片麻痺患者が非麻痺側から歩き始めた場合と 麻痺側から歩き始めた場合の動的バランスの違い

——動的バランス指標 Xcom を用いた分析——

*Differences in Kinetic and Kinematic Factors when Choosing the Leg for Gait
Initiation after Stroke: An Analysis Using the Xcom Dynamic Balance Index*

長田 悠路¹⁾ 瀧 雅子¹⁾

YUJI OSADA¹⁾, MASAKO FUCHI¹⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Seiai Rehabilitation Hospital, 2-7-2, Minamiori, Onojo City, Fukuoka, 816-0956, Japan.
Tel +81 92-595-1151 E-mail: wbcwb006@yahoo.co.jp

Rigakuryoho Kagaku 30(1): 41-45, 2015. Submitted Aug. 20, 2014. Accepted Oct. 10, 2014.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to analyze the differences of the kinetic and kinematic factors when choosing the leg for gait initiation after stroke from the viewpoint of dynamic stability. [Subjects] Fifteen stroke patients. [Methods] Subjects performed gait initiation (GI) starting with either leg. GI was measured using a 3D motion analysis system and force plates. The difference in kinetic and kinematic data, which is duration, displacement of center of mass, center of pressure (COP), extrapolated center of mass (Xcom), the relationship between the time integral of the COP displacement and the amount of forward COM momentum, and joint moment between the two tasks was compared using the paired t-test. [Results] When the unaffected leg was used as the first swing leg, a smaller mediolateral sway and larger forward sway of Xcom was found, and the time integral of the COP displacement and the amount of forward COM momentum were correlated. [Conclusion] It is more stable for stroke patients to start walking with the affected leg than the unaffected leg, though it is not as efficient.

Key words: stroke patients, gait initiation, dynamic stability

要旨:〔目的〕片麻痺患者が歩き始める足の選択によって生じる運動学的・運動力学的違いを、動的安定性と効率性の視点から分析すること。〔対象〕片麻痺患者 15 名とした。〔方法〕非麻痺側から歩き始めと麻痺側から歩き始めを三次元動作解析装置で計測し、各動作間の推定質量中心位置などを対応のある t 検定にて比較し、圧中心移動量と質量中心前方速度の相関係数をピアソンの相関係数にて分析した。〔結果〕先行肢を非麻痺側とする方が麻痺側を先行肢とした際と比べ、推定質量中心位置の左右移動が有意に小さく、前後移動は支持基底面を超えるほど有意に大きく、圧中心の後方移動量と質量中心前方速度の相関係数が有意に大きかった。〔結語〕非麻痺側を先行肢とする歩行は前方向に不安定だが、効率的に質量中心が前方に移動することがわかった。

キーワード: 片麻痺患者, 歩行開始動作, 動的バランス

¹⁾ 特定医療法人社団三光会誠愛リハビリテーション病院 リハビリテーション部:福岡県大野城市南大利 2-7-2 (〒816-0956)
TEL 092-595-1151

I. はじめに

日常、歩行時の姿勢制御は意識せずに行われる¹⁾。しかし、定常歩行に至るまでの歩き始めにおいては、より随意的な姿勢制御が必要とされる²⁾。歩行開始動作の運動学的・運動力学的メカニズムは1960年代から分析されてきており³⁾、現在では以下のように説明されている。まず、1歩目に振り出す足（以下、先行肢）の下腿三頭筋の持続的収縮が消失し、その後に前脛骨筋が働くことで足圧中心（COP：center of pressure）は先行肢の後方へと変化する。その結果、質量中心（COM：center of mass）とCOPの安定した関係が崩れる。そして、倒立振子が前方に倒れこむようにCOMは2歩目に振り出す足（以下、後行肢）の前方に推進し、定常歩行へと移行する⁴⁻⁶⁾。このように歩行開始動作では、静的に安定した状態を崩し、随意的なコントロールで1歩目の足を環境に合わせて出すという難しさがある。高齢者を対象とした先行研究では、加齢や障害により歩行開始が困難になることが知られている^{4,7)}。

