

腰軌道解析による片麻痺歩行の定量化とパターン分類の試み

西 辰徳^{*1} 松村 さつき^{*1} 和田 義明^{*2} 三宅 美博^{*1}

Quantification and Pattern Classification of Hemiplegic Gait by Accelerometer

Tatsunori Nishi,^{*1} Satsuki Matsumura,^{*1} Yoshiaki Wada^{*2} and Yoshihiro Miyake^{*1}

Abstract – The purpose of this study is to quantify and classify the seriousness of hemiplegic gait by a triaxial accelerometer attached in the back lumbar area. We measured displacement of lumbar area(L3) on frontal plane and defined 2 feature quantities based on asymmetric diversity of hemiplegic gait. To evaluate effectiveness of feature quantities, we verified relationship between feature quantities and Brunnstrom Stage. As a result, there was a trend to increase magnitude of features along with take a turn for the worse. This result indicate that 2 features have a beneficial effect on quantitative evaluation about the seriousness of hemiplegic gait and classification of walking pattern of hemiplegia patient.

Keywords : gait analysis, hemiplegia, displacement of lumbar, quantification, pattern classification

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^[1]、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、中枢神経系や筋骨格系に異常を来し、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^[2]、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^[3]、高齢化が進行している現代社会においても、歩行リハビリテーションの重要性はますます高まっている。

このような背景から、歩行リハビリテーションを支援する機器^{[4]~[6]}や訓練手法^{[7],[8]}は、これまで数多く提案されてきた。われわれの研究グループにおいても、歩行リハビリテーションにおける歩行リズムの同調とそれによる歩行機能の共創プロセスに着目し、歩行介助システム Walk-Mate を提案してきた^{[9],[10]}。これらは、治療という視点からの歩行リハビリテーション支援へのアプローチである。

一方で、歩行を定量的に分析し、歩行障害を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、計測という視点からのアプローチである。効果的なリハビリテーション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、現場では医師や作業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、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、電気角度計や加速度計、床反力計など様々な機器や手法を用いて行われる^[11]。臨床においては、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盛んに行われている。窪田らは片麻痺歩行の床反力パターンの分類を行い、その妥当性を検討した^[12]。土屋らは床反力指標を用いた主成分分析を行い、臨床評価との関連を検討した^[13]。佐藤らは床反力や関節角度変化を計測し、患側の麻痺の重さと歩行スピードの相関、患側と健側の支持時間の非対称性を明らかにした^[14]。望月は臨床で運動麻痺の測定に最も使用されている指標の1つであるBrunnstrom Stage(以下、BS, st. と記載)と歩行能力の関連について言及しており^[15]、大橋らはBSと歩行周期の関連について報告している^[16]。後藤らは重複歩距離の変動係数から片麻痺歩行の安定性評価を試みた^[17]。Iidaらは身体重心の左右動揺幅が、脳血管障害患者において健常者より大きくなることを報告している^[18]。

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、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、近年では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、従来の計測手法に

*1: 東京工業大学大学院 知能システム科学専攻

*2: 日産厚生会玉川病院 リハビリテーションセンター

*1: Department of Computational Intelligence and Systems, Tokyo Institute of Technology

*2: Nissan Tamagawa Hospital, Rehabilitation Center

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。加速度センサーを用いた歩行分析の研究は、健常者や高齢者を対象としたものが多く [19], [20]、歩行障害者を対象としたものは散見される程度である [21]。われわれ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、歩行中の腰軌道を算出する手法を開発し [22]、歩行障害者の歩行評価指標として用いる試みを行っている [10]。腰軌道から障害の特徴を抽出し、歩行状態を評価することができれば、簡便に計測でき、かつリハビリテーション支援に有効な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指標を提案する。そして、提案した指標と、臨床で最もよく使われる指標の1つであるBSとの関連から、その有効性について評価し、片麻痺歩行のパターン分類が可能かどうかについて考察する。

2. 実験方法

2.1 実験目的

本研究では、腰軌道解析によって片麻痺患者の歩行障害の特徴を定量的に評価し、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。そして、実験結果をもとに障害の程度に応じた歩行パターン分類が可能かどうかについて検討した。

2.2 被験者

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、st.IVが5名、st.Vが7名、st.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。

表1 被験者の属性
Table 1 Subject characteristics

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

2.3 実験課題

被験者には、フットセンサーと腰軌道計測装置を装着し、直線状の30mの歩行路を自由な速度で歩行するよう指示した。杖や装具の使用に制限は設けなかった。実験において、30mの歩行中の歩行状態を計測した。

