

片麻痺患者のリーチ動作における足圧中心の 移動範囲と足圧分布の特性について

Characteristics of Stability Limits and Foot Pressure Distributions during Reaching Movements by Stroke Patients

津田 章代^{1,2)} 望月 智行³⁾ 小西 智也⁴⁾ 泉 達弥⁵⁾
萬井 太規²⁾ 山本 敬三⁶⁾ Shih-fen Hsiao⁷⁾ 浅賀 忠義⁸⁾

AKIYO TSUDA, PT^{1,2)}, TOMOYUKI MOCHIDUKI, PT³⁾, TOMOYA KONISHI, PT⁴⁾, TATSUYA IZUMI, PT⁵⁾,
HIROKI MANI, PT²⁾, KEIZO YAMAMOTO, PhD⁶⁾, SHIH-FEN HSIAO, PT, PhD⁷⁾, TADAYOSHI ASAKA, PT, PhD⁸⁾

¹⁾ College of Hokkaido Rehabilitation: Minami-3, Nishi-1, Chuo-ku, Sapporo-shi, Hokkaido 060-0063, Japan.

TEL+81 11-272-3364 E-mail: a-tsuda@yoshida-g.ac.jp

²⁾ Graduate School of Health Sciences, Hokkaido University

³⁾ Sasson Hospital

⁴⁾ NEC Corporation

⁵⁾ The Hokkaido Bank, Ltd.

⁶⁾ Department of Sport Education, Hokusho University

⁷⁾ Department of Physical Therapy, Kaohsiung Medical University

⁸⁾ Faculty of Health Sciences, Hokkaido University

Rigakuryoho Kagaku 30(4): 635-640, 2015. Submitted Mar. 13, 2015. Accepted Apr. 17, 2015.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to investigate the effects on maximum displacements of center of pressure (COP) and the characteristics of foot pressure distributions induced by external rotations of the affected lower limb during standing and reaching movements performed by patients with stroke. [Subjects] Nine patients and ten age-matched healthy subjects participated in this study. [Methods] The displacements of COP and foot pressure distributions were measured during multi-directional reaching movements with foot rotation. The ranges of foot rotation were set at 10, 30 and 45°. [Results] The range of COP displacements did not increase, even though the base of support was increased by the foot rotation of the stroke patients. In addition, the front foot pressures of the affected lower limb decreased and the heel pressures of the unaffected one were increased in the stroke patients compared to the healthy subjects. [Conclusion] Our conclusion is that external rotations of the affected lower limb did not contribute to postural stability of the stroke patients, because of the decrease in weight shifts onto the front of the foot.

Key words: stroke patients, center of pressure, foot pressure distributions

要旨:〔目的〕片麻痺患者の立位における下肢外旋位が COP 移動範囲に与える影響およびその際の足底部内の部位別圧分布の特性について検討することだった。〔対象〕片麻痺患者 9 名と健常者 10 名を対象とした。〔方法〕被験者は一側下肢を外旋し、4 方向リーチを行った際の COP 座標と足圧分布を計測した。外旋角度は 3 条件(10°, 30°, 45°)とした。〔結果〕下肢を外旋すると BOS は有意に拡大したが、片麻痺患者の COP 移動範囲は拡大しなかった。足圧分布は、健常者と比較して麻痺側では前方で有意に低下し、非麻痺側では踵で有意に増加した。〔結語〕片麻痺患者の麻痺側下肢外旋位は立位安定性には貢献しない。また、両側の前方への荷重性低下が特性として挙げられる。

キーワード: 片麻痺患者, 足圧中心, 足圧分布

¹⁾ 専門学校北海道リハビリテーション大学校:北海道札幌市中央区南3条西1丁目(〒060-0063) TEL 011-272-3364

²⁾ 北海道大学大学院 保健科学院

³⁾ 医療法人ひまわり会 札幌病院

⁴⁾ 日本電気株式会社

⁵⁾ 北海道銀行

⁶⁾ 北翔大学生涯スポーツ学部

⁷⁾ Department of Physical Therapy, Kaohsiung Medical University

⁸⁾ 北海道大学大学院保健科学研究院

I. はじめに

脳卒中後の片麻痺患者は転倒頻度が高く¹⁻³⁾、立位バランス能力との関係が指摘されている⁴⁾。そのため、脳卒中後の理学療法では、立位バランス能力の向上は重要な目標の一つとなっている。片麻痺患者の立位バランスの一般的な特徴として、左右荷重量の非対称性⁴⁻⁶⁾と麻痺側の股関節外旋位といったアライメントの非対称性⁷⁾があげられる。