片麻痺患者が歩き始めの足を決断する際に、麻痺側を先行肢として空間へ持ち上げ、1歩目の接地に使うのか、それとも後行肢として支持に使うのかの判断は、歩行の安全性と快適性を左右する。Hesseらは片麻痺患者のそれら二つの動作の違いを比較し、麻痺側を後行肢とした際には姿勢が非対称になりやすく、歩幅も狭くなることを報告している⁸⁾。一方Daviesは、麻痺側を先行肢とした場合、足を前に出す代わりに麻痺側下肢を能動的に屈曲して持ち上げてしまうと述べており、非麻痺側から歩き始める練習を行うことを推奨している⁹⁾。しかし、脳卒中患者がどちらの足から歩き始めた方が効果的かについて分析した先行研究は少なく、各個人の経験的判断や患者の嗜好に基づいて指導しているのが現状である。よって、安全で効率的な動作方法はどちらの方法であるのか明らかにする必要がある。

しかし、安定性と効率性をどう分析し、どのような動作がより効果的とするかは難しい問題である。安定性については近年、Hofらは、倒立振子モデルに基づく動的なバランス指標である推定質量中心位置（Xcom：extrapolated center of mass）を用いた解析手法を提唱した¹⁰⁾。このXcomと支持基底面（BOS：base of support）の関係から、安定性限界（Mos：margin of stability）を算出し、動的安定性を分析する手法が注目されている¹⁰⁻¹⁴⁾。

効率性については、様々な評価方法が存在するが、歩き始める際にはCOMの動きがそれほど活発ではないため、重力利用度やエネルギー消費の効率性といった視点で分析することは正確性に欠ける。そこで、歩き始めに特化した効率性の評価として、PolcynらはCOP移動量とCOMの移動速度の相関を分析した⁷⁾。歩行開始動作

において、COPの後方移動がCOMの前方駆動力として働くが、筋活動や姿勢制御能力の低下した高齢者や片麻痺患者ではCOPの振幅が乱れやすい^{15,16)}。COPの移動がCOMの前方移動と連動しているということは、効率的な姿勢制御がなされたということを意味する。よって、今回は、COPの動きが無駄なくCOMの前方移動に関わった場合を効率的であると定義し、その程度を分析することとする。

以上のことから、本研究の目的は、片麻痺患者が歩き始める足の選択によって生じる歩行動作の違いについて、動的安定性と効率性の両視点から分析することである。

II. 対象と方法

1. 対象

歩行動作に影響を及ぼすと思われる、整形外科的疾患や著明な失調症状、半側空間無視などの高次脳機能障害がない、回復期病棟に入院中の片麻痺患者15名を対象とした。対象者の基本属性を表1に示す。なお本研究は当院の倫理委員会の承諾（承認番号12-060）を得て実施し、対象者には実験開始前に研究に対する説明を行い、同意が得られた患者のみを対象とした。

2. 方法

測定は裸足にて行い、両足部位置を肩幅に合わせた安楽立位姿勢から、自由速度で5m前方の白線まで歩くものとした。数回の練習の後、非麻痺側を先行肢とする歩行開始動作と、麻痺側を先行肢とする歩行開始動作を1回ずつ計測した。

測定装置には、床反力計6枚（AMTI社製MSA-6、600×400mm）、三次元動作解析装置（VICON社製VICON-MX、MX13赤外線カメラ14台）を使用し、これらを左右2列の床反力計に足部が別々に乗るよう配置

表1 対象者基本属性（平均値 ± 標準偏差）

	n=15
年齢（歳）	62.7 ± 9.5
発症期間（日）	138.8 ± 61.9
体重（kg）	58.0 ± 9.5
身長（cm）	160.8 ± 6.9
性別（女/男）	3/12
利き手（左/右）	1/14
麻痺側（左/右）	5/10
病名 脳梗塞（人）	11
脳出血（人）	4
Brunnstrom Stage 下肢得点（点）	4.6 ± 0.8
FMA* 下肢機能得点（点）	27.3 ± 3.8
Barthel Index 合計得点（点）	93.3 ± 6.73

*FMA：Fugl-Meyer Assessment.

