近いほど健常者の歩行パターンに近いことを示す。

3.6 左右方向の特徴量

水平方向では、2 つの特徴に着目する。

まずは、Fig. 3(e), (g) で見られる左右方向への振幅の違いから特徴を抽出する。健常者の腰軌道パターンでは、Fig. 3(a), (b) のように、 LIC 後から LMS_t までに生じる左方向への振幅と RIC 後から RMS_t までに生じる右方向への振幅はほぼ同じ幅となる。しかし、Fig. 3(e) では左方向への振幅が右方向への振幅に比べて大きく、Fig. 3(g) では逆に右方向への振幅の方が大きい。このように、片麻痺歩行では左右方向の振幅に非対称性が生じる傾向が見られた。そこで、この左右

振幅の非対称性も片麻痺歩行の特異性を反映している特徴であると捉え、第 3.6.1 節でより詳細な検討を行う。

次に、Fig. 3(c) で見られる左右振幅の増大に着目する。先行研究によれば、歩行中の左右方向への振幅は約 4.5cm が一般的であり²³⁾、本研究で計測した健常者のデータもこの範囲内であった ($3.185 \pm 1.261 \text{ cm}$)。しかし、片麻痺患者の場合では、この左右方向への振幅が一般値を超えて大きくなる傾向が見られ、さらに、その傾向は麻痺の程度が重い BS.III に近づくにつれて顕著であった。そのため、左右方向の振幅も片麻痺歩行の特異性を示す特徴の一つであると捉え、第 3.6.2 節でより詳細な検討を行う。

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 左右振幅の非対称性 ($Hasym$)

Fig. 7 の上段は健常者と右片麻痺患者の背側前額面から捉えた腰軌道であり、下段は各々の左右方向の時間変動を示している。ここでは、図中に矢印で示した左あるいは右方向への振幅に着目する。左方向への振幅は、 LIC から左側への最大振幅を指し、Fig. 7 中の黒矢印の長さに相当する。以降ではこれを HA_L とする。右方向への振幅は、 RIC から右側への最大振幅を指し、Fig. 7 中の灰矢印の長さに相当する。以降ではこれを HA_R とする。

Fig. 7(b) に示した右片麻痺患者の腰軌道パターンにおいて HA_L と HA_R が非対称になっているのは、麻痺側の支持性の低下に伴い、バランス支持の割合が健常側に大きく偏ったためであると予測される。従来の歩行リハビリでは、健常側で麻痺側の機能を代償する歩行訓練が主体であったため、このような偏りが生じることは必然的であるとも言える。

このような特徴から、左右振幅の非対称性は片麻痺歩行を評価するうえで重要な要因であると捉え、(4) 式によって定

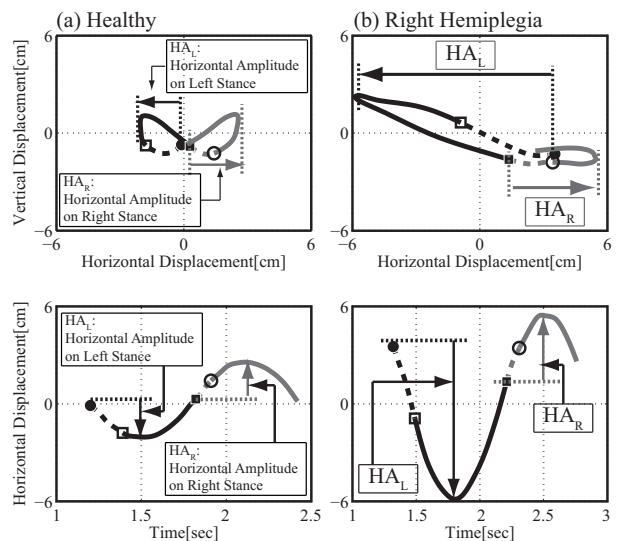


Fig. 7 $Hasym$
(a) : Healthy (b) : Right Hemiplegia

義する．

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

$Hasym$ 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. 8 の上段は健康者と左片麻痺患者の背側前額面から捉えた腰軌道であり, 下段は各々の左右方向の時間変動を示している．ここでは, 歩行中に腰が左右方向にどれくらい振れるかに着目している． 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て定義した．先行研究において, 片麻痺患者では, HA が健康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ため^{27), 28)}, 本研究においても特徴量として採用した．

なお, HA の評価基準は, 先行研究で報告されている 4.5cm を標準値とし, 標準値に近いほど正常パターンに近いと定義した．

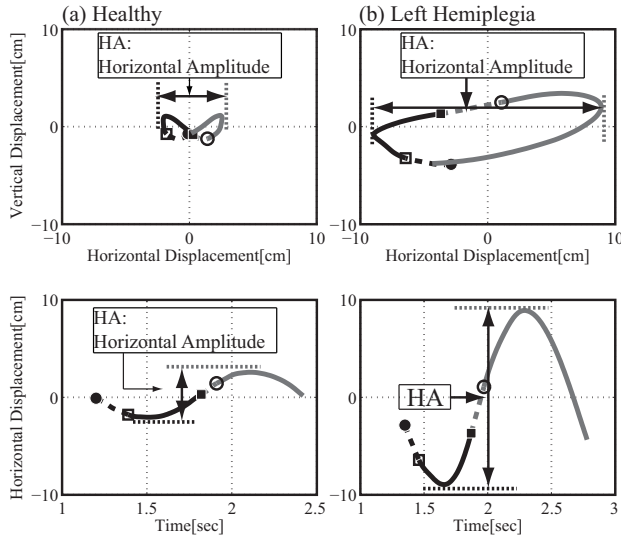


Fig. 8 HA

(a) : Healthy (b) : Left Hemiplegia

3.7 BS 分類システムの構築

BS 分類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．その手法としては, One-against-all 法や One-against-one 法が一般的であるが, 本研究では BS の順序性に着目し, 二分木を用いて多値分類器を構成する手法を用いた^{29), 30)}．その利点としては, 計算コストの削減とそれに伴う学習の効率化が期待される点が挙げられる．本手法では, BS.IIIvsOthers, BS.IVvsOthers (BS.III を除く), BS.VvsBS.VI (BS.III, BS.IV を除く) の 3 つの 2 値分類器を訓練した．