2.4 歩行計測システム

歩行計測は、脚接地、離地タイミングを検出する脚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、互いに同期しており、時間的側面と運動学的側面の情報を関連付けて解析することができる。

2.4.1 脚接地タイミング検出装置

脚接地タイミング検出装置は図1aに示すような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。図1aのように、サンダル型のフットセンサーをマジックテープで固定し、検出された情報は接続した送信機から無線でPCに接続した受信機に送信される。

2.4.2 腰軌道計測装置

3次元加速度センサーを用いた腰軌道計測装置を用いて、腰部の空間的な変位を計測する。腰軌道計測装置は図1bに示すような3次元加速度センサー(ANALOG DEVICE社, ADXL202E)を、腰部にバンドで固定することで、腰部の加速度変化を計測する。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別論文 [22] 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、体の回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いため、長距離の連続計測も可能である。加速度データも脚接地タイミング検出装置と同様に、加速度センサーに組み込まれた送信機から無線でPCに接続した受信機に送信される。

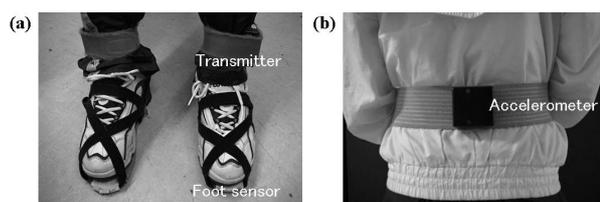


図1 歩行計測システム

Fig. 1 Gait analysis system
a: フットセンサー, b: 3次元加速度センサー
a : Footsensor, b : Accelerometer

3. 解析方法

3.1 腰軌道の多様性

図2に計測したデータから得られる腰軌道データの特徴的な例を示す。図2aからeまでが片麻痺患者の腰軌道データであり、図2fが健常者のデータである。縦軸は上下方向の変位量を、横軸は左右方向の変位量を示している。