した。身体に貼付するマーカーの位置は、左右の肩峰、股関節、膝関節、腓骨外果、第5中足骨頭部の計10箇所とした。

相分類においては、COPが1歩目に先行肢へ最大に移動した時点（逆応答）から1歩目の足が離れた時点（以下、先行肢離時点）までを第1相、先行肢離時点から2歩目の足が離れた時点（以下、後行肢離地点）までを第2相とした。

解析指標は、①歩幅、②歩行速度、③各相の動作時間、④COMの左右移動幅、⑤COPの左右移動幅、安定性の指標となる⑥安定性限界（Mos）の幅、効率性の指標となる⑦COPの移動量とCOMの移動速度との相関係数、⑧下肢関節モーメントとし、先行肢を麻痺側とした時と非麻痺側とした時との差を検討した。COMおよびCOPの左右移動幅は、第1相および第2相の各左右移動幅を抽出した。Mosは先行研究を参考に、XcomからBOS最外側部までの距離（Mos左右幅）、およびBOS最前方部までの距離（Mos前後幅）とした^{10,13}。Mosの算出に用いるXcomは、倒立振子モデルを基にし、速度因子（COM速度）を倒立振子の振動数（ ω_0 ：重力加速度を足関節マーカー位置から股関節マーカー位置までの高さで除した値の平方根）で除したものをCOM位置に加えた、水平面上の座標位置である¹⁰。原法では下肢長に定数を掛けてCOMまでの軸長を推定する方法をとっていたが、欧米人と邦人では体型が異なるため、今回は4リンクモデルによって計算されたCOM位置から足関節までの距離を倒立振り子の軸長（l）として計算した¹¹。BOS最外側部は各立脚側の足部第5中足骨頭マーカーと足関節マーカーを結んだ線とし、BOS最前方部に関しては、足部第5中足骨頭マーカーの進行方向位置とした。Mosの側方距離は上記最外側部のラインとXcomの最短距離として、前方距離は上記最前方位置とXcom位置の進行方向距離として算出した。なお、Mos左右幅、前後幅には先行肢離地点、後行肢離時点の値を抽出した。COPの移動量とCOMの移動速度との相関係数は、動作開始時のCOP位置を0とし、そこから後方へ移動したCOPが再び0地点まで戻ってくるまでの、後方移動量を時間で積分したものと、その期間におけるCOMの前方移動速度との間のピアソンの相関係数により求めた。この計算は運動量の変化が力積に等しいという関係を利用したものであり、この相関係数が高いほど、効率性が高いことを示している⁷。下肢関節モーメントは、第1相および第2相におけるピーク値を算出した。先行肢下肢における第2相については、遊脚期と荷重応答期の2つに分けて抽出した。なお、距離に関する因子は身長で正規化し、関節モーメントは身長と体重で正規化を行った。

統計学的処理は、各指標について非麻痺側から歩き始めた時と麻痺側から歩き始めた時の間で、有意水準を

5%として対応のあるt検定にて平均値の比較を行った。

III. 結 果

先行肢の違いと運動学的・運動力学的歩行動作の指標を表2に示す。第1相において、先行肢離地時のMos左右幅・前後幅においてのみ動作間に有意な差が見られた。非麻痺側を先行肢とした時は、麻痺側を先行肢とした時と比べ、Mos左右幅が大きかった。しかし、Mos前後幅は小さく、ほとんどの患者において、XcomはBOSを超えて前方へ移動していた。第2相においては、動作時間、COP左右移動幅に有意な差が見られ、非麻痺側から歩き始めた時に動作時間は短かった。下肢の関節モーメントの比較では、麻痺側を先行肢とした時と比べ、非麻痺側から歩き始めた方が第2相の後行肢（麻痺側）の股関節伸展モーメントが小さく、先行肢（非麻痺側）荷重応答期の股関節伸展モーメントは大きかった。効率性を示すCOPの移動量とCOMの移動速度との関係は、非麻痺側から歩き始めた時の方が有意に大きかった。

