

## Original Article

## 脳卒中片麻痺者における Toe clearance 獲得戦略の分析

松田文浩,<sup>1</sup> 向野雅彦,<sup>2</sup> 大塚 圭,<sup>1</sup> 谷川広樹,<sup>1</sup> 土山和大,<sup>1</sup>  
寺西利生,<sup>1</sup> 金田嘉清,<sup>1</sup> 加賀谷齊,<sup>2</sup> 才藤栄一<sup>2</sup>

<sup>1</sup>藤田保健衛生大学医療科学部リハビリテーション学科

<sup>2</sup>藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学I講座

## 要旨

Matsuda F, Mukaino M, Ohtsuka K, Tanikawa H, Tsuchiyama K, Teranishi T, Kanada Y, Kagaya H, Saitoh E. Analysis of strategies used by hemiplegic stroke patients to achieve toe clearance. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2016; 7: 111-118.

【目的】本研究の目的は、遊脚時の Toe clearance を構成する下肢の短縮と代償運動が実質的にどの程度 Toe clearance に貢献しているかを分析し、健常者と脳卒中片麻痺者における戦略の違いを明らかにすることである。

【方法】脳卒中片麻痺者と、年齢・性別・歩行速度をマッチさせた健常者各 18 名を対象とした。Toe clearance およびその構成要素を算出し、2 群間で比較した。また、構成要素間の相関を検討した。

【結果】片麻痺者の足部-床面距離は、健常者と比べ低い値を示した。構成要素として、Shortening of hip-toe length (SHTL) は健常者より小さく、骨盤傾斜による股関節上方移動距離、外転による足部上方移動距離、対側股関節上方移動距離は大きい値を示した。片麻痺者において、SHTL とその他の構成要素に有意な負の相関を認めた。

【結論】片麻痺者では、健常者に比べ下肢短縮によって得られる足部の上方移動は小さく、骨盤挙上をはじめとした代償運動の Toe clearance への関与が大きいことが示された。

**キーワード:** 片麻痺, 遊脚, Toe clearance, 代償運動, 歩行分析

## はじめに

遊脚における Toe clearance は、転倒の主な原因であるつまずきに影響するとされている [1]。健常者では、Toe clearance は股関節・膝関節の屈曲と足関節の背屈によって規定される [2]。一方、脳卒中等に伴う片麻

痺を呈した患者では、“Stiff-knee gait (SKG)” [3-6] や下垂足 [7-9] といった言葉で表されるように、遊脚時の下肢の屈曲運動が障害される一方、骨盤挙上 [10-13] や分回し [11, 14] と言われる特徴的な運動を呈することが報告されている。これらの運動は、下肢の屈曲運動の減少を補って Toe clearance を確保するための代償運動と解釈されている [10-14]。これらの動きを分析する場合、下肢の屈曲運動は各関節の関節角度で表現され、代償としての骨盤挙上は遊脚時の骨盤の傾き [4, 10-13]、分回しは大腿部の角度や足の外側移動距離として算出されることが多い [4, 10, 11, 13-15]。しかし、Toe clearance の分析のみを考えた場合には、それぞれの動きがどの程度 Toe clearance に影響しているかが重要であるため、それぞれの動きが Toe clearance に与える影響そのものを数値化することが可能であれば、リハビリテーションにおける評価・介入において、より有用な所見が得られる可能性がある。

そこで本研究では、Toe clearance を、股関節と膝関節の屈曲等による遊脚期の下肢の短縮とさまざまな代償運動の総和として捉え、それぞれの動きによって得られる鉛直方向の挙上量を分析することによって、それぞれが実質的にどの程度 Toe clearance に貢献しているのか、内訳の検討から片麻痺者と年齢、性別、歩行速度をマッチさせた健常者の戦略の違いを明らかにすることを試みた。関節運動による下肢の短縮効果の代表値としては遊脚側下肢の股関節とつま先の距離の短縮量 (Shortening of hip-toe length; SHTL) [16] を用い、骨盤挙上や分回しもそれによる実質的な垂直方向の挙上距離を算出し、Toe clearance を獲得するパターンの違いを検討した。

