

論文 / 著書情報
Article / Book Information

論題(和文)	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
Title	Hemiplegic Gait Analysis System Based on Kinematic Analysis of Trunk Trajectory
著者(和文)	西 辰徳, 和田 義明, 三宅 美博
Authors	Tatsunori Nishi, Yoshiaki Wada, Yoshihiro Miyake
出典 / Citation	計測自動制御学会論文集, Vol. 47, No. 1, pp. 8-16
Citation(English)	Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers, Vol. 47, No. 1, pp. 8-16
URL	https://www.jstage.jst.go.jp/article/sicetr/47/1/47_1_8/_article
発行日 / Pub. date	2011, 1

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*・和田 義明**・三宅 美博*

Hemiplegic Gait Analysis System Based on Kinematic Analysis of Trunk Trajectory

Tatsunori NISHI*, Yoshiaki WADA** and Yoshihiro MIYAKE*

The purpose of this study was to suggest the quantitative evaluation technique of hemiplegic gait and to make a study of its effectiveness. We measured spatial displacement of the back lumbar area (L3) on walking using a triaxial accelerometer. Further, we defined 5 characteristics based on relativeness between idiosyncraticness of hemiplegic gait and feature of kinematics information. In the experiment, the appropriateness of characteristics was estimated from the aspect of the correlation between characteristics and Brunnstrom Stage (BS), and the classification accuracy of BS classification system. The experiment result showed that the characteristics point to intercorrelate with BS. Additionally, BS classification system could classify with a high degree of accuracy. These results indicated that 5 characteristics were effective in quantitative evaluation of the seriousness of hemiplegic gait and measuring trunk displacement and proposal technique were effective in quantitative evaluation of hemiplegic gait.

Key Words: gait analysis system, trunk trajectory, hemiplegic gait, pattern classification

1. はじめに

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。そのため、運動障害が生じた患者のリハビリテーション(以下、リハビリ)において、歩行機能の再獲得、改善は重要な項目として位置付けられている。とりわけ、脳卒中による片麻痺は、リハビリ介入による歩行機能の改善が期待されるため、リハビリ医療の中心的対象疾患となっている¹⁾。

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選択されたリハビリプログラムに沿って実施される。運動麻痺の回復過程には規則性があり²⁾、その過程は運動学習の過程と類似していることが報告されている³⁾。そのため、単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定着を招く恐れがある⁴⁾。したがって、効果的なリハビリの実施には、時々刻々変化する患者の歩行状態を的確に把握し、個々に最適なりハビリプログラムを見極めることが必要不可欠である。

しかし、臨床における歩行評価は、検査者の目視による主

観評価で行なわれることが多く、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さまざまな手法が提案されているが⁵⁾、コストや計測機器の使用の困難さといった制約から、臨床ではあまり普及していないのが現状である。臨床では、容易に計測できかつ定量的に歩行評価が行な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。先行研究としては、高齢者の歩行の不安定性評価を試みた研究^{6),7)}や、障害者の歩行の不安定性や非対称性の評価を行なった研究^{8),9)}など多岐にわたる。

小林らは、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た¹⁰⁾。本稿では、腰部の変位量の時間発展を可視化したグラフを腰軌道と呼び、この歩行計測システムを腰軌道計測システムと呼ぶ。本計測システムの利点は、被計測者への負荷が少なく、計測が従来の手法に比べて簡便でありながら、歩行中の運動学的情報を精度よく計測できる点である。しかし、腰軌道の評価方法については、いまだ十分な検討が行なわれていないため、腰軌道を歩行評価に用いるためには、その評価手法の開発が不可欠である。本計測システムを用いて、歩行障害を定量的に評価できれば、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いわれているが¹¹⁾、リハビリを継続

* 東京工業大学大学院総合理工学研究科
横浜市緑区長津田町 4259

** 日産厚生会玉川病院 東京都世田谷区瀬田 4-8-1

* Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology, 4259 Nagatsuta, Midori-ku, Yokohama

** Nissan Tamagawa Hospital, 4-8-1 Seta, Setagaya-ku, Tokyo

(Received March 5, 2010)