一方、荷重シフトを伴う立位バランス能力の指標として足圧中心 (center of pressure: COP) の移動範囲が多く調べられてきた⁸⁻¹⁶⁾。Maryら¹⁷⁾は片麻痺患者のCOPの最大移動範囲を健常者と比較し、片麻痺患者のCOP移動範囲の狭小化と非麻痺側への偏倚を定量的に示した。しかし、荷重シフトした際に足底部内の部位別の荷重変化の特性についての詳細は明らかになっていない。一般的に回復期の立位バランスへのアプローチとして、麻痺側への荷重を促す練習の際に、左右非対称な足の位置を対称に矯正する¹⁸⁾。しかしながら、股関節外旋位がCOPの移動範囲にどのような影響を与えるのかについては十分に知られていない。よって、股関節外旋位を考慮した荷重を促すべき足底部位といった荷重練習のための根拠が待たれている。

したがって、本研究の目的は、片麻痺患者と健常者の立位における1) 下肢外旋位がCOPの移動範囲に与える影響、2) その際の足底部内の部位別圧分布の特性について比較検討することとした。荷重シフトを促すために、荒尾ら¹⁹⁾が考案した脳血管障害者に対する多方向リーチテストを参考にした。このテストはCOP移動範囲との高い相関性が示されている。本研究の結果は、臨床で広く用いられている片麻痺患者に対する立位安定性

向上のための荷重練習に対する基礎的知見を提供する。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は、脳卒中による片麻痺患者9名(男性4名, 女性5名, 平均±標準偏差: 63.9 ± 14.6歳)と年齢をマッチングさせた健常者10名(男性3名, 女性7名, 66.3 ± 14.7歳)とした(表1)。片麻痺患者は、初回の脳卒中中であること、10分以上の立位が可能であること、他にバランス能力に支障をきたすような疾患を持たないことを条件とした。健常者の利き手および利き足は、8名が右, 2名が左だった。対象者にはヘルシンキ宣言に則り、研究の趣旨、目的および課題を十分に説明し、文章によって同意を得た。本研究は、A病院倫理委員会の承諾を得た(倫理委員会承認番号0013)。

2. 方法

左右のCOP座標と足圧分布の計測には、インソール型の圧力分布計測システム(pedar-x, Novel社)を使用した。インソールの足長のサイズは0.5cm刻みであり、サンプリング周波数は100Hzとした。左右のCOP座標から両側下肢のCOP座標(net-COP)を算出した(補足参照)。

多方向リーチテストは、非麻痺側上肢で前後左右へリーチ動作を行うものである¹⁹⁾。本研究では片麻痺患者は麻痺側下肢を外旋し、非麻痺側上肢でリーチ動作を行った。片麻痺患者では静止立位において麻痺側下肢への荷重が一般に低下しているため、健常者は静止立位でより荷重量の少ない下肢を外旋することとし、反対側の上肢でリーチ動作を行った。各リーチ方向に対して、一

表1 被験者の特性

		片麻痺患者 (n=9)	健常者 (n=10)
性別 (名)	男	4	3
	女	5	7
年齢 (歳)		63.9 ± 14.6 (42-82)	66.3 ± 14.7 (42-87)
身長 (cm)		156.9 ± 7.5 (145-167)	155.6 ± 7.0 (145-166)
体重 (kg)		52.3 ± 8.5 (40-66)	56.8 ± 7.0 (49-73)
踵 - 踵間距離 (cm)		15.7 ± 5.8 (9.2-28)	11.8 ± 4.4 (5.1-21)
発症からの期間 (日)		104 ± 33.2 (66-163)	—
病型 (名)	脳梗塞	6	—
	脳出血	3	—
麻痺側 (名)	右側	3	—
	左側	6	—
Br-stage (名)		IV 6, V 3	—
Fugl-Mayer Assessment	感覚 (0-24)	14.7 ± 7.8 (4-24)	—
Berg balance scale	(0-56)	40.3 ± 6.2 (31-51)	—