図2より、腰軌道データの幾何学的な多様性は明らかである。健常者では、縦軸に対して左右対称であり、

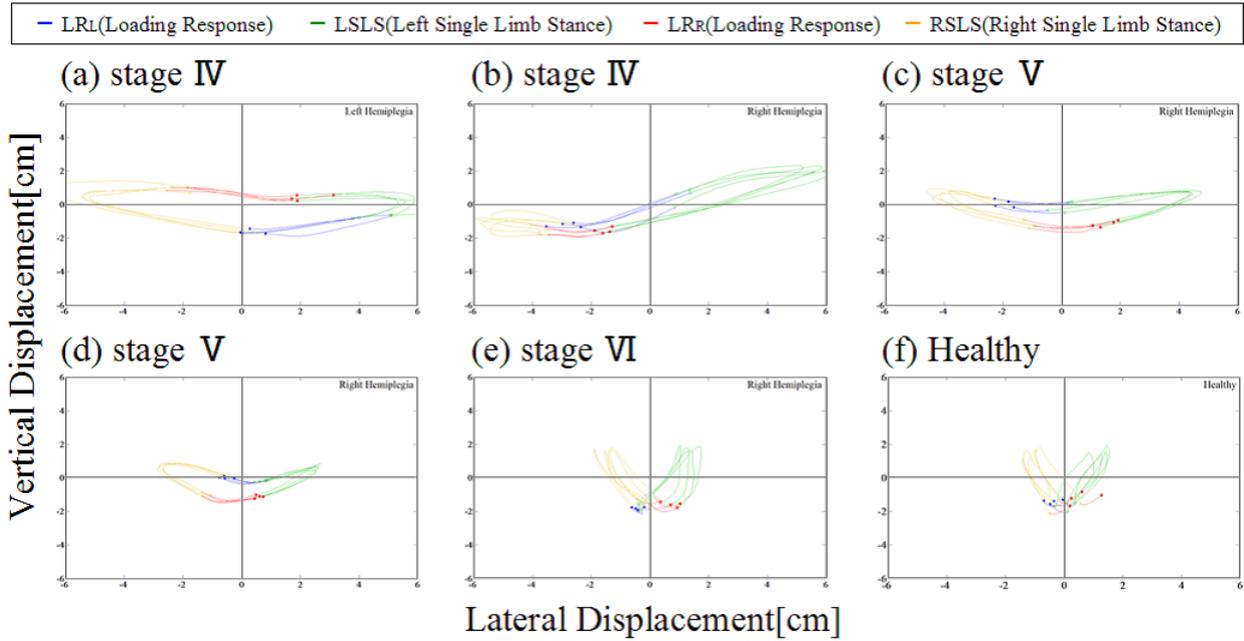


図2 腰軌道の多様性
Fig.2 Diversification of trajectory

かつ上下左右の振幅が4cm四方の中に収まっている．それに対して，図2aからcまでのデータでは，振幅の幅が広く，図2bに関しては，明らかな左右非対称性が見られる．正常歩行では，腰軌道は上下方向4cm，左右方向8cm以内に収まるといわれており^[1]，また，歩行障害を有する場合には左右振幅が大きくなるという点では，Iidaらの結果と一致する^[18]．

BSの変遷に伴う腰軌道の変化に着目すると，BSの評価による運動麻痺の程度が軽くなっていくにつれて，2つの特徴的な変化が見られる．1つ目は，腰軌道の形状が楕円状から徐々に中心半径が狭まっていき，最終的にはV字形状に近づくという点である．2つ目は，図2bに見られるような左右振幅の非対称性が見られなくなる点である．このような幾何学的形状の特徴とその変化は，片麻痺患者の歩容の特徴である左右非対称性とその緩和によって生じると考えられる．佐鹿らの報告によれば，片麻痺歩行では患側と健側の支持時間に非対称性が生じることが特徴であり^[14]，また，BSによる麻痺の程度の評価が患側の支持性の良し悪しに関連しているとするならば，患側での支持性が腰軌道に関連している可能性が考えられる．これらの視点から，3.3節では腰軌道から片麻痺歩行を特徴付けると考えられる指標を定義する．

3.2 特徴量

片麻痺患者の歩行障害の特徴である患側と健側の支持能力の非対称性に着目し，腰軌道の上下，左右の運動からそれぞれ特徴量を定義した．なお，特徴量の算出には，計測した30mの歩行データのうち，最初の

5周期を歩き初めとして解析からは除外し，6周期目からの10周期分のデータを用いた．

3.2.1 荷重応答期の最下点の上下差

図3は，縦軸に歩行中の腰軌道の上下方向の変位を，横軸に時刻を示したグラフである．図3aは健常者の一例であり，左脚接地(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を以下では LR_L と記載)の最下点と右脚接地(RHC)後から左脚離地(Left Initial Swing: LISw)までの荷重応答期(以下では LR_R と記載)の最下点の差分はほぼ0である．一方，左片麻痺患者を例にとると， LR_L の方が LR_R よりも低い位置にあり，差が生じていることが分かる．重心の軌跡は，LRで最も低くなることが知られており^[1]，このような差は，患側と健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．つまり，患側の支持能力の低下による健側の遊脚振り出し幅(歩幅)の減少によって，LR時の腰の下降量が減少すると予測される(図3b)．従って，この特徴を片麻痺患者の歩行障害を特徴付ける指標であると捉える．

ここで，荷重応答期の最下点の上下差を(1)式のように定義した．

$$LRdis = LR_L - LR_R \quad (1)$$

$LRdis$ は，0が最も左右の支持能力の対称性が高いことを示し，絶対値が大きくなるほど対称性が低いことを示していると考えられる．

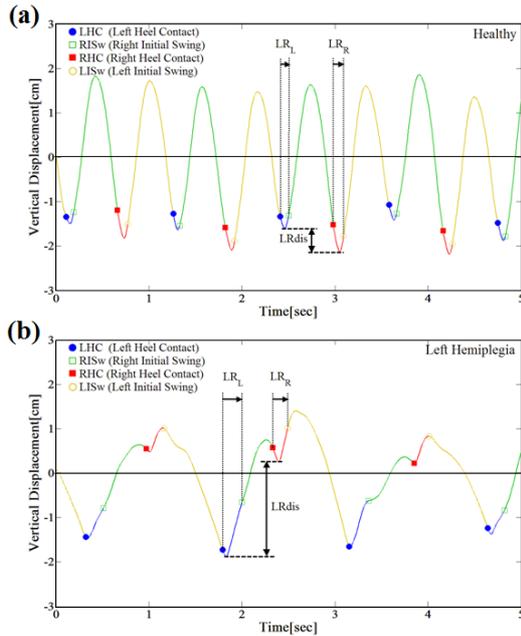


図 3 荷重応答期の最下点の上下差
Fig. 3 Difference of minimum point of Loading Response
a:Healthy, b:Left Hemiplegia