(Revised December 14, 2010)

することで6ヶ月以降でも改善がみられたとの報告¹²⁾もある。したがって、在宅リハビリへの歩行評価システムの導入が進めば、病院外でのリハビリの質を高めることができると共に、障害者のQOL向上への貢献が期待される。

そこで、本稿では片麻痺を対象とし、本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、麻痺側の筋力低下や痙性による支持性の低下あるいは各部位の調節機能低下といった下肢の機能低下によって生じる歩容の非対称性にあるといわれている¹³⁾。この機能低下によって、腰部の左右および上下方向の変位量に非対称性が生じることが予測される。したがって、この非対称性を定量化することによって、障害の程度を定量的に評価できることが期待される。また、健常者と片麻痺患者の腰軌道を左右幅や形状といった幾何学的観点から比較し、その特徴を定量化することで、健常者のパターンからの逸脱性についても評価できる可能性がある。

本稿では、まず第2章で計測システムの概要を示す。ついで第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、さらに各特徴量を特徴ベクトルとするBS分類システムの構成を示す。第4章では、その妥当性、有効性について検討する。そして、第5章で考察し、第6章でまとめを行なう。

2. 歩行計測システム

歩行計測は、足接地タイミング検出装置と腰軌道計測システムによって行なわれる。2つの装置は、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/cm²)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 腰軌道計測システム

腰軌道計測システムは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し、加速度の変化を計測する。サンプリング周波数は100Hzである。計測された加速度情報を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文献10)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。

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

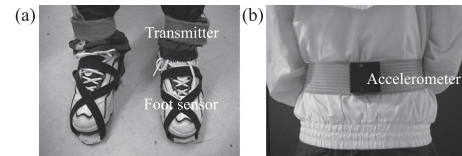


Fig. 1 Gait analysis system
(a): Footsensor (b): Accelerometer

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¹⁴⁾。Fig. 2中のマーカーは、左足の接地(LIC)、離地(LISw)、右足の接地(RIC)、離地(RISw)情報にそれぞれ対応している。

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なう。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: LR_L)
- 相2 RISwからRICまでの左脚単脚支持期(Left Single Limb Support: $LSLS$)
- 相3 RICからLISwまでの荷重応答期(LR_R)
- 相4 LISwからLICまでの右脚単脚支持期($RSLS$)

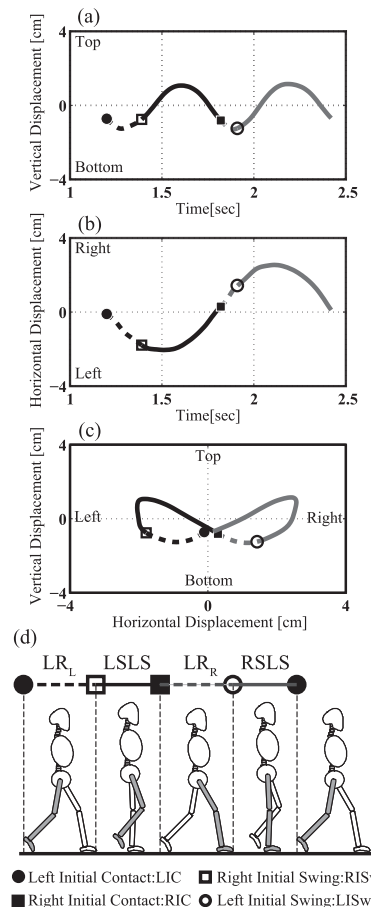


Fig. 2 Measured data of waist trajectory
(a): Vertical plane (b): Horizontal plane (c): Frontal plane
(d): Division of gait cycle

先行研究¹⁴⁾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跡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*, 以降では左脚立脚中期を *LMS*, 右脚立脚中期を *RMS* とする) で最高点, *LR* で最下点を通り, その変化量は平均 4.5 cm であるといわれている¹⁵⁾。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 4.5 cm である¹⁵⁾。

3. 実験方法

3.1 目的

本研究では、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、その妥当性および有効性について検討することを目的とした。