平均値 ± 標準偏差 (最小値 - 最大値)。

側下肢（片麻痺患者：麻痺側，健常者：外旋足）の足部外旋角度は3条件（10°，30°，45°）とした。反対側下肢の外旋角度は常に10°とした。下肢の外旋角度は，両踵を結んだ線の垂線を基本軸とし，踵から母趾と示趾の間を結んだ線を移動軸として定義した。各被験者は，12試行（4方向×3条件）を行った。

被験者は，裸足で床面に置いた方眼紙上に安静立位となった。股関節外旋角度3条件における両側の踵部の最後端，母趾の先端，小趾の先端，および外果下の位置をプロットし，それら8点を結んだ面を支持基底面（base of support: BOS）とした。次に，プロットした点に合わせて方眼紙上に被験者の足長に適したインソールを置き，被験者はその上で立位をとった。リーチ動作には，ホワイトボードを利用した。開始肢位は，片麻痺患者は非麻痺側，健常者は外旋足と反対側の上肢の肩関節90°屈曲，肘関節伸展位，および前腕中間位とした。前方および後方へのリーチではホワイトボードを側面に設置し，ホワイトボード上に被験者の肩の高さで床面に平行にテープを貼り，前方リーチではそのテープに沿って前方にできるだけリーチし，後方リーチでは同様の肢位で後方にリーチした。側方へのリーチではホワイトボードを前面に設置し，非麻痺側（挙上側）または麻痺側（非挙上側）方向にそれぞれ前述したテープに沿ってできるだけ遠くにリーチするように指示した。被験者にはリーチ時に踵や足趾を浮かさないように指示した。被験者は4方向の最大到達位置で3秒間静止し，その間のCOP位置と足圧を計測した。各方向別に3条件（股関節外旋角度）を連続で実施し，4方向および3条件はランダムとした。計測前に，被験者は各方向のリーチ動作を3回ずつ練習した。疲労の影響を除くために，リーチ動作間は座位にて休息した。

COP移動範囲は，4方向におけるCOP最大偏倚を結んだ面とした。次に，BOSに対する比率（COP移動範囲比）を算出した^{20,21)}。足圧分布はMatthewら²²⁾の方法に従って，両側の母趾，足趾，前足部（母趾），前足部（足趾），中足部，および踵に6分割し，COP最大到達時の圧力とを全体の足圧で標準化した（図1）。

統計解析は，年齢，身長，体重，および両踵間距離の群間比較にはt検定を用いた。COP最大移動範囲および足圧分布については，群内は繰り返しのある，群間は

繰り返しのない二元配置分散分析（2群×3外旋角度）を用いた。主効果が認められた場合には多重比較（Bonferroni）を行った。有意水準は5%とした。

III. 結果

健常者と片麻痺患者両群間で，年齢，身長，体重，および両踵間距離に有意差は認められなかった（表1）。

麻痺側（外旋足）の外旋角度間において，BOS，COP移動範囲，およびCOP移動範囲比に主効果が認められ，さらに，交互作用が認められた（表2）。健常者は，下肢の外旋に従ってBOS，COP移動範囲，およびCOP移動範囲比の有意な拡大が認められた。しかしながら片麻痺患者は，麻痺側の外旋に従ってBOSは有意に拡大するが，COP移動範囲およびCOP移動範囲比には有意差が認められなかった。一方，両群間で主効果が認められ，いずれのパラメーターにおいても片麻痺患者は健常者よりも有意に狭かった。