3.7.1 Support Vector Machine

以下に, 本研究で用いた SVM のアルゴリズムについて概説する．

データベクター x_i と対応するラベル y_i の順序対を

$$(x_1, y_1), \dots, (x_l, y_l) \in R^N \times \{-1, 1\}$$

とする．ここで, l は訓練データのサイズである．識別器は, ある意味で適切な最適化基準に基づいた超平面を決定する．テストフェイズでは, 新規のデータベクターのラベルを,

$$f(x) = \omega \cdot x + b \quad (5)$$

の符号により決定する．超平面は, マージン最大化基準によって, 一意に決められる．また, この最適超平面は, サポートベクターと呼ばれるマージン上のベクターのみによって記述することができる．この超平面を求める問題は, スラック変数 ξ_i を導入し (ソフトマージン), 以下の最適化問題として定式化できる:

$$\min \frac{1}{2} \|\omega\|^2 + C \sum_i \xi_i \quad (6)$$

$$\text{s.t. } y_i(\omega x_i + b) \geq 1 - \xi_i, \quad \xi_i > 0 \forall_i \quad (7)$$

C の大きさは, 拘束条件に反した場合のペナルティの大きさに対応する．この問題を解くのに, ラグランジュ乗数 α_i を用いて以下の様書き直すことができる:

$$LD = \sum_{i=1}^l \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^l \alpha_i \alpha_j y_i y_j (x_i \cdot x_j)$$

s.t. $0 \geq \alpha_i \geq C$ かつ $\sum_i \alpha_i y_i = 0$ より,

$$\omega = \sum_i^{N_S} y_i \alpha_i x_i \quad (8)$$

ただし, N_S はサポートベクターの数である．(5) 式の ω を (8) 式で置き換えると:

$$f(x) = \sum_i^{N_S} y_i \alpha_i (x \cdot x_i) + b \quad (9)$$

ここで, 内積 $x \cdot x_i$ を対称なカーネル関数 $K(x, x_i)$ と置き換える．この置き換えは, データ空間から特徴空間への暗黙的な変換をすることに等しい．その結果, 以下のような非線形識別関数が構成される:

$$S(x) = \sum_i^{N_S} y_i \alpha_i K(x, x_i) + b \quad (10)$$

本研究では, カーネル関数としてガウシアンカーネルを用いた．

$$K(x, x_i) = \exp\left(-\frac{\|x - x_i\|^2}{s\sigma^2}\right) \quad (11)$$

3.7.2 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．

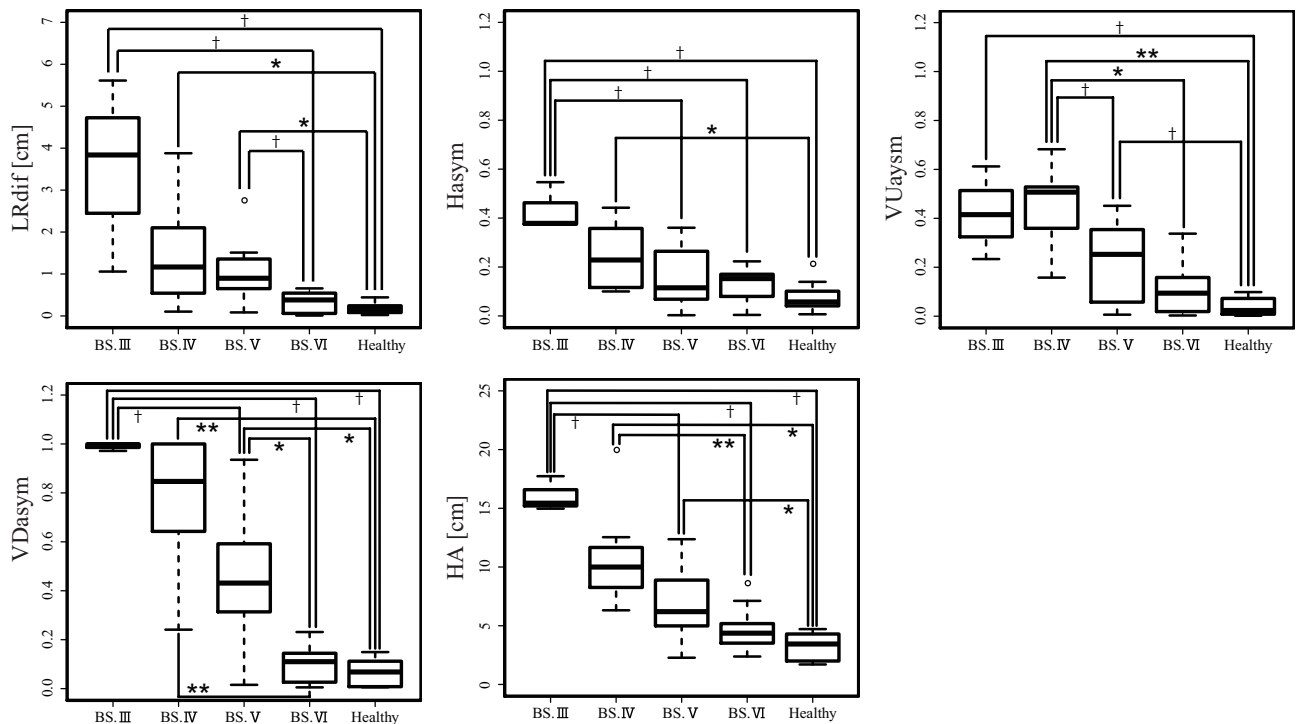


Fig. 9 The Experimental Result

また、前処理として各特徴量の絶対値をとり、麻痺側の違いによる特徴量の符号の違いを排除した。その上で、各特徴量を [0 ~ 1] に正規化した。

学習パラメータ C とガウシアンカーネルのパラメータ σ の値は適切な値を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、システムティックに決定した。