具体的には、特徴量ごとに、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、各特徴量を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妥当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もとに、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る。また、BS は上肢、手指、下肢でそれぞれ別々に評価が行なわれるが、本稿における BS は下肢 BS を指す。BS.I が最も症状が重く、BS.VI が最も軽いと評価され、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¹⁶⁾。

被験者の BS ごとの内訳は、BS.III が 3 名、BS.IV が 9 名、BS.V が 10 名、BS.VI が 10 名であり、すべ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 30 m の歩行路を自由な速度で歩行する課題を課した。ただし、30 m の歩行が困難な患者に関しては、距離を 20 m として計測を行なった。また、歩行の際に杖の使用は制限した。実験において、歩行計測を 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 (b) のような 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

Table 1 Subject characteristics of experiment 1

	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	—

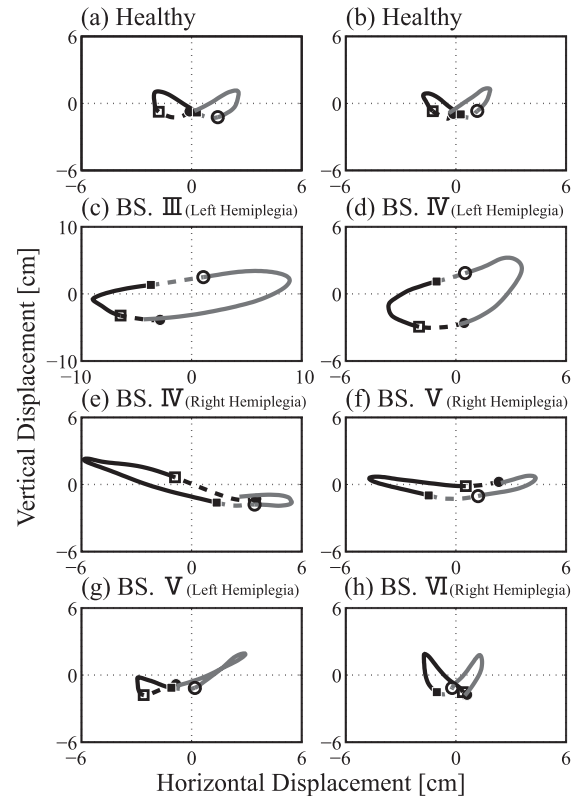


Fig. 3 Samples of hemiplegic gait

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

の幾何学的特徴としての腰軌道の特異性が、片麻痺歩行の特異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パターン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 解析範囲の抽出

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な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 17) の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なった。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

3.5.1 荷重応答期の上下差 ($LRdif$)

Fig. 4 上段は健康者と左片麻痺患者の腰軌道を背側前額面から捉えたグラフであり、下段は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る。健康者では LR_L と LR_R の最下点はほぼ同じ高さとなるため、その差分はほぼ0である (Fig. 4 (a) 下段)。しかし、Fig. 4 (b) に示した左片麻痺患者の例では、 LR_R のほうが 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。そのため、腰軌道パターンが Fig. 4 (b) 上段のような楕円形状になると考えられる。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、それに伴って腰の最下点は低くなり、逆に狭くなれば高くなる。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。

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伸展が生じることによって、麻痺側支持期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¹⁸⁾、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。

したがって、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1歩行周期から1サンプルが算出され、値が0に