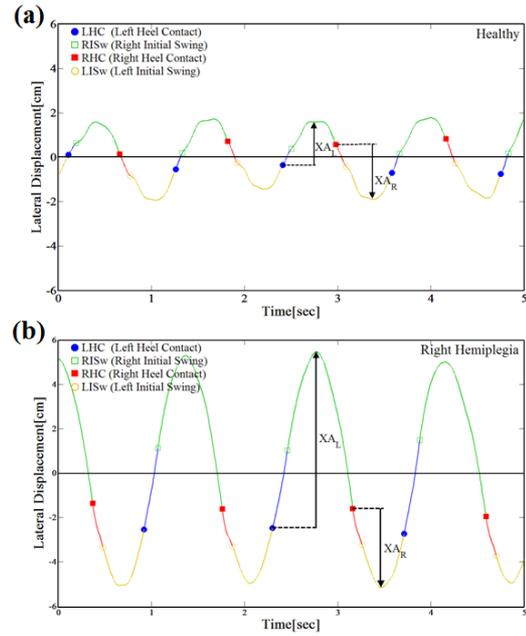


図 4 左右振幅の対称性
Fig. 4 Symmetry of lateral amplitude
a:Healthy, b:Right Hemiplegia

3.2.2 左右振幅の対称性

図 4 は、縦軸に歩行中の腰軌道の水平方向の変位を、横軸に時刻を示したグラフである。図 4a は健常者の一例であり、左脚接地 (LHC) 後の左脚支持期 (Left Stance Phase) の左方振幅 X_{A_L} と右脚接地 (RHC) 後の右脚支持期 (Right Stance Phase) の右方振幅 X_{A_R} は同等であり、対称であることが分かる。一方、右片麻痺患者を例にとると、 X_{A_R} の方が X_{A_L} よりも小さく、非対称であることが分かる (図 4b)。これは、健側による患側の代償運動としての歩行パターン (分回しや骨盤挙上) と関連があると考えられる。つまり、歩行中における荷重支持の割合が健側に大きく偏ってしまい、健側で主にバランス支持を行っているため、患側と健側で水平方向の振幅に非対称性が生じていることが予測される。従来の歩行リハビリでは、健側で患側の機能を代償する歩行訓練が主体であったことから、左右振幅の対称性は、片麻痺患者の歩行障害の特徴を表す指標であると捉えることができる。

ここで、 X_{A_L} を左脚接地から最高点までの距離、 X_{A_R} を右脚接地から最低点までの距離として定義した。また、左右振幅の対称性を (2) 式のように定義した。

$$X_{sym} = X_{A_L} / (X_{A_L} + X_{A_R}) - 0.5 \quad (2)$$

X_{sym} は、0 が最も対称性が高いことを示し、絶対値が大きくなるほど対称性が低いことを示していると考えられる。

3.3 実験結果

図 5 に、BS 毎の $LRdis$ の平均値と健常者の平均値を示す。エラーバーは標準偏差を示している。st.IV 群、st.V 群、st.VI 群、健常群の 4 群間の $LRdis$ の平均値の検定には、一元配置分散分析を行い、下位検定として Scheffe の多重比較検定を行った。その結果、有意な差が認められたのは st.IV 群-健常群のみであり ($p < 0.01$)、他の群間には有意な差が認められなかった。しかし、BS による評価が軽くなるにつれて、 $LRdis$ の値が 0 に近づいていく傾向が見られた。

図 6 に、BS 毎の X_{sym} の平均値と健常者の平均値を示す。エラーバーは標準偏差を示している。4 群間の X_{sym} の平均値の検定には、 $LRdis$ と同様の検定を行った。その結果、st.IV 群-健常群 ($p < 0.01$)、st.IV 群-st.V 群、st.IV 群-st.VI 群 (それぞれ $p < 0.05$) に有意な差が認められた。st.V 群、st.VI 群、健常群の間には有意な差は認められなかった。

図 7 は、縦軸に X_{sym} の平均値を、横軸に $LRdis$ の平均値を各群毎に示したグラフである。エラーバーは標準偏差を示している。グラフより、BS による評価が重くなるにつれて、右肩上がりの傾向を示していることが分かる。このことから、本研究において定義した 2 つの特徴量によって、片麻痺患者の歩行障害の程度を定量的に評価することが可能であると考えられる。従って、この 2 つの特徴量を用いることによって、片麻痺患者の歩行障害の程度に応じた歩行パターン分類の可能であることが示唆される。