3.8 結果

3.8.1 前処理

各特徴量は、片麻痺患者の麻痺側に応じて正あるいは負の数値を取る。そのため、BS 毎に被験者をグルーピングし、比較を行うには、符号の取り扱いに注意が必要である。実験 1 では、麻痺側の違いによる特徴量の符号の影響を取り除くため、以下の手順に従って被験者毎に代表値を算出し、以降の解析で用いた。

処理 1 第 3.4 節の基準より、解析用の 10 歩行周期を抽出

処理 2 1 歩行周期毎に各特徴量を 1 サンプル算出

処理 3 得られた 10 サンプルの中央値を算出

処理 4 中央値の絶対値を代表値とする

以上の手続きにより、特徴量毎に片麻痺患者 32 名と健常者 10 名からそれぞれ 1 サンプルずつ、つまり合計 42 サンプルが得られる。

3.8.2 特徴量と BS の関連

Fig. 9 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 グループごとに箱髴図を用いてプロットしたグラフである。長方形の中央線は中央値、

上辺は第 3 四分位数、下辺は第 1 四分位数を示しており、上辺と下辺はデータのばらつきに対応している。

全ての特徴量で共通してみられるのは、麻痺の程度が重い BS.III から健常者に向かうにつれて、右肩下がりの傾向を示している点である。特徴量毎に、グループ間での有意差をクラスカル・ウォリス検定と Steel-Dwass の多重比較を用いて検定した。

$LRdif$ では、BS.IV-Healthy、BS.V-Healthy 間で有意差が見られ ($p < .05$)、BS.III-BS.VI、BS.III-Healthy、BS.V-BS.VI 間で有意傾向が見られた ($p < .10$)。

$Hasym$ では、BS.IV-Healthy 間で有意差が見られ ($p < .05$)、BS.III-BS.V、BS.III-BS.VI、BS.III-Healthy 間で有意傾向が見られた ($p < .10$)。

$VUasym$ では、BS.IV-BS.VI ($p < .05$)、BS.IV-Healthy ($p < .01$) 間で有意差が見られ、BS.III-Healthy、BS.IV-BS.V、BS.V-Healthy 間で有意傾向が見られた ($p < .10$)。

$VDasyms$ では、BS.IV-BS.VI、BS.IV-Healthy ($p < .01$)、BS.V-BS.VI、BS.V-Healthy ($p < .05$) で有意差が見られ、BS.III-BS.V、BS.III-BS.VI、BS.III-Healthy 間で有意傾向が見られた ($p < .10$)。

HA では、BS.IV-BS.VI、BS.V-Healthy ($p < .05$)、BS.IV-Healthy ($p < .01$) 間で有意差が見られ、BS.III-BS.V、BS.III-BS.VI、BS.III-Healthy 間で有意傾向が見られた ($p < .10$)。

3.8.3 特徴量間の相関関係

Fig. 10 は、5 つの特徴量のうち、2 つを選択し、それらを軸とした平面上でのデータのばらつきと回帰直線を左下に、相

関係数とスピアマンの順位相関係数を用いて相関の有無を検定した結果を右上に示したグラフである。どの特徴量間においても、有意な相関が見られ ($p < .01$), 相関係数はいずれも正であった。とりわけ上下方向の3つの特徴量では、相互に強い相関関係が見られた ($LRdif-VUasym : 0.70$, $LRdif-VDasym : 0.85$, $VUasym-VDasym : 0.69$)。また, HA も上下方向の特徴量と強い相関関係が見られた ($LRdif-HA : 0.68$, $VUasym-HA : 0.78$, $VDasym-HA : 0.79$)。

この結果から、5つの特徴量は評価指標としての冗長性を含んでいると考えられる。しかし, Fig. 9 に示すように、各特徴量においてグループ間での変動の傾向が異なるため、本研究では、特徴量の取捨選択は行わず、全ての特徴量を解析に用いた。

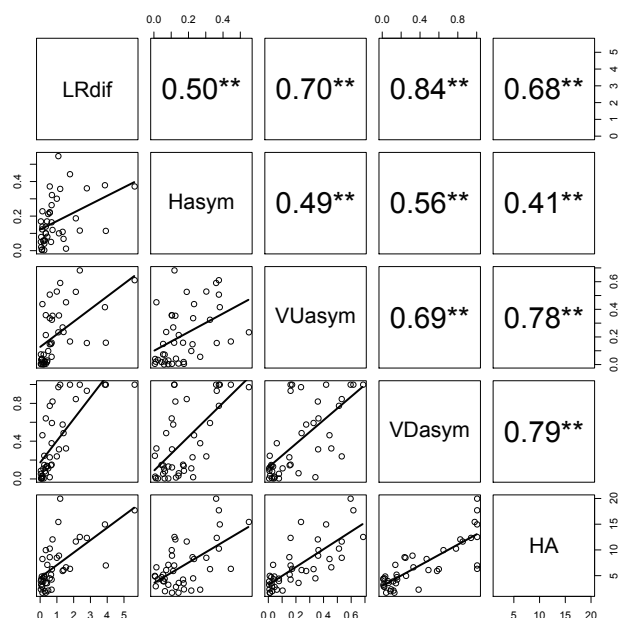


Fig. 10 Strength of a Correlation

3.8.4 BS 分類システムの精度評価

片麻痺患者 32 名の歩行データから得られる 320 サンプルを用いて、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。その結果、予測誤差は 11.37% であり、約 88% の精度で BS を推定出来ていることが確認された。Table.3 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の一例を示す。