IV. 考 察

本研究では、片麻痺患者の歩行開始を三次元動作解析装置で計測し、片麻痺患者が歩き始める足の選択によって生じる運動学的および運動力学的変化の相違点を分析した。その結果、動的バランスを示すMosは、左右方向に関しては非麻痺側から歩き始めた場合のほうが大きく、安定していることを示したが、前後方向に関しては小さく、安定していないことがわかった。効率性については、非麻痺側から歩き始めた方が効率的にCOMを前方に移動しており、動作時間も短かった。今回の結果は、第2相の動作時間が短くなる点とCOPの左右移動幅が大きくなる点でHesseらと同様のものではあった。しかし、1歩目の歩幅の大きさについては異なる結果であり、麻痺側を先行肢としても歩幅は増大しなかった。本研究では、Hesseらが用いた指標に加え、Xcomによる動的安定性の評価や、COP移動量とCOMの移動速度との関係から動作の効率性についても分析した。これによって、Hesseらが分析することのできなかった動的安定性と効率性を比較することができた。このXcomを用いた分析手法の利点は、動作中の任意の時点における各方向（前後・左右）に対する動的な不安定性を評価できることである。Xcomは、COM位置に速度因子を加えたもので、COMが向かおうとしている場所を示す。COMの移動を加速させる際には、その移動方向と反対側にCOPが移動し、移動したXcomの後を追うようにCOMが移動していく。XcomがBOSを超えた場合は、そのCOMの進行を制御するために、歩行者が進行方向に足

表2 先行肢の違いと運動学的・運動力学的歩行動作の指標（平均値 ± 標準偏差）

		非麻痺側 (n=15)	麻痺側 (n=15)	p 値
歩幅	1 歩目 (cm/Ht)	0.245 ± 0.068	0.213 ± 0.076	
	2 歩目 (cm/Ht)	0.451 ± 0.157	0.466 ± 0.157	
	重複歩 (cm/Ht)	0.696 ± 0.218	0.679 ± 0.182	
3 歩目・4 歩目の平均歩行速度 (m/s)		0.591 ± 0.296	0.583 ± 0.297	
第 1 相	動作時間 (秒)	0.55 ± 0.26	0.61 ± 0.41	
	COP 左右移動幅 (cm/Ht)	0.071 ± 0.019	0.062 ± 0.024	
	COM 左右移動幅 (cm/Ht)	0.024 ± 0.008	0.027 ± 0.013	
先行肢離地点	先行肢股関節屈曲モーメント (Nm/kg/Ht)	7.6 ± 4.5	8.6 ± 3.3	
	後行肢股関節伸展モーメント (Nm/kg/Ht)	0.4 ± 1.3	4.3 ± 8.3	
	後行肢膝関節伸展モーメント (Nm/kg/Ht)	9.6 ± 9.1	9.6 ± 8.3	
	後行肢足関節底屈モーメント (Nm/kg/Ht)	22.5 ± 0.101	25.4 ± 12.4	
	Mos 左右幅 (cm)	4.8 ± 1.5	3.1 ± 1.6	*
	Mos 前後幅 (cm)	-4.4 ± 4.5	-1.6 ± 4.7	**
	動作時間 (秒)	0.76 ± 0.18	0.95 ± 0.27	**
	COP 左右移動幅 (cm/Ht)	0.125 ± 0.022	0.079 ± 0.061	**
	COM 左右移動幅 (cm/Ht)	0.051 ± 0.019	0.050 ± 0.018	
	先行肢遊脚期股関節屈曲モーメント (Nm/kg/Ht)	9.0 ± 2.6	10.0 ± 2.2	
第 2 相	後行肢股関節伸展モーメント (Nm/kg/Ht)	2.0 ± 2.6	3.8 ± 6.6	*
	後行肢膝関節伸展モーメント (Nm/kg/Ht)	12.8 ± 11.9	13.3 ± 13.6	
	後行肢足関節底屈モーメント (Nm/kg/Ht)	55.6 ± 16.4	59.9 ± 20.6	
	先行肢荷重応答期股関節伸展モーメント (Nm/kg/Ht)	20.2 ± 8.2	7.4 ± 5.7	**
	先行肢荷重応答期膝関節伸展モーメント (Nm/kg/Ht)	14.1 ± 12.6	16.4 ± 13.7	
	先行肢荷重応答期足関節背屈モーメント (Nm/kg/Ht)	2.4 ± 2.9	1.0 ± 1.5	
	Mos 左右幅 (cm)	3.9 ± 1.3	3.6 ± 2.1	
	Mos 前後幅 (cm)	0.0 ± 4.3	-2.3 ± 4.4	
COP の移動量と COM の移動速度との相関係数		0.89 ± 0.09	0.80 ± 0.14	*