表3に，麻痺側における足圧分布の結果を示す。4方

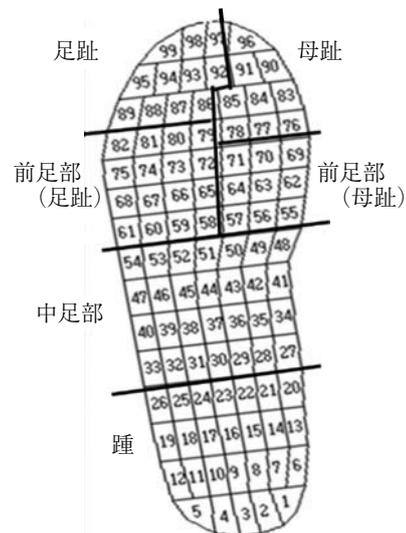


図1 足圧分布の分割

pedar-xのインソールは足底を100セルに分割しそれぞれに圧が表示される。セル番号は示される圧の位置を示している。今回はMatthew²²⁾らの方法を用いてインソールセルを6分割した（母趾，前足部（母趾），足趾，前足部（足趾），中足部，踵）。

表2 BOSとCOP移動範囲およびCOP移動範囲比

	健常者			片麻痺患者		
	10°外旋位	30°外旋位	45°外旋位	10°外旋位	30°外旋位	45°外旋位
BOS (cm ²)	520.2 ± 132.4	590.3 ± 131.0 [†]	616.3 ± 124.7 [†]	571.5 ± 224.2	644.4 ± 241.5 [†]	677.9 ± 247.1 [†]
COP移動範囲 (cm ²)	95.1 ± 36.5	125.7 ± 43.9 [†]	143.5 ± 47.2 [†]	62.6 ± 43.8	67.8 ± 51.3	69.4 ± 46.8 *
COP移動範囲比 (%)	18.8 ± 7.0	21.5 ± 6.9	23.3 ± 7.5 [†]	10.2 ± 7.5	10.1 ± 8.6	10.1 ± 9.4 *