Table 3 Result of BS Classification

	BS.III	BS.IV	BS.V	BS.VI	Accuracy[%]
BS.III	15	2	0	0	88.2
BS.IV	0	35	4	2	85.4
BS.V	0	1	42	7	83.7
BS.VI	0	1	0	46	97.9
Total					88.96

BS.V の正解率が 83.7% と若干低い結果となったが、その

他のグループでは正解率が 85% を超え、全体でも 88.96% という良好な分類が実現できている。

以上の結果は、腰軌道から得られる特徴量が片麻痺歩行を定量的に評価する上で有効であることを示唆すると共に、臨床で運動麻痺の評価指標としてよく用いられている BS と同程度の評価能力を備えていることを示すものであると考えられる。しかし, BS は運動麻痺の回復過程の規則性に着目し、その最も基本的な分類を提案した点において非常に高い評価を受けているが、一方では、その分類が観察による定性的なものであるため³¹⁾、患者の回復過程を評価するための分解能が低いことが問題視されている³²⁾。また, BS に変化が認められなかった場合においても、患側の筋力や歩行能力の改善が見られることが報告されており³³⁾⁻³⁵⁾、BS をさらに細分化したグレードという評価指標を提案している研究も存在することから³⁶⁾、BS の離散的な分類の枠組みを超え、日々連続的に変化する患者の状態をより詳細に評価できる指標やシステムの必要性が高まっている。

そこで、実験 2 では、実験 1 で歩行障害の評価指標としての有効性が示された 5 つの特徴量を用いて、リハビリ介入によって生じる患者内の継時変化を定量的に捉える手法を提案し、その有効性について検討する。

4. 実験 2

4.1 目的

実験 2 では、同一患者に対して一定期間の継続した歩行計測を実施し、患者の歩行機能の継時変化を定量的に捉えることができる評価手法の提案とその有効性について検討した。具体的には、実験期間内に BS に変化が見られなかった片麻痺患者に対して提案手法を適用し、BS による評価では捉えることができなかった患者の変化を捉えることが可能かどうかを検討した。

4.2 被験者と課題

被験者は、実験 1 にも参加した片麻痺患者の内、入院中であり、かつ理学療法士の所見により、リハビリ介入による歩行機能の回復が期待される患者を対象とした。実験に参加した被験者は 7 名であり、その属性を Table. 4 に示す。全ての被験者が介助なしでの歩行が可能であったが、被験者の安全を確保するため、理学療法士の立ち会いの下で計測を実施した。また、全ての被験者において、理学療法士の所見では BS に変化が見られなかった。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。

実験課題や歩行計測システムは実験 1 と同様である。

4.3 解析手法

患者の歩行の変化を定量的に評価するには、実験 1 で提案した 5 つの特徴量の変化を個別に観察し、それを踏まえた総合的な評価を行うことが最良であると考えられる。しかし、そのような手法は未だ開発されていないため、個別に評価しただけでは、患者の変化の全体像を捉えることが困難である。

そこで、本研究では主成分分析を用いて 5 つの特徴量を主

Table 4 Subject Characteristics

	Age	Sex	Paretic side	Pathogenesis	BS	Experimental Period(Mesured Number)
Subject A	41	M	Left	2009/3/26	III	43days(4 times)
Subject B	37	M	Left	2009/4/18	III	43days(4 times)
Subject C	80	F	Left	2009/7/29	IV	43days(4 times)
Subject D	44	M	Right	2009/9/2	IV	43days(4 times)
Subject E	71	M	Right	2009/10/12	IV	15days(2 times)
Subject F	66	M	Left	2009/4/5	V	15days(2 times)
Subject G	63	M	Left	2009/5/25	VI	15days(2 times)

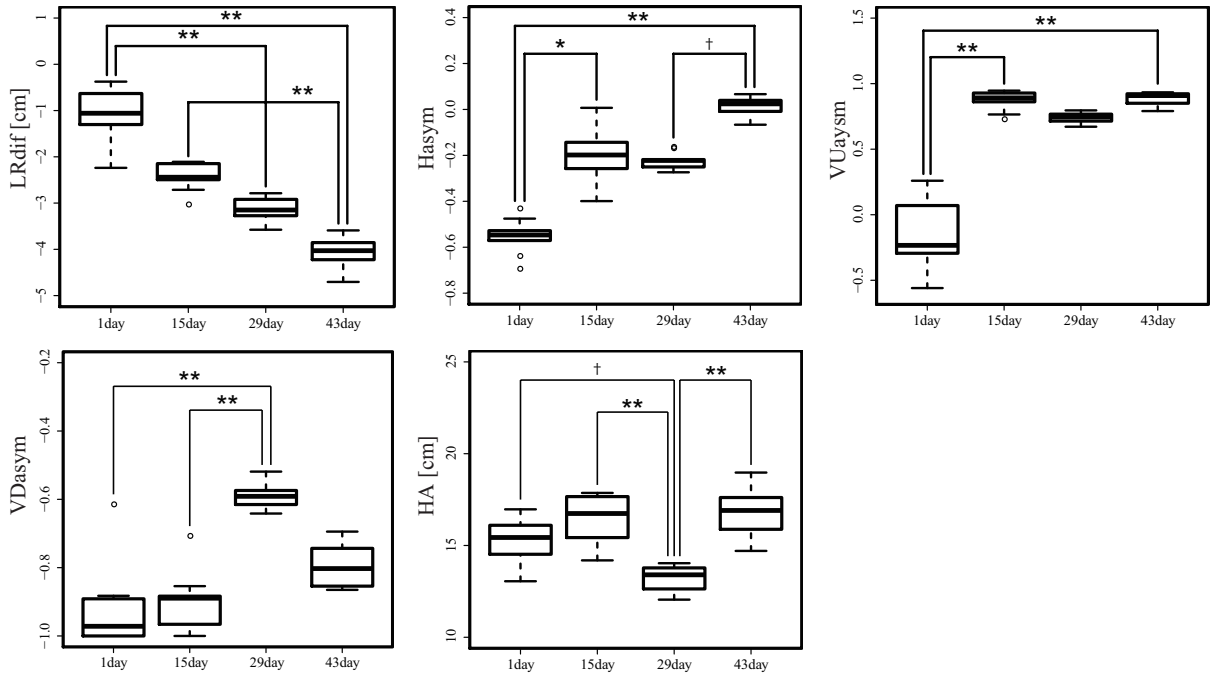


Fig. 11 The Experimental2 Result(subject B)