*p<0.05, **p<0.01, Ht: 身長 (cm), COP: center of pressure, COM: center of mass, Mos: margin of stability (関節モーメントは、伸展および底屈を+として表記)。

を出し、新たな BOS を作る必要がある。また、この Xcom が BOS にとどまっている間は、動的に安定していることを示している。十分な Mos が保たれ、外側から BOS 外側縁-COP-Xcom-COM の位置関係にあるということは、その方向に対して COM の動きが COP によって制動されることを意味する。

本研究では、非麻痺側を先行肢とした際には COP の左右移動幅が大きくなる一方で、Mos は外側方向に広く保たれており、各バランス指標が外側から順に BOS 外側縁-COP-Xcom-COM の位置関係となっていた。このことから、左右方向のバランスは動的に安定していることがわかった。また、前後方向については、前方から順に、Xcom-BOS の限界点-COM-COP の順となり、COM が BOS から外れて前方へ移動しようとする位置関係となっていた。これは、バランスを崩す危険なものであることを示している。しかしこの際、1 歩目に接地する足（新たな BOS）が非麻痺側となるため、たとえ Xcom が BOS から出たとしても、新たな BOS によって安定性が保証される。これは健常者の歩き始め

のパターンと類似している。つまり、一時的に Xcom は BOS の限界点から外れるが、その後すぐに新たに作られた BOS の中に納まる配置になるため、バランスを崩すことなく、動的な安定を保つことが可能である。一方、麻痺側から歩き始めた際には、後行肢（非麻痺側）後方に COM が停滞し、次の BOS となる下肢（麻痺側）への移動が消極的になる結果、後行肢離地点までに時間を要すると考えられた。

以上のことから、非麻痺側から歩き始めた時には前方への不安定性があるため、麻痺側から歩き始めるほうがより安全であると考えられる。しかし、効率性については、非麻痺側から歩き始めた方が COP の後方移動量が COM の前方移動に強く連動しており、無駄な COP の移動が少ないことがわかった。歩行開始では、静止した立位から歩行動作に向けて、積極的に前方へ加速しなくてはならない。そのためには、COP の後方移動によって床反力を前方へ傾け、COM を前方へ加速させる一連の流れが効率的に行われる必要がある。非麻痺側から歩き始める場合、COP は非麻痺側後方へ一旦移動する逆