平均値 ± 標準偏差，*：両群間で有意差あり（p<0.05），†：10°外旋位と有意差あり（p<0.05）。

表3 麻痺側（外旋足）における足圧分布（%）

		健常者			片麻痺患者			
		10° 外旋位	30° 外旋位	45° 外旋位	10° 外旋位	30° 外旋位	45° 外旋位	
前方リーチ	母趾	11.0 ± 8.3	12.0 ± 8.3	8.2 ± 7.2	4.5 ± 6.3	3.5 ± 3.8	1.0 ± 1.4	*
	前足部（母趾）	2.4 ± 2.5	3.4 ± 5.4	4.5 ± 5.6	2.5 ± 2.6	2.1 ± 3.0	2.0 ± 3.0	
	足趾	5.8 ± 4.1	3.9 ± 3.6	2.2 ± 4.0	1.2 ± 2.1	1.0 ± 1.2	0.2 ± 0.5	*
	前足部（足趾）	4.3 ± 4.8	4.6 ± 8.0	3.1 ± 7.7	6.7 ± 4.9	5.6 ± 4.5	3.3 ± 3.3 [†]	
	中足部	0.7 ± 1.7	0.5 ± 1.3	0.2 ± 1.2	2.8 ± 2.6	1.1 ± 2.0	0.3 ± 0.9 [†]	
	踵	1.1 ± 2.7	1.6 ± 2.0	2.8 ± 3.5	6.0 ± 7.6	6.1 ± 9.8	6.8 ± 8.6	
後方リーチ	母趾	0.1 ± 0.2	0.1 ± 0.2	0.1 ± 0.2	0.7 ± 0.8	1.2 ± 1.5	0.7 ± 1.0	*
	前足部（母趾）	0.2 ± 0.6	0.7 ± 1.2	1.4 ± 3.0	1.5 ± 2.4	4.1 ± 3.4	3.9 ± 3.8	*
	足趾	0.1 ± 0.2	0.1 ± 0.4	0.1 ± 0.2	0.2 ± 0.4	0.3 ± 0.6	0.4 ± 0.8	
	前足部（足趾）	1.4 ± 2.3	1.1 ± 2.0	0.7 ± 1.4	4.5 ± 3.2	5.3 ± 4.4	3.4 ± 3.7	*
	中足部	1.0 ± 1.6	0.9 ± 1.5	1.1 ± 2.8	4.0 ± 4.1	5.0 ± 5.3	3.6 ± 4.3	*
	踵	37.3 ± 23.3	37.3 ± 20.4	43.3 ± 13.0	18.2 ± 13.5	26.3 ± 7.7	21.5 ± 12.9	*
麻痺側（外旋足）リーチ	母趾	10.9 ± 5.1	23.7 ± 10.3 [†]	23.2 ± 10.7	7.8 ± 8.2	6.2 ± 6.0	6.7 ± 7.7	*
	前足部（母趾）	7.4 ± 5.8	11.1 ± 6.9	14.5 ± 9.7 [†]	5.2 ± 4.9	7.9 ± 6.2	8.0 ± 6.0	
	足趾	12.2 ± 6.0	13.9 ± 6.0	16.4 ± 8.3	3.8 ± 3.2	3.5 ± 3.0	3.8 ± 4.0	*
	前足部（足趾）	29.2 ± 7.8	24.3 ± 9.2	20.2 ± 8.2 [†]	18.7 ± 10.3	18.1 ± 9.8	14.0 ± 9.2	*
	中足部	16.9 ± 9.0	11.1 ± 7.4 [†]	7.8 ± 6.6 [†]	13.5 ± 5.8	13.1 ± 5.8	8.8 ± 6.9	
	踵	7.3 ± 9.1	5.1 ± 6.7	4.8 ± 6.9	21.1 ± 11.9	24.3 ± 7.7	19.2 ± 15.3	*
非麻痺側リーチ	母趾	1.8 ± 3.6	1.7 ± 3.3	1.7 ± 5.2	0.3 ± 0.5	0.5 ± 0.6	0.8 ± 1.7	
	前足部（母趾）	0.9 ± 2.7	1.6 ± 4.2	1.7 ± 4.5	0.3 ± 1.0	1.3 ± 2.1	1.4 ± 2.7	
	足趾	0.9 ± 2.2	0.6 ± 1.6	0.8 ± 2.6	0.2 ± 0.5	0.1 ± 0.2	0.5 ± 1.4	*
	前足部（足趾）	4.9 ± 12.2	3.1 ± 8.9	3.3 ± 9.7	4.1 ± 4.0	3.3 ± 3.1	3.8 ± 5.2	
	中足部	0.1 ± 0.4	0.1 ± 0.3	0.2 ± 0.6	0.5 ± 1.3	0.2 ± 0.5	1.9 ± 5.6	
	踵	0.3 ± 0.6	1.7 ± 1.5 [†]	2.5 ± 2.5	3.0 ± 8.3	5.4 ± 8.2	7.3 ± 11.8	

平均値 ± 標準偏差, *: 両群間で有意差あり (p<0.05), †: 10° 外旋位と有意差あり (p<0.05).

向ともに母趾または足趾において両群間で主効果が認められた。片麻痺患者は健常者と比較して、前方リーチおよび麻痺側・非麻痺側リーチにおいて、母趾または足趾で有意な低下が認められた。逆に、後方リーチでは、母趾・前足部（母趾）の有意な増加および中足部・踵の有意な低下がみられた。一方、健常者は外旋足側へのリーチにおいて4部位に外旋足の外旋角度間で有意差が認められたが、片麻痺患者では麻痺側の外旋角度間ではどの部位にも有意差が認められなかった。

表4に、非麻痺側における足圧分布の結果を示す。非麻痺側においても後方以外の3方向において両群間で主効果が認められた。片麻痺患者は健常者と比較して、前方リーチおよび非麻痺側リーチにおいて、踵に有意な増加が認められた。逆に、非麻痺側リーチでは、前足部（足趾）の有意な低下が、また、麻痺側リーチでは母趾・前足部（母趾）の有意な増加が認められた。