## 対象と方法

## 1. 対象

トレッドミル上を手すりなし、装具なしで歩行可能な維持期の脳卒中片麻痺者 18 名と、年齢、性別、歩行速度 ( $\pm 0.5$  km/h 以内) を合わせた健常者 18 名のデータを藤田保健衛生大学リハビリテーション部門の歩行分析データベースより抽出し、分析に用いた。片麻痺者は、男性 15 名、女性 3 名、右麻痺 10 名、左麻痺 8 名、年齢  $51 \pm 13$  歳、身長  $166.9 \pm 8.5$  cm、体重  $66.9 \pm 13.7$  kg、トレッドミル歩行速度  $2.3 \pm 0.7$  km/h、

著者連絡先：向野雅彦  
藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学 I 講座  
〒470-1192 愛知県豊明市杣掛町田楽ヶ窪 1-98  
E-mail: mmukaino@fujita-hu.ac.jp  
2016 年 11 月 4 日受理

この論文について利益相反や研究資金の提供はありません。

Stroke Impairment Assessment Set (SIAS) 下肢運動項目合計  $9.2 \pm 2.0$  (平均値  $\pm$  標準偏差) であった。発症後平均日数 (最小～最大) は  $1,464 \pm 1,217$  日 (200～5,453 日) であった。健常者は、年齢  $51 \pm 13$  歳、身長  $164.4 \pm 6.4$  cm、トレッドミル歩行速度  $2.3 \pm 0.7$  km/h であった。本研究は倫理委員会の承認を受け実施した。

## 2. 方法

### 2.1 機器および実験手順

歩行の計測には、三次元動作分析装置 KinemaTracer<sup>®</sup> (キッセイコムテック社, 松本, 日本) を使用した。KinemaTracer<sup>®</sup> は、1 台の収録・解析用 PC とトレッドミル周囲に配置する 4 台の CCD カメラで構成されている。対象者をトレッドミル上で手すりなし、装具なしの条件で歩行させ、人体マーカの三次元座標 (X: 左右, Y: 前後, Z: 上下) を計測した。マーカ (直径 30 mm) の貼着部位は、被験者の両側の肩峰、股関節 (上前腸骨棘と大転子を結んだ線上で大転子から 1/3 の位置)、膝関節 (大腿骨外側上顆の前後径中点)、足関節 (外果)、つま先 (第 5 中足骨頭)、腸骨稜 (股関節を通る鉛直線上で腸骨稜の位置) の計 12 個とした。片麻痺者のトレッドミル速度は、補装具なしでの主観的快適平地歩行速度とした。主観的快適平地歩行速度は 10 m を 2 回計測した際の平均値とした。計測は、サンプリング周波数 60 Hz にて 20 秒間とした。

### 2.2 データ分析

麻痺側遊脚の指標値として、(1) 足部-床面距離、(2) SHTL、(3) 骨盤傾斜による股関節上方移動距離、(4) 外転による足部上方移動距離、(5) 対側股関節上方移動距離、および (3) (4) (5) の合計値を算出した (図 1)。(1) 足部-床面距離は、Toe clearance を表す指標値として、第 5 中足骨頭の Z 座標から算出された (図 1a)。(2) SHTL は、遊脚側の股関節・膝関節の屈曲および足関節背屈運動の総和を表す指標値として、前額面上に投影した股関節と第 5 中足骨頭の距離を用いて算出された (図 1b)。(3) 骨盤傾斜による股関節上方移動距離は、骨盤傾斜による遊脚側の股関節上方移動を表す指標値として、両側股関節の Z 座標から算出された (図 1c)。(4) 外転による足部上方移動距離は、下肢長が変化しないと仮定した場合の股関節外転による足部の上方移動距離として、股関節と第 5 中足骨頭の Z 座標および X 座標から算出された (図

1d)。 (5) 対側股関節上方移動距離は、対側下肢の伸展による骨盤の上方移動を表す指標値として、対側股関節の Z 座標から算出された (図 1e)。算出方法の詳細を表 1 に示す。また、遊脚側の下肢屈曲以外の運動によって得られる足部の上方移動距離を表す値として、(3) (4) (5) の合計値を求めた。本研究では、歩行中に Toe clearance を得るために生じる運動を分析するため、すべての指標値を麻痺側立脚中期と麻痺側遊脚中期の各値の差分として算出した。麻痺側立脚中期の代表値は、対側の第 5 中足骨頭が股関節の真下を通過した時点の値とし、麻痺側遊脚中期の代表値は、麻痺側の第 5 中足骨頭が股関節の真下を通過した時点の値とした。以上により指標値はすべて鉛直方向の変位の値として算出された。健常者においては、左を麻痺側と仮定し、同様の指標値を算出した。また、麻痺側立脚中期における骨盤傾斜 (両側股関節 Z 座標の差) と股・膝関節屈曲角度、足関節背屈角度を算出した。