応答によって初動の力源が生まれることになる。逆応答は、先行肢の下腿三頭筋を一過性に緩ませ、前脛骨筋を働かせるといった制御などによって生じる現象である⁴⁻⁶⁾。

非麻痺側を先行肢とする場合、これら逆応答を特徴付ける初動の筋活動は非麻痺側で行われることとなる。筋活動がより行いやすい非麻痺側でこの初動を制御することが、円滑な逆応答を引き起こし、COPの後方移動がCOMの前方移動と連動する効率的な歩きははじめ動作につながったと考えられる。

最後に、関節モーメントの分析では、運動麻痺を呈した下肢の関節モーメントが小さくなることは当然の結果であり、今回の関節モーメントによる分析からは有意義な結果は得られなかった。

今回、三次元動作解析装置および床反力計を用い、片麻痺患者の歩行開始動作の計測を行った。その結果、前後左右のMosの大きさから総合的に考えると、麻痺側を先行肢とした方が安定性は高いと考えられる。しかし、COP移動量とCOMの移動速度との関係から、非麻痺側を先行肢とした際にはCOPの後方移動量がCOMの前方移動に強く連動しており、効率的な動作となることがわかった。よって、先行肢の選択によって、安定性の質や効率性が異なるといえる。本研究の限界は、安定性についてはXcomによるMosからの分析のみであり、効率性についても、COPの移動量とCOMの移動速度との関係からのみ分析している点である。よって、今回の分析結果だけによって、先行する下肢の選択を判断することはできず、今後はより多くの指標を用い、先行肢の違いが及ぼす効果の違いを検討していく必要がある。

謝辞 本研究の解析方法についてご教示いただいた、国際医療福祉大学大学院の山本澄子教授に深謝の意を表する。

引用文献

- 1) 土屋和雄, 高草木薫, 荻原直道: 移動知第2巻身体適応—歩行運動の神経機構とシステムモデル—, オーム社, 東京, 2010, p44.
- 2) Drew T: Motor cortical activity during voluntary gait modifications in the cat. I. Cells related to the. *J Neurophysiol*, 1993, 70(1): 179-199.
- 3) Carlsöö S: The initiation of walking. *Cells Tissues Organs*, 2008, 65(1): 1-9.
- 4) Mickelborough J, van der Linden ML, Tallis RC, et al.: Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture*, 2004, 19(1): 50-57.
- 5) Crenna P, Frigo C: A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol*, 1991, 437: 635-653.
- 6) Winter D: Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 1995, 3(4): 193-214.
- 7) Polcyn A, Lipsitz L, Kerrigan D, et al.: Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998, 79(12): 1582-1589.
- 8) Hesse S, Reiter F, Jahnke M, et al.: Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Arch. Phys Med Rehabil*, 1997, 78: 719-724.
- 9) PM D: Steps to Follow. 初版. 富田昌夫, editor. Hong Kong Springer-Verlag Hong Kong. シュプリンガー・フェアラーク, 東京, 2001, pp162-188.
- 10) Hof A, Gazendam M, Sinke W: The condition for dynamic stability. *J Biomech*, 2005, 38(1): 1-8.
- 11) Song J, Sigward S, Fisher B, et al.: Altered dynamic postural control during step turning in persons with early-stage Parkinson's disease. *Parkinsons Dis*, 2012, 2012: 1-8.
- 12) Moraes R, Allard F, Patla AE: Validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. *J Neurophysiol*, 2007, 98(4): 1928-1940.
- 13) Hof A, Vermerris S, Gjaltema W: Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *J Exp Biol*, 2010, 213(pt 15): 2655-2664.
- 14) Hof A, Bockel R van, Schoppen T, et al.: Control of lateral balance in walking: experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait Posture*, 2007, 25(2): 250-258.
- 15) Carpenter MG, Adkin AL, Brawley LR, et al.: Postural, physiological and psychological reactions to challenging balance: does age make a difference? *Age Ageing*, 2006, 35(3): 298-303.
- 16) Roerdink M, De Haart M, Daffertshofer A, et al.: Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Exp Brain Res*, 2006, 174(2): 256-269.