IV. 考 察

本研究の結果、健常者は股関節外旋に伴って、COP移動範囲およびBOSに対するCOP移動範囲比とともに

拡大した。一方、片麻痺患者はCOP移動範囲およびCOP移動範囲比に差がみられなかった。よって、片麻痺患者の麻痺側下肢外旋位はCOP移動範囲に影響しないことが示唆された。つまり、麻痺側の外旋によってCOP移動が最も影響されるのは、同側の麻痺側リーチといえる。また、健常者では外旋に伴い母趾および前足部（母趾）における足圧分布が有意に増加したのに対して、片麻痺患者では変化がみられなかった（表3）。Chouら²³⁾は、立位バランスにおける母趾の役割について健常者を対象に調べ、母趾を制約した条件では前後方向への荷重制御が低下することを報告した。したがって、片麻痺患者は外旋位にしても母趾および前足部（母趾）の荷重が増加しないためにCOP移動範囲が変化しなかったと考えられる。また、単純に他動的なアライメントの変化が荷重量の変化にはならず、足底からの知覚情報や筋緊張の調整により荷重量が変化することを臨床場面では経験する。一方、COPの移動は足底全体の荷重量が変化しなかったとしても圧分布の相対的な変化によって生じる。したがって、麻痺側への荷重を促す練習のみならず、足底内の圧変化を意図したアプローチも必要となるであろう。

表4 非麻痺側における足圧分布 (%)

		健常者			片麻痺患者		
		10° 外旋位	30° 外旋位	45° 外旋位	10° 外旋位	30° 外旋位	45° 外旋位
前方リーチ	母趾	20.5 ± 10.8	22.3 ± 7.5	24.4 ± 8.4	19.6 ± 9.8	22.6 ± 6.9	19.9 ± 7.2
	前足部 (母趾)	12.2 ± 8.7	15.7 ± 8.7	17.9 ± 5.8 [†]	10.7 ± 5.1	12.3 ± 5.0	13.0 ± 5.1
	足趾	13.8 ± 9.2	13.7 ± 8.3	14.0 ± 7.0	8.2 ± 3.7	10.3 ± 4.2	8.4 ± 3.7
	前足部 (足趾)	18.3 ± 8.9	19.6 ± 6.9	21.8 ± 5.4	17.6 ± 5.6	17.2 ± 4.1	17.6 ± 5.4
	中足部	5.7 ± 5.7	5.4 ± 5.3	4.8 ± 3.6	10.5 ± 7.5	10.4 ± 6.6	12.6 ± 6.5 *
	踵	4.0 ± 5.3	2.4 ± 3.1	3.2 ± 4.4	9.6 ± 8.1	7.8 ± 5.9	14.9 ± 10.8 *
後方リーチ	母趾	0.1 ± 0.2	0.2 ± 0.4	0.1 ± 0.2	1.1 ± 2.2	1.7 ± 3.0	1.2 ± 2.3
	前足部 (母趾)	1.0 ± 3.1	1.7 ± 3.0	1.2 ± 2.8	2.4 ± 3.0	2.0 ± 3.9	2.9 ± 5.9
	足趾	0.1 ± 0.4	0.1 ± 0.4	0.1 ± 0.4	0.8 ± 1.1	0.8 ± 1.5	0.6 ± 1.2
	前足部 (足趾)	3.4 ± 4.4	4.1 ± 5.0	1.5 ± 2.7	5.0 ± 4.6	2.9 ± 2.8	3.6 ± 3.7
	中足部	3.3 ± 5.1	3.7 ± 5.6	0.9 ± 1.5	6.0 ± 8.1	4.0 ± 3.0	5.0 ± 4.7
	踵	52.3 ± 17.5	50.5 ± 14.7	49.9 ± 14.4	55.6 ± 17.1	46.5 ± 16.9	53.1 ± 13.4
麻痺側 (外旋足) リーチ	母趾	0.6 ± 0.7	0.8 ± 1.4	1.6 ± 3.1	8.1 ± 5.9	4.8 ± 3.7	10.3 ± 7.7 *
	前足部 (母趾)	2.2 ± 2.8	1.5 ± 2.4	2.8 ± 4.1	4.4 ± 3.6	4.9 ± 3.7	6.4 ± 4.4 *
	足趾	0.7 ± 1.3	0.8 ± 1.6	0.9 ± 2.2	1.7 ± 2.3	1.1 ± 1.5	3.4 ± 3.8
	前足部 (足趾)	2.7 ± 3.1	1.6 ± 2.4	1.4 ± 2.3	3.7 ± 3.1	2.6 ± 2.6	5.6 ± 6.8
	中足部	0.9 ± 1.7	0.6 ± 1.1	0.6 ± 1.7	1.3 ± 2.2	0.7 ± 1.3	3.1 ± 5.9
	踵	9.1 ± 6.9	5.9 ± 5.3	6.6 ± 5.7	10.9 ± 8.6	12.9 ± 11.9	11.0 ± 10.0
非麻痺側リーチ	母趾	15.5 ± 9.1	14.4 ± 7.7	16.0 ± 6.8	17.3 ± 8.9	15.5 ± 8.1	13.0 ± 5.3
	前足部 (母趾)	9.0 ± 5.3	11.7 ± 6.4	12.3 ± 5.7 [†]	11.1 ± 5.4	11.2 ± 6.0	11.3 ± 6.4
	足趾	15.3 ± 7.9	12.2 ± 4.8	12.2 ± 6.0	8.8 ± 3.1	6.6 ± 4.2	7.2 ± 4.8
	前足部 (足趾)	31.8 ± 8.8	31.7 ± 8.4	30.1 ± 8.1	21.9 ± 5.5	17.8 ± 6.2	17.8 ± 9.4 *
	中足部	17.5 ± 6.6	17.5 ± 9.1	15.8 ± 9.1	17.9 ± 8.6	16.3 ± 7.8	15.4 ± 8.2
	踵	8.5 ± 4.6	9.3 ± 4.7	10.5 ± 8.0	14.7 ± 6.7	21.8 ± 14.0	19.6 ± 9.1 *