脳卒中片麻痺者が Toe clearance を確保するために用いる運動の特徴を明らかにするため、各指標値について、Student *t* 検定を用いて脳卒中片麻痺者と健常者を比較した。また、Toe clearance を構成する要素間の関

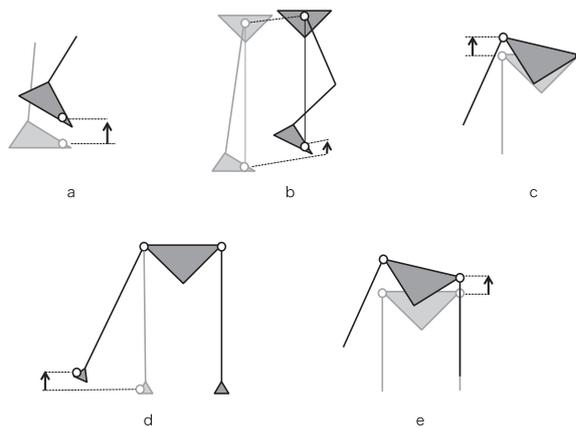


図 1. Toe clearance および構成要素

各指標値を図示する。各図の灰色は立脚中期、黒は遊脚中期の肢位を示す。円はマーカを表す。a: 足部-床面距離, b: SHTL, c: 骨盤傾斜による股関節上方移動距離, d: 外転による足部上方移動距離, e: 対側股関節上方移動距離。指標値間には、 $a = b + c + d + e$  の関係が成立する。

表 1. 指標値の算出方法

指標値	使用マーカ	算出方法 (それぞれ立脚中期と遊脚中期の差分)
足部-床面距離	第 5 中足骨頭	第 5 中足骨頭の Z 座標値
SHTL	股関節 第 5 中足骨頭	前額面上に投影した股関節と第 5 中足骨頭の直線距離
骨盤傾斜による股関節上方移動距離	股関節 対側股関節	両側股関節の Z 座標差
外転による足部上方移動距離	股関節 第 5 中足骨頭	前額面上に投影した麻痺側股関節と麻痺側第 5 中足骨頭の直線距離から両者の Z 座標の差 (股関節 - 第 5 中足骨頭) を引いた値
対側股関節上方移動距離	対側股関節	対側股関節の Z 座標値

係を検討するため、片麻痺者と健常者でそれぞれ (2) と (3) (4) (5) および合計値の間で pearson の相関係数を算出した。麻痺側立脚中期の骨盤傾斜と下股関節角度について、Student *t* 検定を用いて片麻痺者と健常者を比較した。統計処理には、JMP11 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) を使用し、有意水準は 5% とした。

### 結果

Toe clearance の構成要素の比較では、足部-床面距離 (cm) は片麻痺者  $3.4 \pm 1.4$  (平均値  $\pm$  標準偏差)、健常者  $7.9 \pm 3.2$ , SHTL (cm) は片麻痺者  $-0.4 \pm 2.4$ , 健常者  $7.5 \pm 3.0$ , 骨盤傾斜による股関節上方移動距離 (cm) は片麻痺者  $2.7 \pm 1.8$ , 健常者  $1.3 \pm 1.2$ , 外転による足部上方移動距離は片麻痺者  $0.3 \pm 0.3$ , 健常者  $-0.3 \pm 0.2$ , 対側股関節上方移動距離は片麻痺者  $1.0 \pm 1.9$ , 健常者  $-0.7 \pm 0.6$  であり、すべての指標値で有意差を認めた (図 2)。片麻痺者の足部-床面距離と SHTL は健常者より低い値を示し (いずれも  $p < 0.0001$ ), 骨盤傾斜による股関節上方移動距離, 外転による足部上方移動距離, および対側股関節上方移動距離は健常者より高い値を示した ( $p = 0.0112$ ,  $p < 0.0001$ ,  $p = 0.0013$ )。それぞれの Toe clearance 構成要素の内訳を観察すると、特に麻痺の重い症例で下肢の延長が見られ、代償要素の占める割合が大きい傾向がみられた。また代償の構成要素の割合は症例間で大きくばらついていた (図 3)。また、片麻痺者において、SHTL と、外転による足部上方移動距離 (相関係数  $-0.56$ ,  $p = 0.0164$ ), 対側股関節上方移動距離 (相関係数  $-0.48$ ,  $p = 0.0435$ ), 骨盤傾斜による股関節上方移動距離, 外転による足部上方移動距離, 対側股関節上方移動距離の合計 (相関係数  $-0.81$ ,  $p < 0.0001$ ) に有意な相関を認めた (図 4)。麻痺側立脚