成分へと縮約し、歩行の変化を定量的に評価する指標として用いる手法を提案する．主成分分析は多数の変数を持つ情報を縮約し、少数の情報で全体像を把握するために用いられる手法であり、臨床研究においても、多変数を統合的に評価するための手法として用いられている³⁷⁾．

4.4 結果

4.4.1 特徴量毎の継時変化

Fig. 11 に特徴量毎の継時変化の一例として、SubjectB の結果を記載する．なお、各特徴量は計測日毎に抽出した 10 周期分の歩行データ (第 3.4 節参照) から、それぞれ算出し、以降の解析に用いた．

各特徴量の変化が有意かどうかを、フリードマン検定を用いて検定した結果、全ての特徴量において変化が有意であった ($p < .01$)．下位検定として Scheffe の対比較を行った結果は、Fig. 11 中に記載した．

Hasym の変化の傾向は、特徴量の定義に基づけば、一貫して改善の傾向を示しているが、逆に *LRdif* や *VUasym* は正常パターンの値から乖離していく傾向が見られた．*VDasym* と *HA* は、他の 3 つのような一方向性の変化ではなく、15day か

ら 29day にかけては改善傾向が見られたにも関わらず、29day から 43day にかけてはその傾向が逆転している．理学療法士の所見によれば、実験期間内に BS の変化は生じなかったが、歩行の変化は明らかであった．このような報告から、本計測手法と提案した特徴量を用いることで、歩行の継時変化を定量的に捉えられることが示唆された．しかし、各特徴量の変化が一樣でないため、個別の評価だけでは患者の変化の全体像を捉えがたい．そこで、以下では、まず実験 1 で用いた BS 分類システムを実験 2 で得られたデータも含めて適用し、BS の変化という観点から患者の変化について検討し、次いで主成分分析を用いた評価について検討する．

4.4.2 BS 分類システムの適用

訓練データとして、実験 1 で用いた 320 サンプルに、実験 2 で得られた 7 名の被験者の計測日毎のデータから 10 サンプルずつを新たに抽出し、計 470 サンプルを用いた．なお、新たに追加した 150 サンプルにおいても、実験 1 での前処理と同様にサンプル毎に絶対値をとり、麻痺側の違いによる特徴量の符号の違いを排除した．

テストデータは、実験 2 で得られた計測日毎のデータから、

各々の特徴量の中央値を代表値として算出した値を用いて構成した。従って、計測日毎に1組の特徴ベクトルが抽出され、各被験者で4組、または2組の特徴ベクトルが得られる。以上の処理により、計22サンプルがテストデータとして抽出された。

訓練データで分類器を学習し、テストデータを分類した結果を Table. 5 に示す。

Table 5 Result of BS Classification(Exp2)

	BS.III	BS.IV	BS.V	BS.VI
BS.III	8	0	0	0
BS.IV	0	10	0	0
BS.V	0	0	2	0
BS.VI	0	0	0	2

BS 分類システムを適用した結果、システムによって分類される BS ではどの被験者においても変化が見られなかった。これは、実験期間内に BS の変化が見られなかったという理学療法士の所見と一致している。

4.4.3 主成分分析を用いた解析

BS 分類システムでも用いた 470 サンプルに、実験 1 で得られた健常者 10 名から抽出した 100 サンプルを加えた計 570 サンプルに対して主成分分析を行い、主成分の抽出を試みた。なお、前処理として新たに加えた健常者のサンプルにおいても、サンプル毎に絶対値をとり、麻痺側の違いによる符号の差異を排除した。その上で、特徴量毎に平均 0、標準偏差が 1 となるように標準化した。主成分分析の結果得られた各主成分の固有値および寄与率と累積寄与率を Table. 6 に示す。

Table 6 Result of PCA

Principal Components	Eigenvalue	Contribution Ration	Accumulated Contribution Ratio
1	3.114	0.6238	0.624
2	0.881	0.1765	0.8003
3	0.412	0.0825	0.8828
4	0.340	0.0681	0.9509
5	0.245	0.0491	1.0000

慣例では、固有値が 1 以上の主成分を意味のある主成分とすることがあるため、以下では第 1 主成分に着目する。

第 1 主成分の各特徴量に対する因子負荷量は、 $LRdif$ が 0.852、 $Hasym$ が 0.532、 $VUasym$ が 0.762、 $VDasym$ が 0.891、 HA が 0.855 であり、 $Hasym$ との相関が低いものの、その他の特徴量との相関は強いので、第 1 主成分を 5 つの特徴量のある程度統合的に評価できる尺度として用いることができる可能性がある。Fig. 12 は、被験者毎に第 1 主成分の代表値として中央値を算出し、それぞれ BS.III ~ BS.VI、健常者の 5 グループごとに箱髴図をプロットしたものである。BS.III ~ BS.VI と健常者のカテゴリーは運動麻痺の程度とい