平均値 ± 標準偏差, *: 両群間で有意差あり (p<0.05), †: 10° 外旋位と有意差あり (p<0.05).

興味深いことに、非麻痺側の足圧分布においても両群で差がみられた (表4)。とくに、前方リーチにおいて片麻痺患者は中足部および踵の分布圧が強く、なおかつ、趾への圧に差がないことから、COP 前方移動の低下が考えられる。また非麻痺側リーチにおいても、片麻痺患者は踵の分布圧が高く、なおかつ、前足部 (足趾) の圧が低下していることから、COP 前側方移動の低下が考えられる。リーチ動作に伴う体重心の移動開始と停止においては、フィードフォワード制御の姿勢調節 (予測的姿勢調節) が要求される²⁴⁾。Chang らは²⁵⁾、運動前野の損傷による片麻痺患者を対象に歩行開始時の下肢筋活動から、両側の予測的姿勢調節に障害が出現することを報告している。また、麻痺側リーチにおける非麻痺側下肢の母趾、および前足部 (母趾) の圧が強くなっているのは、代償的活動によるものと考えられる⁴⁾。

結論としては、片麻痺患者の立位における COP 移動範囲の特性として、健常者と比較して狭く、麻痺側下肢の外旋位は立位安定性には貢献しないと考えられる。また、麻痺側のみならず非麻痺側における前方への荷重性低下も挙げられる。これらの知見は、臨床において片麻痺患者の立位安定性を向上するための理学療法における基礎的根拠となり得る。立位バランスにおけるアプロー

チとして荷重練習が一般的に挙げられるが^{18,26)}、麻痺側に関しては荷重量の増加のみならず、前後方向への荷重シフトを意図したアプローチが必要であるといえよう。さらに、麻痺側への荷重のみならず非麻痺側に関しても、とくに前方への荷重シフトを意図するアプローチが必要であると考えられる。外旋位を矯正して荷重練習をすることに関しては、立位時に麻痺側下肢を外旋位にしても COP 移動範囲は拡大しないことを念頭におき、下肢の荷重部位の目的を明らかにして行う必要がある。