中期の比較では、片麻痺者の骨盤傾斜と股関節屈曲角度に有意差を認めた ( $p = 0.0227$ ,  $p = 0.0103$ )。いずれも片麻痺者が健常者より大きい値を示した (表 2)。

### 考察

脳卒中片麻痺者と健常者を対象として、遊脚時の Toe clearance を構成する各運動を鉛直方向の移動量として定量化し、Toe clearance の内訳を比較した。片麻痺者の麻痺側 Toe clearance は、健常者と比べ低い値を示した。Toe clearance を構成する要素として、SHTL は健常者より小さく、骨盤傾斜による股関節上方移動距離, 外転による足部上方移動距離, 対側股関節上方移動距離は健常者より大きい値を示した。また、片麻痺者において、SHTL とその他の構成要素に有意な負の相関を認めた。

片麻痺者における SHTL は、遊脚側下肢の機能障害を反映し、半数以上が負の値を示した。SHTL の負の値は、遊脚時における下肢の延長を意味しており、対象とした片麻痺者の多くで代償運動が Toe clearance の主要な構成要素となっていた。

一方で、SHTL 以外の要素は、いずれも健常者より大きい値を示しており、下肢の機能障害を補う代償運動の増加を反映したと考えられた。しかし、代償運動と考えられる要素の中でも、その大きさに違いがあり、Toe clearance に与える影響が異なった。片麻痺者では、骨盤傾斜による股関節上方移動距離が最も大きい値を示し、骨盤挙上の代償運動としての重要性 [13] が示唆された。一方、分回しを反映すると思われる外転による足部上方移動距離は、片麻痺者の値は健常者に比べ有意に大きいものの、片麻痺者の平均  $\pm$  標準偏差は  $0.3 \pm 0.3$  cm と Toe clearance への寄与は大きいとは言えなかった。

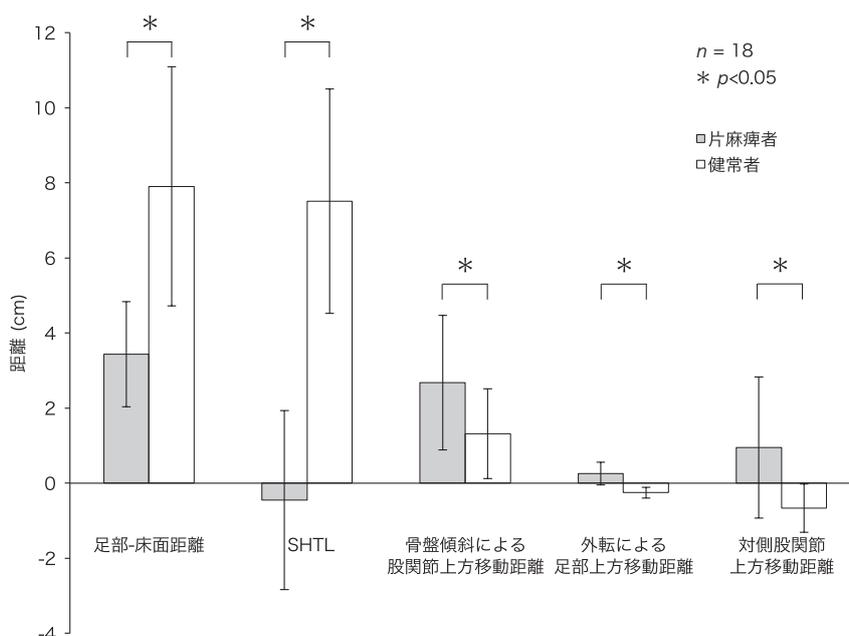


図 2. 片麻痺者と健常者の Toe clearance 構成要素の比較  
片麻痺者および健常人の足部-床面距離およびそれぞれの構成要素の平均値を示す。灰色のグラフは患者、白色のグラフは健常者をそれぞれ示す。\*:  $p < 0.05$ 。