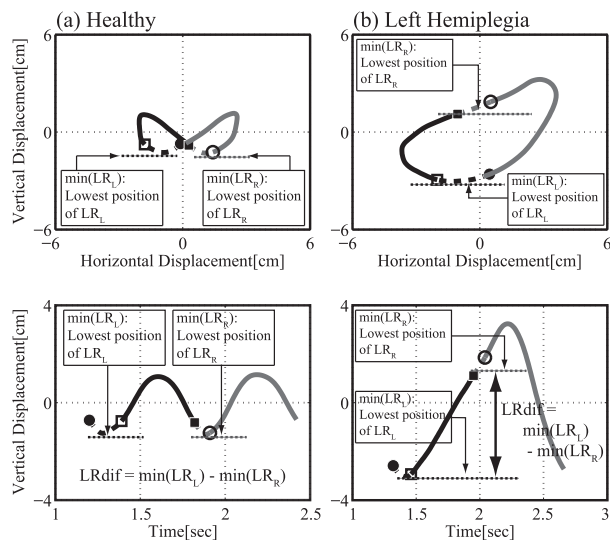


Fig. 4 $LRdif$

(a): Healthy (b): Left hemiplegia

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 上段は健康者と右片麻痺患者の腰軌道を背側前額面から捉えたグラフであり、下段は上下方向の時間変動を示している。ここでは、図中に上向き矢印で示した腰の上方への移動に着目する。この移動は、左右脚それぞれの IC から MSt にかけて生じ、本稿ではこれを腰の持ち上げと呼ぶ。腰の持ち上げ幅は、左脚であれば、 LIC 後から $LMSt$ までに含まれる最下点から最高点までの幅、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 下段を見ると、健康者では VU_L と VU_R はほぼ対称となるが、右片麻痺患者の場合では VU_L のほうが VU_R よりも大きくなっており、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とどめる仕組みが備わっており¹⁸⁾、健康者の歩行では、足関節や膝関節、股関節がそれぞれ適切なタイミングで背屈と屈曲を行なうことで、最大で9.5cmにもなる上下変動をおおよそ半分まで抑えている。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支持期に腰を過度に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。

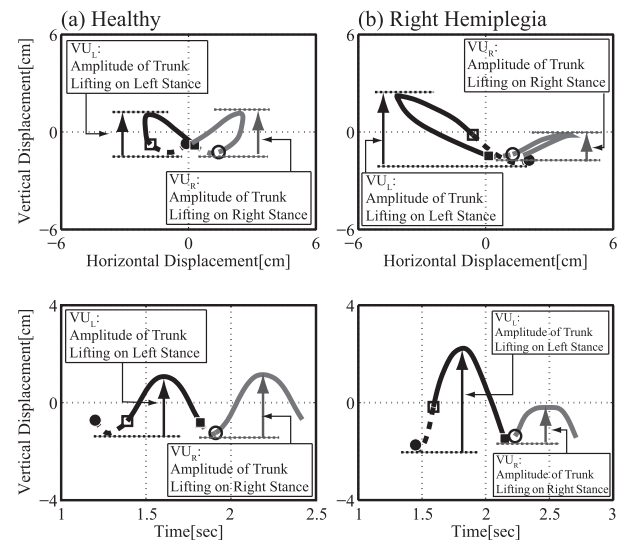


Fig. 5 VU_{asym}

(a): Healthy (b): Right hemiplegia

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

VU_{asym} は1歩行周期から1サンプルが算出され、値が0に近いほど健常者の歩行パターンに近いと評価する。

3.5.3 腰の持ち下げ幅の非対称性 (VD_{asym})

Fig. 6 上段は健常者と左片麻痺患者の腰軌道を背側前額面から捉えたグラフであり、下段は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下方への移動に着目する。この移動は、左右脚それぞれの MSt から ISw にかけて生じ、本稿ではこれを腰の持ち下げと呼ぶ。腰の持ち下げ幅は、左脚であれば LMS_t から $LISw$ までに含まれる最高点から最下点までの幅、右脚であれば RMS_t 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 下段を見ると、健常者では VD_L と VD_R はほぼ対称となるが、左片麻痺患者の場合では VD_R のほうが VD_L よりも大きくなっており、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¹⁸⁾。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基点であり、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いくほど遅いといわれており¹⁹⁾、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、運動麻痺の程度にかかわらず、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、腰をもち下げる幅の非対称性は、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。

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

VD_{asym} は1歩行周期から1サンプルが算出され、値が0に近いほど健常者の歩行パターンに近いと評価する。

3.6 左右方向の特徴量

3.6.1 左右振幅の非対称性 ($Hasym$)

Fig. 7 上段は健常者と右片麻痺患者の腰軌道を背側前額面から捉えたグラフであり、下段は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 中の黒色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 中の灰色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考えられる。