補遺

net-COP の算出には MATLAB を使用した。pedar-x のインソールは踵先端からの垂線を x 軸、内側縁からの垂線を y 軸、両軸の交点を原点として COP 座標が表示される。下肢の外旋角度を θ° 、両踵間の距離を l、減点と踵の距離を a とする。計測値を (x, y)、両踵間を原点とした位置を (X, Y) とすると、

$$X = \frac{l}{2} - a \cos \theta + y \cos \theta + x \cos \theta$$

$$Y = a \sin \theta + y \cos \theta - x \sin \theta$$

で表される。左右の座標、反力をそれぞれ (LtX, LtY), (RtX, RtY), FLt, FRt とすると, net-COP の位置 (XCOP, YCOP) は以下に算出される。

$$XCOP = \frac{FLt \times LtX + FRt \times RtX}{FLt + FRt}$$

$$YCOP = \frac{FLt \times LtY + FRt \times RtY}{FLt + FRt}$$

引用文献

- 1) Foster A, Young J: Incidence and consequences of falls due to stroke—a systematic inquiry. *Br Med J*, 1995, 311(6997): 83–86.
- 2) Davenport RJ, Dennis MS, Wellwood I, et al.: Complications after acute stroke. *Stroke*, 1996, 27(3): 415–420.
- 3) Czwmuszenko A, Czlonkowska A: Risk factors for falls in stroke patients during inpatient rehabilitation. *Clin Rehabil*, 2009, 23(2): 176–188.
- 4) Geurts ACH, de Haart M, van Nes IJW, et al.: A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture*, 2005, 22(3): 267–281.
- 5) de Haart M, Geurts AC, Muidekoper SC, et al.: Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med*, 2004, 85(6): 889–895.
- 6) Kiyota Y, Hase K, Nagashima H, et al.: Adaptation process for standing postural control in individuals with hemiparesis. *Disabil Rehabil*, 2011, 33(25–26): 2567–2573.
- 7) Carmo AA, Kleiner AFR, Lobo da Costa PH, et al.: Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients. *Braz J Med Biol Res*, 2012, 45(6): 537–545.
- 8) Shamway-Cook A, Woollacott M: *Motor Control* Third Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2007, pp158–161.
- 9) Mary AHJ, Kyle M, Cory S, et al.: Validity of functional stability limits as a measure of balance in adults aged 23–73 years. *Ergonomics*, 2007, 50(5): 631–646.
- 10) Maki BE, McIlroy WE: The role of limb movements in maintaining upright stance: The “change-in-support” strategy. *Phys Ther*, 1997, 77(5): 488–507.
- 11) 望月 久: バランス障害の評価. *理学療法*, 2012, 29(4): 378–388.
- 12) 望月 久: 重心動揺計を用いた姿勢安定度評価指標の信頼性, 妥当性. *理学療法科学*, 2000, 27(6): 199–203.
- 13) King MB, Judge JO, Wolfson L: Functional base of support decreases with age. *J Gerontol*, 1994, 49(6): 258–263.
- 14) Patton JL, Pai YC, Lee WA: Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. *Gait Posture*, 1999, 9: 38–49.
- 15) 終 幸伸: 支持基底面積と重心移動域の実測とその比較. *理学療法科学*, 2008, 23(2): 229–234.
- 16) Riach CL, Starkes JL: Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait Posture*, 1993, 1: 105–111.
- 17) Mary AD, Marcia TL, Susan BS: Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med*, 1987, 66(2): 77–90.
- 18) Chang PT, Wu SH, Liaw MY, et al.: Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Arch Phys Med*, 2001, 82(12): 1650–1654.
- 19) 荒尾雅文, 木野田典法, 潮見泰藏: 脳血管障害者に対する多方向リーチテストの信頼性と妥当性に関する検討. *理学療法科学*, 2007, 34: 279–285.
- 20) Benvenuti F: Physiology of human balance. *Gait Disorders*, 2001, 87: 41–51.
- 21) 長谷公隆: 立位姿勢の制御. *リハビリテーション医学*, 2006, 43(8): 542–553.
- 22) Matthew AN, Benno MN: The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech*, 2001, 16(9): 719–727.
- 23) Chou SW, Cheng HY, Chen JH, et al.: The role of the great toe in balance performance. *J Orthop Res*, 2009, 27(4): 549–554.
- 24) Crenna P: A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol London*, 1991, 437: 635–653.
- 25) Chang WH, Tang PF, Wang YH, et al.: Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait Posture*, 2010, 32(4): 487–493.
- 26) Nichols DS: Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Phys Ther*, 1997, 77(5): 553–558.