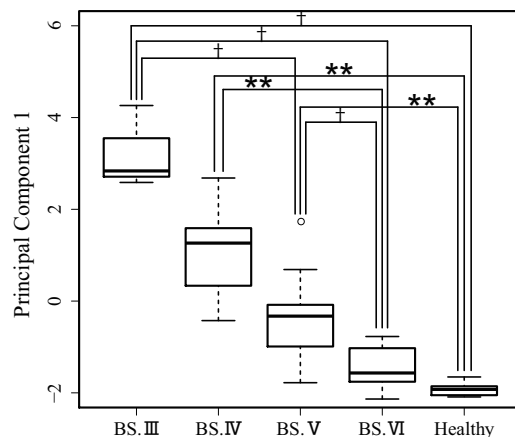


Fig. 12 Correlation between BS and Principal Components

う尺度から見れば、順序尺度と見なすことができると考えられるため、BS.III に 1、BS.IV に 2、BS.V に 3、BS.VI に 4、健常者に 5 をそれぞれ割り当て、第 1 主成分との相関の有無をスピアマンの順位相関係数を用いて検定した。その結果、有意な相関が見られ ($p < .01$)、相関係数も -0.888 と強い負の相関が見られた。そのため、第 1 主成分は患者の変化を統合的に捉える上で有効であると判断した。

Fig. 13 は、患者毎に第 1 主成分の継時変化をプロットしたグラフである。各点は、計測日毎に得られる 10 サンプルの第 1 主成分から抽出した中央値を示している。健常者では、第 1 主成分がおおむね -2 の近傍に分布していることから、評価方法として、 -2 への接近を改善、離反を悪化として定義した。

Fig. 13 を見ると、実験期間中に BS に変化が見られなかった患者においても、第 1 主成分ではその変化の傾向を定量的に観察することが可能である。subjectA と C、D は一旦悪化の方向に変化した後、改善の方向にシフトするという点においては共通であり、subjectF、G においても 2 回の計測期

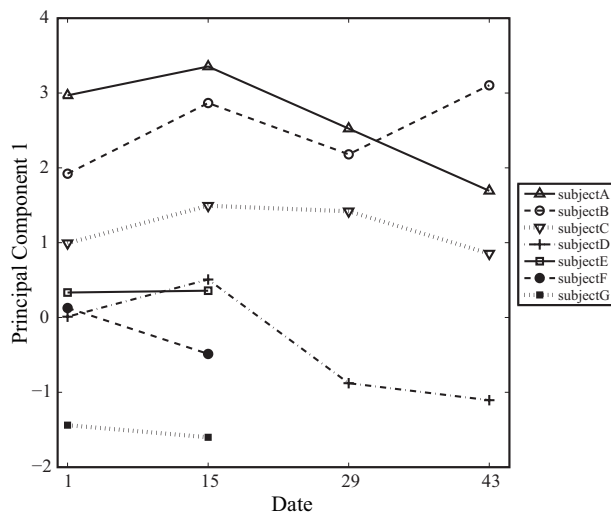


Fig. 13 Change of Principal Components

間の間に改善の方向に変化していることが分かる。subjectEではあまり顕著な変化が見られなかった。subjectBでは悪化と改善を繰り返すという他の患者とは異なる変化の傾向が見られた。

5. 考 察

5.1 腰軌道解析による歩行分析の有効性

本研究では、実験1において腰軌道の計測とその分析によって、片麻痺患者の歩行から運動麻痺の評価指標として用いられているBSを精度良く推定できることを示し、提案する特徴量の評価指標としての有効性について検証した。実験2では、実験1で提案した5つの特徴量を主成分分析によって縮約することで、BSが評価対象としてきた運動麻痺の程度を定量的に評価できることを示唆すると共に、その継時変化を定量的に捉えることができる可能性を示した。実験1,2の結果より、本研究で用いた歩行計測手法とその評価指標は、歩行障害を定量的に評価する上で有効なツールであると言える。

このように、腰軌道の解析が有効である理由としては、計測箇所である腰椎L3付近が身体重心に近く、両者の動きにそれほど誤差が含まれていないと予測される点が挙げられる。身体重心は両方の股関節の中央に位置しており²⁶⁾、歩行運動の目的は身体重心を効率よく運搬することであり、下肢はこの目的を遂行するために、各関節や筋肉の複雑かつ繊細な制御を必要とする。身体重心と下肢が密接に関わり合っていることから、身体重心の動きの解析に相当する腰軌道の解析が、結果として下肢の障害評価に有効であったと考えられる。

本研究では、腰軌道の幾何学的特徴に着目し、特徴量の提案を行ったが、腰部の加速度を歩行分析に応用している先行研究では、加速度情報に対して時系列解析やカオス解析を行うことで、歩行の安定性や自然さの抽出¹³⁾⁻¹⁶⁾、あるいはそれらを歩行障害の評価^{38),39)}に応用することが行われている。腰軌道に関しても、時系列解析やカオス解析の適用によって、歩行の安定性や自然さを定量的に評価することができる可能性がある。このように、腰軌道の幾何学的特徴のみではなく、その他の要因にも着目していくことで、腰軌道解析の歩行評価における有効性をより一層高めることができると考えられる。

5.2 特徴量の意味づけについて

実験1で提案した特徴量は、これまでの歩行分析による知見^{22),26)}と片麻痺歩行の特徴とを照らし合わせ、腰軌道の幾何学的特徴と異常歩行の特徴の関連を予測した上で定義した。従って、特徴量と異常歩行の特徴の関連に関しては、仮説という段階に留まっている。前節でも述べたが、腰軌道は下肢の障害の影響を強く受けると考えられ、下肢の各部位と腰軌道の特異点の間には、ある程度の因果関係が存在することが期待される。両者の因果関係が明らかとなれば、より詳細な歩行分析と障害の診断が可能となり、患者に合わせた最適なりハビリプログラムの選択に役立つと考えられる。