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上で重要な要因であると捉え、(4)式によって定義する。

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

$Hasym$ は1歩行周期から1サンプルが算出され、0が最も対称性が高いことを示している。

3.6.2 左右方向の振幅 (HA)

Fig. 8 上段は健常者と左片麻痺患者の腰軌道を背側前額面から捉えたグラフであり、下段は左右方向の時間変動を示し

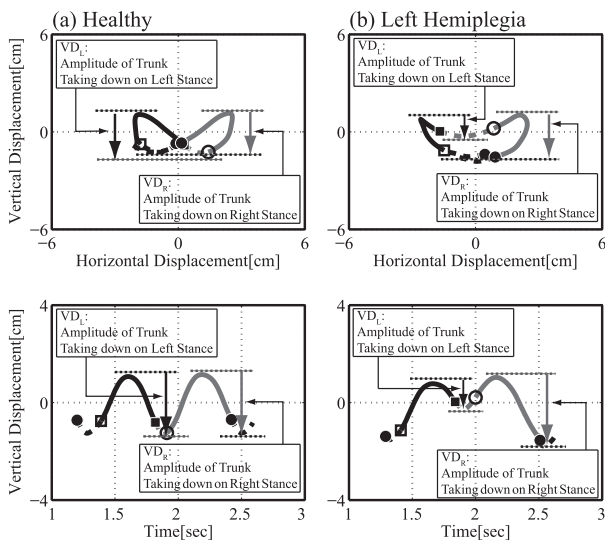


Fig. 6 VD_{asym}

(a): Healthy (b): Left hemiplegia

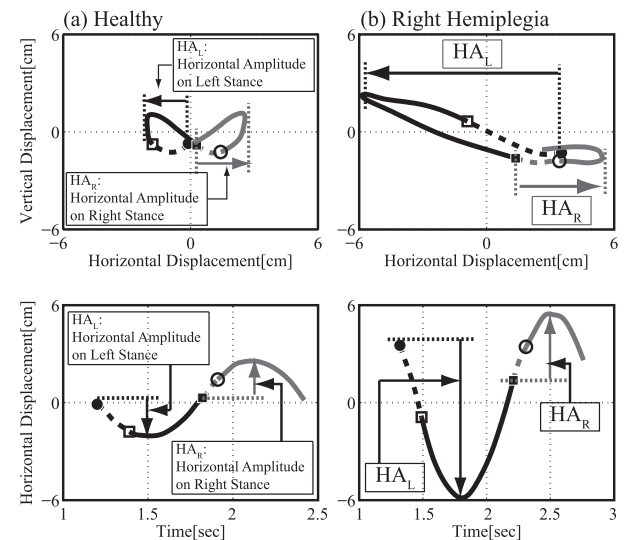


Fig. 7 $Hasym$

(a): Healthy (b): Right hemiplegia

ている。ここでは、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^{20), 21)}。

なお、HAは1歩行周期から1サンプルが算出され、その評価基準は、先行研究で報告されている4.5cm以内を標準値とし、標準値に近いほど正常パターンに近いと定義した。

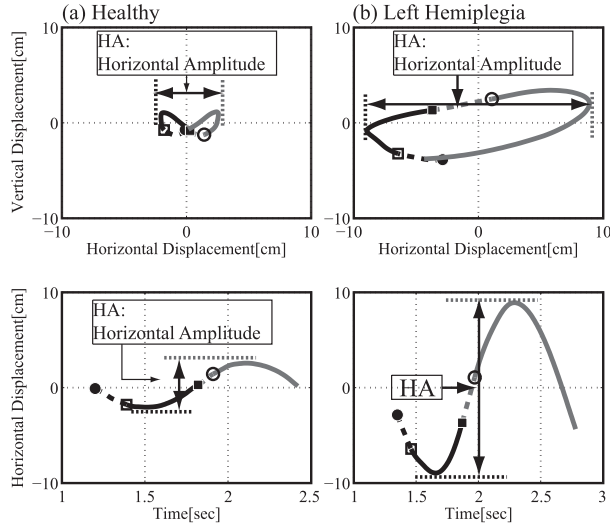


Fig. 8 HA

(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、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^{22), 23)}。Fig. 9にそのアルゴリズムの概要を示す。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SVMを訓練した。本研究では、文献24)を参考にし、正解率が80%以上であれば臨床的にほぼ満足な精度であると定義し、評価の基準とした。