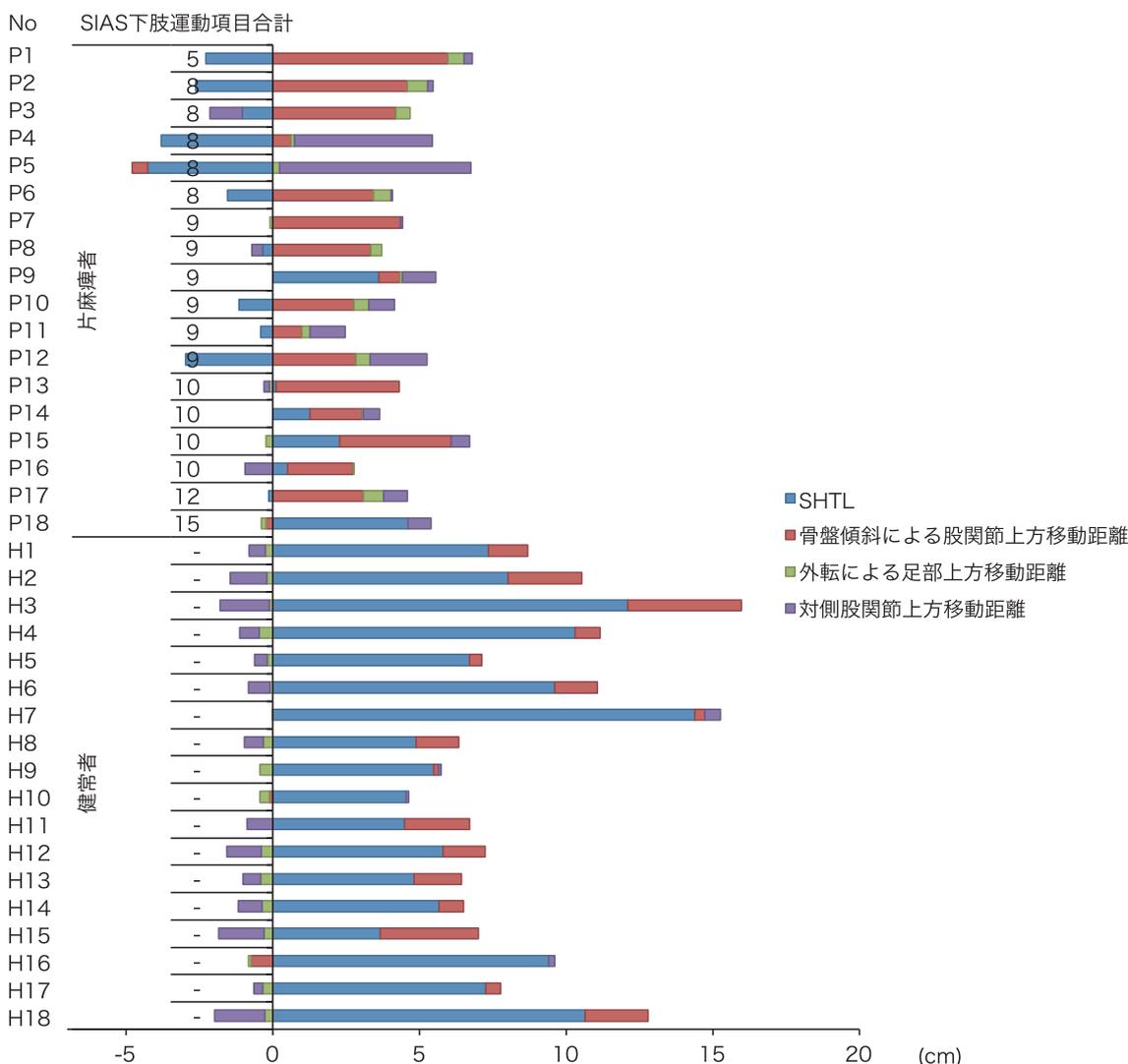


図3. 各症例の Toe clearance 構成要素

片麻痺者および健常者の全例の Toe clearance 構成要素を示す（青：SHTL，赤：骨盤傾斜による股関節上方移動距離，緑：外転による足部上方移動距離，紫：対側股関節上方移動距離）。負の値は，当該要素が Toe clearance を減少させる方向に動いたことを示す（例えば，下肢の延長，骨盤の下制）。