5.3 臨床や在宅リハビリテーションへの適用に向けて

第1章で述べたように、臨床の現場では歩行を定量的に評

価できるだけではなく、計測が簡単に行えるという点にも重点が置かれている。本研究では、フットセンサーも併用しているため、現場の要求を十分に満足しているとは言い難いが、本稿で提案した特徴量は、足の接地情報さえ検出できれば算出が可能であるため、加速度センサー単体での計測、評価も行えると考えられる。そうなれば、加速度センサーの利便性を十分に活かすことができ、臨床への普及も期待される。

しかし、本稿で提案した評価手法だけでは、リハビリ支援システムとしてはまだまだ不十分である。本稿では、障害の程度を定量的に評価するという点に重点をおいた評価手法を提案したが、臨床では、「どこがどのように悪いのか」といったより詳細な分析を必要としていると思われる。そのため、腰軌道を用いた分析の発展には、前節で述べた腰軌道の特異点と下肢の各部位との因果関係を調査することが必要不可欠である。この要件を満たせば、腰軌道の分析による歩行評価システムは、バイオフィードバックの要素を含んだりリハビリ支援に有効なシステムへと発展すると考えられる。

加速度センサーを用いた歩行分析手法は、その利便性の高さから、臨床のみならず在宅リハビリへの導入の可能性を十分に含んでいる。腰軌道と下肢の各部位との因果関係が明らかとなり、腰軌道による歩行分析システムが障害の診断・評価とそれを基にしたバイオフィードバックシステムとして確立されれば、病院外でも質の高いリハビリを行うことが可能であると考えられる。脳血管障害のリハビリには、誤った訓練の繰り返しによって、異常パターンを強化、定着させてしまうという側面を持つため、リハビリの質には十分に注意を払う必要がある。しかし、そのような判断を医師や理学療法士以外の者が行うことは困難であると思われる。この問題点を歩行分析システムの導入によって解消することができれば、全国に約350万人いると言われている在宅の身体障害者(平成18年調査)の障害緩和や、それに伴うQOLの向上、ひいては患者を取り巻く環境や社会の改善にも貢献できる可能性がある。

6. ま と め

本研究では、歩行評価における腰軌道解析の有効性について検証し、新しい歩行の評価手法を提案することを目的とした。実験1では腰軌道の計測とその分析によって、片麻痺患者の歩行から運動麻痺の評価指標として用いられているBSを精度良く推定できることを示し、提案する特徴量の評価指標としての有効性について検証した。実験2では、実験1で提案した5つの特徴量を主成分分析によって縮約することで、BSが評価対象としてきた運動麻痺の程度を定量的に評価できることを示唆すると共に、その継時変化を定量的に捉えることができる可能性を示した。実験1,2の結果より、本研究で用いた歩行計測手法とその評価指標は、歩行障害を定量的に評価する上で有効なツールであることが示唆された。

謝辞 本研究を進めるにあたり、熱心なご指導をいただきました。三宅美博准教授に心より感謝申し上げます。ま

た、本稿の審査員をお引き受け下さいました伊藤宏司教授ならびに新田克巳教授に深く感謝いたします。

計測実験を行うにあたり、玉川病院リハビリテーションセンターの和田義明先生、千葉哲也様、松井理絵子様をはじめ多くの理学療法士の方々にご協力いただきました。また、被験者として多くの患者様もご協力いただき、この場を借りて皆様に深く感謝いたします。