3.7.1 Support Vector Machine

以下に、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、

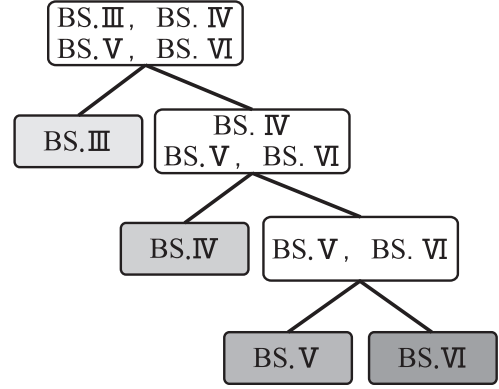


Fig. 9 Binary tree classifier

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

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 を用いて以下のように書き直すことができる:

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

$$\text{s.t. } 0 \leq \alpha_i \leq C \text{ かつ } \sum_i \alpha_i y_i = 0 \text{ より,}$$

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

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。

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

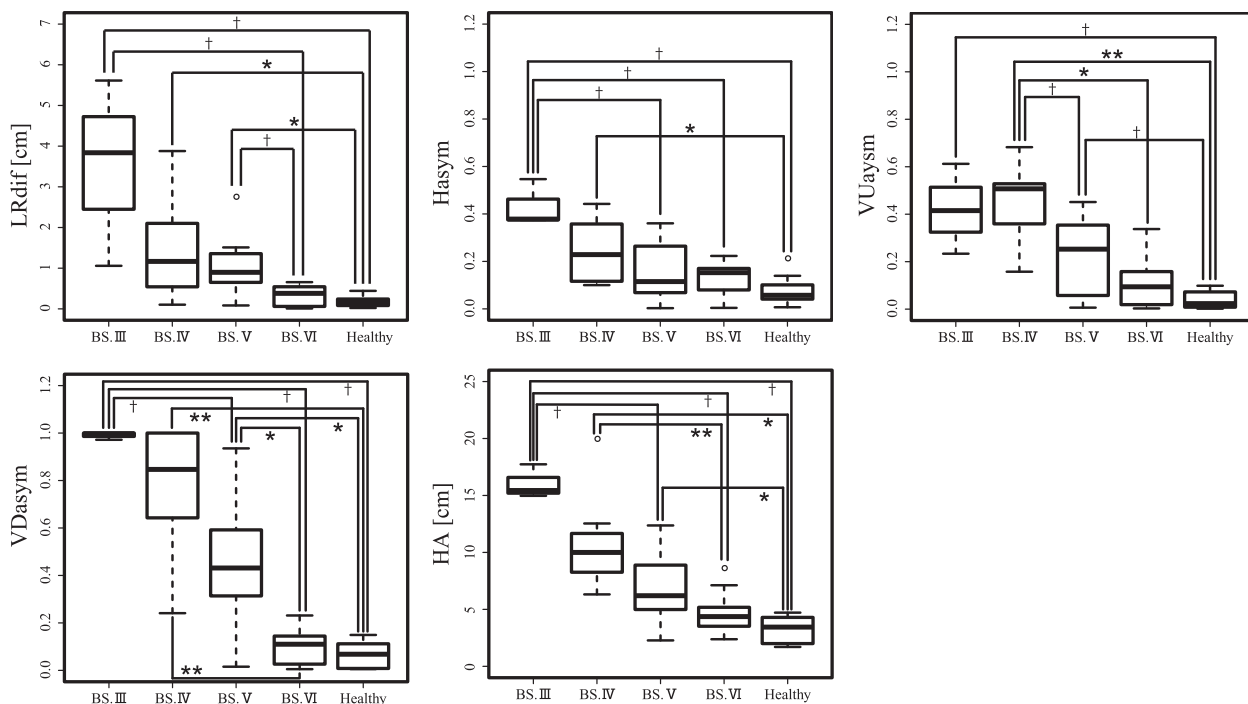


Fig. 10 The relationship between 5 characteristics and BS

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ごとに 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²⁵⁾。