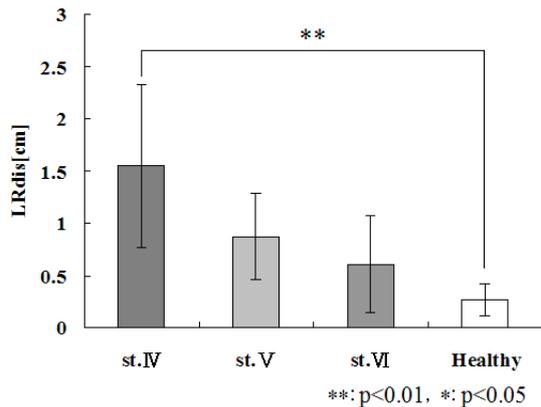


図5 荷重応答期の最下点の上下差 ($LRdis$)
Fig. 5 Result of Difference of minimum point of Loading Response

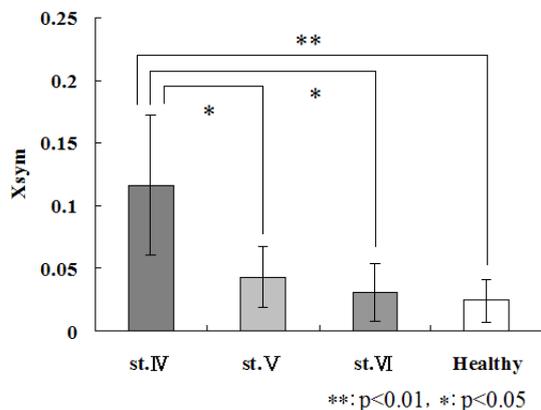


図6 左右振幅の対称性 ($Xsym$)
Fig. 6 Result of Symmetry of lateral amplitude

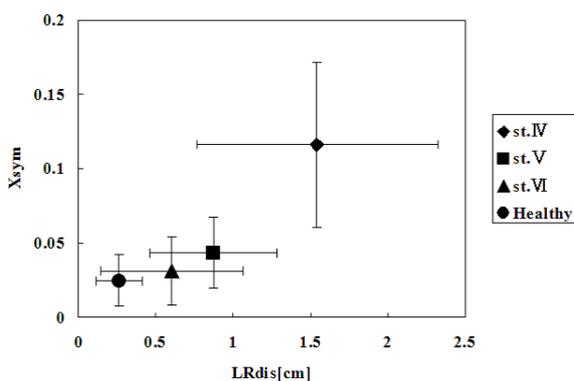


図7 $LRdis$ と $Xsym$ の関係
Fig. 7 Relationship between $LRdis$ and $Xsym$

4. 考察

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ための特徴量を提案し、BS との

関連からその有効性について検討した。以下では、本研究において提案した特徴量によって、片麻痺歩行の歩行パターン分類が可能かどうか、そして、それらを歩行リハビリテーション支援に応用するための今後の展望について考察する。

4.1 歩行パターンの分類について

本研究では、片麻痺患者の歩行障害の特徴である患側と健側の支持能力の非対称性に着目し、 $LRdis$ と $Xsym$ という2つの特徴量を定義した。そして、図5、図6に示したように、この2つの特徴量の変化が、BS による評価と関連している傾向が見られた。今回の計測実験では、各BSごとに十分な被験者数を確保できなかったため、stage間の統計的有意差はあまり見られなかったが、傾向は見られていることから、被験者数を増やすことによって、片麻痺歩行を評価する特徴量としての有効性を示すことができると考えられる。

また、st.IV群と他の群との間に優位な差が見られる傾向があったことから、これらの特徴量は、片麻痺歩行の改善過程の初期に見られる歩行パターンの特徴を強く反映している可能性も考える。今回の計測では、st.IV以降の片麻痺患者を対象としたが、望月のBSと歩行能力との関連に関する報告によれば^[15]、st.III場合によってはst.IIの患者であっても歩行が可能である言われている。本実験の予備的試行として行ったst.IIIの患者の腰軌道では、 $LRdis$ の値が他の群に比べて明らかに大きな値を示していた。従って、st.IVよりも麻痺の程度が重くとも、単独での歩行が可能な片麻痺患者の歩行計測を行うことは、特徴量の有効性を示す上で意義があると予測される。

今回の実験では、定義した特徴量の有効性を示すまでには至らなかったが、今後、被験者数の統制を取り、BSの評価による麻痺の程度がより重い患者も対象としていくことで、特徴量の有効性を示すとともに、片麻痺歩行の特徴に即した歩行パターン分類を行うための有益な指標になることが示唆される。