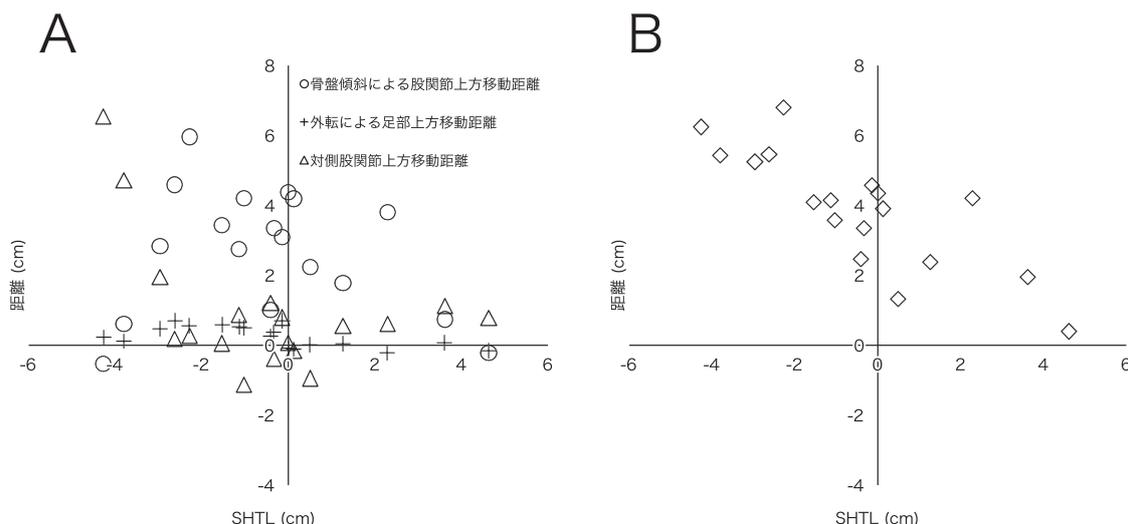
分回しは一般的に遊脚期の代償運動として認知されているにもかかわらず，このような結果となった原因として考えられることの一つとして，評価のタイミングが挙げられる。本研究においては立脚中期と遊脚中期の差分で検討を行ったが，分回しの効果は遊脚中期ではなく離地のタイミングでより発揮される，という可能性もある。

もう一つ考えられることは，分回しはそもそも代償としての効果はなく，異常な筋シナジーによって引き起こされる付随的な現象であるという可能性である。先行研究において，脳卒中患者において離地姿勢における膝屈曲と外転の筋活動のカップリングがみられること [17]，あるいは離地時の膝屈曲のアシストが分回しを増大させることが報告されており [4]，股関節の外転が異常な筋シナジーに伴う現象である可能性も指摘されている。分回しが代償として実際にどのぐらい機能しているかどうかについては，今後さらに検討が必要である。

前述のように，片麻痺者においては，Toe clearance

に対する骨盤傾斜による股関節上方移動距離の影響が大きかった。先行研究においても，骨盤挙上による遊脚の代償に言及する際は，骨盤の傾斜による股関節位置の挙上を意味することが一般的である [10, 12]。しかし，実際には遊脚中に非麻痺側の下肢の屈伸によって骨盤を挙上させる例が少数ながら存在する。本研究ではこれを区別するため，対側股関節の上方移動距離を算出した。片麻痺者において，対側股関節上方移動距離は股関節相対挙上に比べて小さく，一般的には Toe clearance の代償運動としての寄与は大きくないと考えられた。しかし，SHTL が最も小さかった2例（図3における P4 および P5）においては特に大きな値を示しており，下肢機能が低下した片麻痺者の歩行において，骨盤自体を上方に移動させて Toe clearance を確保するパターンが一部存在することが示唆された。

本研究の検討に用いられたこれらの指標値は立脚中期と遊脚中期の差分で算出された。指標値を立脚中期と遊脚中期の差分として計算した理由は，立脚期から遊脚期にかけての変化量を見ることによって，Toe



**図 4.** SHTL と代償要素の相関  
 片麻痺者における SHTL とそれぞれの代償要素、および代償要素の合計の相関関係を示す。A：SHTL と各代償要素との相関（円：骨盤傾斜による股関節上方移動距離，十字：外転による足部上方移動距離，三角：対側股関節上方移動距離），B：SHTL と代償要素の合計の相関。

**表 2.** 麻痺側立脚期の骨盤傾斜および下肢関節角度（健常者との比較）

指標値	片麻痺	健常者	*: $p < 0.05$
骨盤傾斜 (cm)	0.8±2.0	-0.4±0.8	*
股関節屈曲角度(°)	5.5±6.2	1.0±3.4	*
膝関節屈曲角度(°)	5.3±11.4	4.1±4.7	
足関節背屈角度(°)	0.4±8.2	-2.9±3.2	