4. 実験結果

4.1 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値となる。そのため、BS ごとに被験者をグルーピングし、比較を行なうには、符号の取り扱いに注意が必要である。そこで、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ごとに代表値を算出し、以降の解析で用いた。

処理 1 第 3.4 節の基準より、10 歩行周期を抽出

処理 2 1 歩行周期ごとに各特徴量を 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、特徴量ごとに片麻痺患者 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。

4.2 特徴量と BS の関連

Fig. 10 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 グループごとに中央値とばらつきをプロットしたグラフである。

すべての特徴量で共通しているのは、麻痺の程度が重い BS.III から健常者にかけて、右肩下がりの傾向を示している点である。特徴量ごとに、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^{26)~28)}。

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 ($p < .10$)。

VDasym 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 ($p < .10$)。

4.3 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なった。その結果、予測誤差は 11.37% であり、約 88% の精度で BS を推定できていることが確認された。Table 2 に、

Table 2 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

データセットを2つに分割し、一方で訓練を行ない、もう一方でテストを行なった結果の一例を示す。

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。この分類精度は、臨床への適用が十分に見込める水準に達しているものと考えられる。以上の結果は、提案した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している。

5. 考 察

5.1 腰軌道解析による歩行評価の有効性

本稿では、腰軌道の計測とその解析によって、片麻痺歩行から運動麻痺の評価指標として用いられているBSを精度よく推定できることを示し、特徴量の評価指標としての妥当性について検証した。評価実験の結果より、本稿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いえる。

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、両者の動きにあまり誤差が含まれ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¹⁸⁾、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る。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かか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。

本稿では、腰軌道の幾何学的特徴に着目し、特徴量の提案を行なったが、腰部の加速度を歩行分析に应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ない、歩行の安定性や自然さの抽出^{6), 7), 29)}、あるいはそれらを歩行障害の評価指標として用いる試み³⁰⁾が行なわれている。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 特徴量と下肢の障害部位との相関について

本稿で提案した特徴量は、これまでの歩行分析による知見^{14), 18)}と片麻痺歩行の特徴とを照らし合わせ、その上で腰軌道の特異性と異常歩行の特徴の関連を予測し、定義を試みた。したがって、特徴量と異常歩行の特徴の関連に関しては、仮説という段階にとどまっている。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、相関関係が存在することが期待される。その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・在宅リハビリへの適用に向けて

臨床では歩行を定量的に評価できかつ計測が簡単に行なえる点にも重点が置かれている。本稿では、フットセンサーも併用しているが、加速度センサー単体で正確に足の接地、離地を検出する技術が開発されれば、本計測システム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。

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置いた評価手法を提案したが、臨床では、「下肢のどの部位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、腰軌道の特異点と下肢の障害部位との相関関係を調査することが不可欠である。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。

上記の改善点を満たし、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リハビリ内容をフィードバックできる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なうことが可能である。脳卒中のリハビリには、誤った訓練の繰り返しによって、異常パターンを定着させ、それによる二次的な運動障害を引き起こす危険性があるため⁴⁾、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な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できれば、在宅の身体障害者の障害緩和や、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

本稿では、腰軌道の評価手法の提案とその妥当性、有効性について検証することを目的とした。評価実験より、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を精度よく推定できることを示し、特徴量の評価指標としての妥当性を示唆した。以上の結果より、本稿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、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多くの理学療法士の方々にご協力いただいた。また、実験の実施にあたっては多くの患者様と東京工業大学大学院修士課程鈴木一輝氏、研究補佐松村さつき氏にご協力いただいた。記して心からの感謝の意を表す。