4.2 歩行リハビリテーション支援に向けて

本研究では、特徴量の有効性を示すために、BSとの関連からアプローチを行った。しかし、BSは共同運動をキー概念とし、共同運動の出現から分離運動の完成に至る運動パターンの変化を定性的に評価する指標であり^[23]、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が改善することが報告されており^{[24]~[26]}、片麻痺歩行を評価するうえでは不十分との指摘もある^[27]。本実験においても、同一のBS内で多様な腰軌道パターンが見られた(例えば図2aとb)。特徴量の定義には、片麻痺歩行の多様性をいかに定量的に表現するかが重要であり、BSの枠組みに囚われるのではなく、片麻痺歩行の運動力

学的な特徴との関連あるいはこれまで提案されてきた様々な指標^[12]との関連から、有効性を捉えていく必要がある。

今回提案した特徴量は、片麻痺歩行の特徴である左右の歩容の非対称性が、腰軌道に与える影響を、歩行の運動力学的側面から推測し、定義を行った。そのため、腰軌道の変化と歩行の変化の対応関係については、未だ明らかになってはいない。しかし、歩行が身体重心を移動させるための運動であり、かつ重心の変動は下肢の動きに対する依存性が高いことから^[1]、腰軌道解析によって歩行分析や歩行パターン分類に有益な指標を定義することは十分可能であると考えられる。

今後は、特徴量の有効性の示すとともに、腰軌道の他の幾何学的特徴や歩行の時間的側面との関連から、より有効な特徴量を検討していきたい。そして、歩行リハビリテーション支援に有益な新しい評価指標を模索していきたい。

5. まとめ

本研究では、腰軌道解析によって片麻痺患者の歩行障害の特徴を定量的に評価し、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、本研究で提案した2つの特徴量によって、片麻痺歩行の特徴を定量的に捉え、歩行パターンの分類を行える可能性が示唆された。

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] 月城, 山本, 江原, 盆小原: Gehen verstehen 観察による歩行分析, 5/22, 医学書院 (2005)
- [3] 望月, 宇川: 神経学における歩行 Review, BRAIN MEDICAL, 19-4, 317/321(2007)
- [4] Mayr A et al.: Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the Lokomat gait orthosis, Neurorehabilitation and Neural Repair 21, 307/314(2007)
- [5] S.Lee, Y.Sankai: The Natural Frequency-Based Power Assist Control for Lower Body with HAL-3, Proc. of International Conference on Systems, Man and Cybernetics(SMC2003), 1642/1647(2003)
- [6] 菊池, 古荘: 上肢・下肢リハビリテーションシステムの研究開発および VR 技術の応用, Journal of the Japan Society for Simulation Technology 26(3), 160/165(2007)
- [7] M.H.Thaut, G.C.McIntosh, R.R.Rice: Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke

- rehabilitation, Journal of the Neurological Sciences, 151-2, 207/212(1997)
- [8] Visintin M, Barbeau H, Komer-Bitensky N, Mayo NE: A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation, Stroke, 29, 1122/1128(1998)
- [9] 三宅, 宮川, 田村: 共創出コミュニケーションとしての人間-機械系, 計測自動制御学会論文集, 37-11, 1087/1096(2001)
- [10] 石澤, 和田, 三宅: 共創的介助システム Walk-Mate の片麻痺歩行への適用, 計測自動制御学会論文集 (under review)
- [11] 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)
- [12] 窪田: リハビリテーション医学における歩行分析の臨床応用-その現状と課題-, Jpn J Rehabil Med, 31-4, 276/286(1994)
- [13] 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, 35-7, 477/484(1998)
- [14] 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)
- [15] 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)
- [16] 大橋, 篠崎, 坂本: 片麻痺歩行のブルンストロームステージによる歩行周期の変化, 理学療法科学, 23-6, 805/809(2008)
- [17] 後藤, 安山, 松村, 廣津, 山口, 勝木: 脳卒中片麻痺患者における歩行安定性評価, 理学療法科学, 12-2, 57/61(1997)
- [18] H.Iida, T.Yamamuro: Kinetic Analysis of the Center of Gravity of the Human Body in Normal and Pathological Gaits, J.Biomechanics, 20-10, 987/995(1987)
- [19] 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)
- [20] 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)
- [21] 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)
- [22] 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)
- [23] 大井, 博田: 運動療法, 186, 195/220, 医歯薬出版株式会社 (2002)
- [24] 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)
- [25] 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)
- [26] 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)
- [27] 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)