骨盤傾斜は両側股関節マーカー座標値の差（麻痺側－非麻痺側）、各関節角度は矢状面上に投影した角度を表す。（平均±標準偏差）

clearance を得るためにどのように下肢、骨盤を動かしたかを示すためである。例えば、麻痺側立脚期を膝屈曲位で管理している場合、立脚期の方が膝屈曲によって下肢長は短いことが多く、Toe clearance のために、立脚期から遊脚期にかけてそれを補うための代償運動が必要となる。立脚期と遊脚期の差分をみることにより、そのようなケースでは数値は相対的な下肢の延長を反映して負の値となり、大きくなる代償運動を説明することができる。実際に、このように差分から計算された SHTL と代償運動の合計は、両者のトレードオフの関係を反映し、高い負の相関を示した。

ただし、差分を指標値として用いることによって、トレンデレンブルグ歩行等の麻痺側立脚に生じた問題が影響する可能性がある。実際に片麻痺者の麻痺側立脚中期の骨盤傾斜によって生じる股関節マーカーの垂直方向の位置の差分は健常者より大きい値を示しており、解釈には注意が必要である。さらに、これらの指標値は必ずしも健常人で 0 になるわけではないため、正常値の設定等を含め、指標値の解釈の仕方については今後さらなる検証が必要である。

本検討においては、脳卒中片麻痺者における SHTL と

代償運動の指標値すなわち骨盤傾斜による股関節上方移動距離、外転による足部上方移動距離、対側股関節上方移動距離の合計との間には強い負の相関がみられた。

一方、SHTL の減少を補う代償運動のパターンのばらつきを反映し、個々の要素との相関は中等度にとどまっていた。したがって、代償運動の大きさ、変化を理解するにあたっては、個々の代償パターンを評価するだけでなく、トータルでどの程度代償を行ったかということの評価することが重要であると考えられる。

今回の検討においては、Toe clearance を構成する要素を鉛直方向の移動量という一軸の値として算出したため、代償の値をすべて合計値として処理し、さらには Toe clearance がどの運動によって得られているか、その割合についても評価することが可能となった。

このように障害の程度と代償の貢献を数値化することにより、検査に基づいた訓練立案を実現できる可能性がある。例えば、訓練によって下肢の短縮量が増大した場合には理論上その分代償を減少させることができるが、実際には臨床において視診のみを根拠としてそのような最適なバランスを探すことは難しい。しかしこのように変化を定量化することにより、モニタリングの結果に基づいた明確な目標設定のもとに訓練を進めることが可能となるかもしれない。

このようなアプローチは、今後個々の患者における歩行時の Toe clearance 戦略の理解と、さらには患者の障害に応じた訓練計画の立案に貢献することが期待される。

### 研究の限界

本研究にはいくつかの限界がある。一つは、検査がトレッドミル上で行われており、平地歩行と歩行パターンに若干の相違がある可能性があるということである。また、本研究は装具および手すりを使用せずに歩行が可能な症例に限定しており、症例の重症度に偏りがある。しかし、それでも健常者の歩行と片麻痺者の歩行時の戦略の違いを明確に示すことが可能であった。今

後,より詳細なパターンの相違について検討予定である。

健常人では遊脚期のつま先の軌道が下方に凸となり,遊脚中期に Toe clearance が最小となるため, Toe clearance の検討を行っている論文では, Minimum Toe Clearance (MTC) として Toe clearance の代表値とすることが一般的である [18-20]. 一方, われわれが対象とした患者の中で特に重度の麻痺の症例では遊脚期の軌道が常に上方に凸である症例が存在し, MTC を算出することが困難であった. そのため, つま先が股関節の下を通過するタイミングでのつま先から地面までの距離を Toe clearance の代表値とした. これはこのタイミングが, 股関節とつま先を通る線上で股関節と地面の距離が最も短くなるタイミング, すなわち最も下肢の短縮を求められるタイミングであるからである. 今回の結果においては, 片麻痺者の Toe clearance は, 健常者に比べ減少することが示唆されたが, この結果は先行研究と必ずしも一致していない [13, 16]. このような結果の乖離は本研究における対象者の重症度が先行研究と比較して重いこと, より難しいトレッドミル歩行で評価していることが影響している可能性があるが, 算出方法の違いが影響している可能性も否定できない. そのため, この指標値の Toe clearance の指標としての妥当性に関しては, 今後さらに検討が必要である. しかし, 少なくとも遊脚中期の Toe clearance 獲得に際してどのような戦略がとられているか, その構成要素を分析するという観点からは, 十分に意味のある結果であると考えられる.