研究活動を進める上で数多くの助言をしていただき、公私共にお世話になった三宅研究室の皆様に深く感謝します。

最後に、私を支え続けてくれた父、母、祖父、姉、そして親しい友人達に心より御礼申し上げます。

参 考 文 献

- 1) 東儀英夫：脳血管障害-臨床と研究の最前線-，医歯薬出版株式会社，2001
- 2) Binder LM : Emotional problems after stroke ,*Stroke* ,**15** , 174-177 , 1984
- 3) Wade DT ,Legh-Smith J ,Hewer RL : Effects of living with and looking after survivors of a stroke ,*Br Med J* ,**293** , 418-420 , 1986
- 4) 中村，長崎，細川：脳卒中の機能評価と予後予測，医歯薬出版株式会社，1997
- 5) Buskirk CV : Return of motor function in hemiplegia ,*Neurol* ,**4** , 919-928 , 1954
- 6) 三好春樹：身体障害学，株式会社雲母書房，1998
- 7) 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
- 8) 窪田，三島，山口，角田，花田：床反力による片麻痺歩行の分析-波形パターンの分類について-，総合リハ，**11-7**，549-555，1983
- 9) 窪田，三島，山口，角田，宮崎：歩行時間関連因子による片麻痺歩行の分析-評価指標とその表示方法について-，総合リハ，**12-2**，135-142，1984
- 10) 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
- 11) Moe-Nilssen R , Helbostad JL : Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry ,*J Biomech* ,**37** , 121-126 , 2004
- 12) R. Takeda , S. Tadano , M. Todoh , M. Morikawa , M. Nakayasu , S. Yoshinari : Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors ,*Journal of Biomechanics* ,**42** , 223-233 , 2009
- 13) 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，生体工学，**43-1**，140-150，2005
- 14) 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
- 15) 小島基永：加速度計を用いた高齢者歩行の安定性評価（動作の円滑さという視点から），バイオメカニズム学会誌，**30-3**，138-142，2006
- 16) 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
- 17) C. Mizuike , S. Ohgi , S. Morita : Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer ,*Gait & Posture* ,**30** , 60-64 , 2009
- 18) Hodt-Billington C , Helbostad JL , Moe-Nilssen R : Should trunk movement or footfall parameters quantify gait asymmetry in chronic stroke patients? ,*Gait & Posture* ,**27** , 552-558 , 2008
- 19) 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
- 20) Skilbeck CE , Wade DT , Hewer RL , Wood VA : Recovery after stroke ,*J Neurol Neurosurg Psychiat* ,**46** , 5-8 , 1983
- 21) Dam M , Tonin P , Casson S , Ermani M , Pizzolato G , Iaia V , Battistin L : The effects of long-term rehabilitation therapy on poststroke hemiplegic patients ,*Stroke* ,**46-24** , 1186-1191 , 1993
- 22) 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
- 23) Waters RL , Morris J , Perry J : Translational motion of the head and trunk during normal walking ,*J Biomech* ,**6** , 167-172 , 1973
- 24) 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
- 25) 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
- 26) 月城，山本，江原，盆小原：Gehen verstehen 観察による歩行分析，医学書院，2005
- 27) S.F.Tyson: Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids ,*Clinical Rehabilitation* ,**13** , 295-300 , 1999
- 28) 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
- 29) 山田，松本：Support Vector Machine の多値分類問題への適用について，情報処理学会研究報告・自然言語処理研究会報告，**112**，33-38，2001
- 30) Friedhelm S , Gunther P : Tree-Structured Support Vector Machines for Multi-class Pattern Recognition ,*Multiple Classifier Systems* , 409-417 , 2001
- 31) 大井，博田：運動療法，186，医歯薬出版株式会社，2002
- 32) 菅原，内田，石原，高橋，椿原，赤星：片麻痺患者の歩行能力と麻痺側機能との関連，理学療法科学，**20-5**，289-293，1993
- 33) 平木，山崎，青木，笠原：脳卒中片麻痺患者の麻痺側脚伸筋力の回復過程，高知リハビリテーション学院紀要，**3**，13-17，2001
- 34) 明間，山崎，加藤，北原：片麻痺患者における下肢 Brunnstrom recovery stage と膝伸筋力の関連，高知リハビリテーション学院紀要，**8**，43-46，2006
- 35) 明崎，山崎，浜岡，吉本，吉村，野村，佐藤：下肢 Brunnstrom stage の変化が認められなかった脳血管障害片麻痺患者における麻痺側下肢荷重率の改善，理学療法科学，**24-1**，99-102，2009
- 36) 上田，福屋，間，長谷川，佐久間：片麻痺機能テストの標準化-12段階「片麻痺回復グレード」法-，総合リハ，**5-10**，749-766，1977
- 37) 土田，守屋，吉永，窪田：脳卒中片麻痺歩行の定量的評価-主成分分析による検討-，リハビリテーション医学，**35**，477-484，1998
- 38) 青木，香川，河村，平田：カオス解析による変形性膝関節症患者の歩行分析，理学療法科学，**22-1**，109-113，2007
- 39) M.Akay , M.Sekine , T.Tamura , Y.Higashi , T.Fujimoto : Fractal dynamics of body motion in post-stroke hemiplegic patients during walking ,*Journal of Neural Engineering* ,**1** , 111-116 , 2004

《付 録》

A. 腰軌道算出アルゴリズム

加速度情報を二階積分することで腰軌道となる位置情報を算出できるが、単純な二階積分では足接地による誤差の累積によって、軌道がずれるという問題がある．そこで、誤差を累積させない手法として、速度、位置において常にゼロ点補正を行う算出手法を用いる．

A.1 上下方向

ある時点の歩行において前後 1 秒間という短期的な時間スケールから速度 V_y の平均速度を求め、それを速度におけるゼロ点となるベースラインとして、平均からの変位を速度 V_y' とする ((A.2) 式)．位置 Y の積分においても、(A.2) 式と同様の手法を用いて Y' を算出する ((A.2) 式)．

$$\begin{aligned} V_y'(t) &= V_y(t) - \overline{V_y(t)} \\ &= \int_0^t A_y(t)dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_y(t)dt \quad (\text{A.1}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Y'(t) &= Y(t) - \overline{Y(t)} \\ &= \int_0^t V_y'(t)dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_y(t)dt \quad (\text{A.2}) \end{aligned}$$

A.2 左右方向

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仮定する．左右方向では、左右の軌道に加え一定の歩行コースに対する逸脱性が存在するため、変位算出の際には、短期的な一歩ごとの軌道変化と長期的に見たときの歩行コースからの逸脱性を分けて評価する．速度の算出は、鉛直歩行における (A.2) 式と同様の (A.4) 式を用いる．位置においては、(A.5) 式で一歩ごとの短期的時間スケールの補正、(A.5) 式でコースの逸脱に対する長期的時間スケールの補正を行う．

$$\begin{aligned} V_x'(t) &= V_x(t) - \overline{V_x(t)} \\ &= \int_0^t A_x(t)dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_x(t)dt \quad (\text{A.3}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X'(t) &= X(t) - \overline{X_{1sec}(t)} \\ &= \int_0^t V_x'(t)dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_x(t)dt \quad (\text{A.4}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X''(t) &= X(t) - \overline{X_{5sec}(t)} \\ &= \int_0^t V_x'(t)dt - \frac{1}{10} \int_{t-5}^{t+5} V_x(t)dt \quad (\text{A.5}) \end{aligned}$$

A.3 前後方向

前後方向の算出アルゴリズムは上下方向、左右方向のアルゴリズムと異なるものを用いているが、本研究では、前後方向の情報は解析に用いていないため、アルゴリズムの概要は割愛する．詳細は別論文¹⁹⁾を参照いただきたい．

A.4 計測誤差

本計測手法から求めた腰軌道の誤差を確認するため、3次元光学式計測装置を用いて比較を行った．その結果を Table. A.1 に示す．

Table A.1 Comparison of the measurement between accelerometer and motion capture

	Accelerometer	Motion Capture	error(%)
	Mean(SD)	Mean(SD)	
X[cm]	8.46(0.20)	7.98(0.19)	7.12
Y[cm]	6.78(0.22)	7.19(0.04)	-5.72
Z[cm]	133.32(0.03)	136.54(0.03)	-2.36

Table. A.1 より、最大でも 7% 程度の誤差に抑えられていることが分かる．