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) 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)
- 3) C.V. Buskirk: Return of motor function in hemiplegia, *Neurol.*, **4**-12, 919/928 (1954)
- 4) 三好春樹：身体障害学，株式会社雲母書房 (1998)
- 5) 産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門：人間計測ハンドブック，**24**-45，朝倉書店 (2003)
- 6) 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)
- 7) 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)
- 8) C. Mizuike, S. Ohgi and S. Morita: Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer, *Gait & Posture*, **30**-1, 60/64 (2009)
- 9) C. Hodt-Billington, J.L. Helbostad and R. Moe-Nilssen: Should trunk movement or footfall parameters quantify gait asymmetry in chronic stroke patients?, *Gait & Posture*, **27**, 552/558 (2008)
- 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)
- 11) C.E. Skilbeck, D.T. Wade, R.L. Hewer and V.A. Wood: Recovery after stroke, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, **46**, 5/8 (1983)
- 12) M. Dam, P. Tonin, S. Casson, M. Ermani, G. Pizzolato, V. Iaia and L. Battistin: The effects of long-term rehabilitation therapy on poststroke hemiplegic patients, *Stroke*, **24**-8, 1186/1191 (1993)
- 13) 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)
- 14) 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)
- 15) R.L. Waters, J. Morris and J. Perry: Translational motion of the head and trunk during normal walking, *J. Biomech.*, **6**, 167/172 (1973)
- 16) 望月 久：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)
- 17) 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)
- 18) 月城，山本，江原，益小原：Gehen verstehen 観察による歩行分析，*医学書院* (2005)
- 19) 大井，博田：運動療法，186，医歯薬出版株式会社 (2002)
- 20) S.F. Tyson: Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids, *Clinical Rehabilitation*, **13**, 295/300 (1999)
- 21) K.J. Dodd and 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)
- 22) 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)
- 23) S. Friedhelm and P. Gunther: Tree-Structured Support Vector Machines for Multi-class Pattern Recognition, *Multiple Classifier Systems*, 409/417 (2001)
- 24) 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)
- 25) R. Kohavi: A Study of Cross-Validation and Bootstrap for Accuracy Estimation and Model Selection, *Proceedings of the Fourteenth International Joint Conference on Artificial Intelligence*, **2**, 1137/1143 (1995)
- 26) W.H. Kruskal and W.A. Wallis: Use of Ranks in One-Criterion Variance Analysis, *Journal of the American Statistical Association*, **47**-260, 583/621 (1952)
- 27) R.G.D. Steel: A Rank Sum Test for Comparing All Pairs of Treatments, *Technometrics*, **2**, 197/207 (1960)
- 28) I. Olkin, S.G. Ghurye, W. Hoefding, W.G. Madow and H.B. Mann: *Contributions to probability and statistics*, Stanford University Press, 198/202 (1960)
- 29) M. Sekine, T. Tamura, M. Akay, T. Fujimoto, T. Togawa and T. Fukui: Discrimination of Walking Patterns Using Wavelet-Based Fractal Analysis, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **10**-3, 188/196 (2002)
- 30) M. Akay, M. Sekine, T. Tamura, Y. Higashi and T. Fujimoto: Fractal dynamics of body motion in post-stroke hemiplegic patients during walking, *Journal of Neural Engineering*, **1**, 111/116 (2004)

[著 者 紹 介]

西 辰 徳



2008 年富山大学工学部知能情報工学科卒業。2010 年東京工業大学大学院総合理工学研究科知能システム科学専攻博士前期課程修了。修士 (工学)。同年日本電気株式会社入社，現在に至る。

和 田 義 明



1981 年東京医科歯科大学医学部卒業。東京医科歯科大学医学部附属病院神経内科病棟掛主任などを経て，米国ユタ大学神経内科学士。96 年医学博士。98 年より日産厚生会玉川病院リハビリテーションセンター長。2005 年より東京医科歯科大学臨床教授。主として脳卒中のリハビリテーションの研究に従事。神経内科専門医，リハビリテーション医学会専門医。

三 宅 美 博 (正会員)



1989 年東京大学大学院薬学系研究科博士課程修了。薬学博士。金沢工業大学情報工学科助手，講師，助教授を経て，96 年より東京工業大学大学院総合理工学研究科知能システム専攻准教授。99 年よりミュンヘン大学客員教授併任。主として生命的自律性の研究に従事。生物物理学会，IEEE などの会員。