## 結論

本研究の結果から, 歩行時の遊脚期の Toe clearance がどのように得られるか, 健常者と脳卒中片麻痺者における歩行の戦略の違いが明らかとなった. また, それぞれの代償運動が歩行時の Toe clearance にどの程度影響するかが明らかとなった. 本研究で行ったように, Toe clearance の構成要素についてそれぞれの実質的な効果をグラフ化することは, 個々の患者における Toe clearance の仕組みの理解を促すとともに, リハビリテーションの介入ターゲットの検討もしくは介入効果の評価において有用である可能性がある.

## 文献

1. Barrett RS, Mills PM, Begg RK. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture* 2010; 32: 429-35.
2. Moosabhoy MA, Gard SA. Methodology for determining the sensitivity of swing leg toe clearance and leg length to swing leg joint angles during gait. *Gait Posture* 2006; 24: 493-501.
3. Kerrigan DC, Frates EP, Rogan S, Riley PO. Spastic paretic stiff-legged gait: biomechanics of the unaffected limb. *Am J Phys Med Rehabil* 1999; 78: 354-60.
4. Sulzer JS, Gordon KE, Dhaher YY, Peshkin MA, Patton JL. Preswing knee flexion assistance is coupled with hip abduction in people with stiff-knee gait after stroke. *Stroke* 2010; 41: 1709-14.
5. Tok F, Balaban B, Yaşar E, Alaca R, Tan AK. The effects of onabotulinum toxin A injection into rectus femoris muscle in hemiplegic stroke patients with stiff-knee gait: a placebo-controlled, nonrandomized trial. *Am J Phys Med Rehabil* 2012; 91: 321-6.
6. Campanini I, Merlo A, Damiano B. A method to differentiate the causes of stiff-knee gait in stroke patients. *Gait Posture* 2013; 38: 165-9.
7. Bethoux F, Rogers HL, Nolan KJ, Abrams GM, Annaswamy TM, Brandstater M, et al. The effects of peroneal nerve functional electrical stimulation versus ankle-foot orthosis in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Neurorehabil Neural Repair* 2014; 28: 688-97.
8. Martin KD, Polanski W, Schackert G, Sobottka SB. New therapeutic option for drop foot with the ActiGait peroneal nerve stimulator — a technical note. *World Neurosurg* 2015; 84: 2037-42.
9. Kottink AI, Oostendorp LJ, Buurke JH, Nene AV, Hermens HJ, IJzerman MJ. The orthotic effect of functional electrical stimulation on the improvement of walking in stroke patients with a dropped foot: a systematic review. *Artif Organs* 2004; 28: 577-86.
10. Stanhope VA, Knarr BA, Reisman DS, Higginson JS. Frontal plane compensatory strategies associated with self-selected walking speed in individuals post-stroke. *Clin Biomech* 2014; 29: 518-22.
11. Kerrigan DC, Frates EP, Rogan S, Riley PO. Hip hiking and circumduction: quantitative definitions. *Am J Phys Med Rehabil* 2000; 79: 247-52.
12. Chen CL, Chen HC, Tang SFT, Wu CY, Cheng PT, Hong WH. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *Am J Phys Med Rehabil* 2003; 82: 925-35.
13. Cruz TH, Dhaher YY. Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviors post-stroke. *Gait Posture* 2009; 30: 312-6.
14. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture* 2005; 22: 51-6.
15. Itoh N, Kagaya H, Saitoh E, Ohtsuka K, Yamada J, Tanikawa H, et al. Quantitative assessment of circumduction, hip hiking, and forefoot contact gait using Lissajous figures. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2012; 3: 78-84.
16. Little VL, McGuirk TE, Patten C. Impaired limb shortening following stroke: what's in a name? *PloS one* 2014; 9: e110140.
17. Cruz TH, Dhaher YY. Evidence of abnormal lower-limb torque coupling after stroke: an isometric study. *Stroke* 2008; 39: 139-47.
18. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995; 3: 193-214.
19. Mills PM, Barrett RS, Morrison S. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. *Gait Posture* 2008; 28: 101-7.
20. Begg R, Best R, Dell'Oro L, Taylor S. Minimum foot clearance during walking: strategies for the minimisation of trip-related falls. *Gait Posture* 2007; 25: 191-8.