

国際医療福祉大学審査学位論文（博士）
大学院保健医療学専攻科

片麻痺患者が歩き始める際の
先行肢の選択

～安定性・効率性・姿勢の対称性の視点から分析した
先行肢選択のメリット・デメリット～

平成 30 年度

保健医療学専攻 福祉支援工学分野
学籍番号：18U1620 氏名：長田悠路

片麻痺患者が歩き始める際の先行肢の選択 ～安定性・効率性・姿勢の対称性の視点から分析した 先行肢選択のメリット・デメリット～

長田 悠路

要旨

【目的】片麻痺患者が立位から歩く（GI）または座位から歩く（STW）際に、安定性、効率性、姿勢の対称性はどちらの足から歩く方が良いか、また習慣的にはどちらの足から歩くかを明らかにすることが研究の目的である。

【方法】片麻痺患者 38 名の GI・STW において、麻痺足から歩く課題、非麻痺足から歩く課題を三次元動作解析装置にて計測した。動作の安定性（Mos：1 歩目離地時の足部外側縁から推定質量中心までの距離）、効率性（動作時間）、姿勢の対称性（1 歩目離地時の骨盤挙上角度）の課題間の違いを、Wilcoxon 符号付順位和検定にて比較した。

【結果】GI・STW 共に麻痺足を先行肢とすると Mos は小さく、骨盤挙上角度は大きかった。習慣的に非麻痺足から歩く患者は少数で、その特徴として発症からの期間が長かった。

【結論】GI・STW 共に麻痺足から歩くと動作の安定性は高くなるが、姿勢の非対称性は増大するため、動作が安定した患者は非麻痺足から歩くことが推奨される。

キーワード

片麻痺患者，歩行開始動作，三次元動作解析

Selection of the leading limb in gait initiation in stroke patients

-differences in kinetic and kinematic factors when choosing the affected limb or nonaffected limb as a leading limb for gait initiation and sit-to-walk-

Yuji Osada

Abstract

【Aims】 The aim of this research was to investigate which limb is more stable, efficient and symmetrical as a leading limb in gait initiation (GI) and sit-to-walk (STW) after stroke.

【Methods】 Thirty eight stroke patients performed GI and STW starting with either limb and their movement was measured by a 3D motion analysis system. The differences in the length between extrapolated center of mass and the lateral border of support of the stance foot (Mos), duration, and symmetry of pelvic lateral tilt angle at first foot off between either task were compared using the Wilcoxon signed rank test in GI and STW.

【Results】 When the affected leg was used as a leading limb in GI and STW, the differences were significantly larger in Mos and pelvic lateral tilt.

【Conclusions】 Many stroke patients used affected leg as a leading limb in both GI and STW. As there was larger Mos, it is more stable for them to start walking with the affected leg than the nonaffected leg, though there was a disadvantage in asymmetrical pelvic tilt.

Keywords

stroke patients, gait initiation, 3D motion analysis

目次

第1章 序論	1
1-1. 本研究の背景	1
1-1-1. 片麻痺患者における歩行開始動作の重要性	1
1-1-2. 立位からの歩行開始動作 (GI : Gait Initiation)	3
1-1-3. 座位からの歩行開始動作 (STW : Sit-to-Walk)	4
1-1-4. 片麻痺患者が歩行を開始する際の先行肢の選択	5
1-2. 本研究の目的と臨床的意義	6
1-3. 本研究の仮説	7
1-4. 本論文の構成	8
1-5. 倫理面の配慮	8
第2章 片麻痺患者が麻痺足を先行肢とした時と非麻痺足を先行肢としたときの安定性・効率性・姿勢の対称性の比較	9
2-1. 立位からの歩行開始 (GI) の場合 (分析1)	9
2-1-1. 目的	9
2-1-2. 方法	9
2-1-2-1. 対象者	9
2-1-2-2. 計測装置	11
2-1-2-3. マーカー貼付位置	12
2-1-2-4. 計測課題	13
2-1-2-5. データ処理方法	13
2-1-2-6. 運動学的・運動力学的指標の抽出	13
2-1-2-6-1. 動作の安定性の指標	13
2-1-2-6-2. 動作の効率性の指標	16
2-1-2-6-3. 姿勢の対称性の指標	17
2-1-2-7. 統計学的検定	17
2-1-3. 結果	18
2-1-4. 考察	20
2-2. 座位からの歩行開始 (STW) の場合 (分析2)	22
2-2-1. 目的	22

2-2-2. 方法.....	22
2-2-3. 結果.....	25
2-2-4. 考察.....	28
第3章 先行肢選択の習慣に関する指標の分析.....	30
3-1. 片麻痺患者が立位または座位から歩行開始する際に習慣的に用いる先行肢の組み合わせと身体機能の関係（分析3）.....	30
3-1-1. 目的.....	30
3-1-2. 方法.....	31
3-1-2-1. 群分けの方法.....	31
3-1-2-2. 習慣的に用いている先行肢の判別方法.....	31
3-1-2-3. 身体機能的指標の抽出方法.....	31
3-1-2-4. 運動学的・運動力学的指標の抽出方法.....	31
3-1-2-5. 統計学的分析方法.....	33
3-1-3. 結果.....	33
3-1-4. 考察.....	39
3-2. 立位からの歩行開始（GI）で麻痺足を先行肢とする習慣のある患者と非麻痺足を先行肢とする習慣のある患者の特徴の比較（分析4）.....	41
3-2-1. 目的.....	41
3-2-2. 方法.....	41
3-2-2-1. 群分けの方法.....	41
3-2-2-2. 統計学的分析方法.....	41
3-2-3. 結果.....	42
3-2-4. 考察.....	44
3-3. 座位からの歩行開始（STW）で麻痺足を先行肢とする習慣のある患者と非麻痺足を先行肢とする習慣のある患者の特徴の比較（分析5）.....	45
3-3-1. 目的.....	45
3-3-2. 方法.....	45
3-3-2-1. 群分けの方法.....	45
3-3-2-2. 統計学的分析方法.....	45
3-3-3. 結果.....	45

3-3-4. 考察.....	47
第4章 結語.....	49
4-1. 本研究の総括.....	49
4-2. 本研究の結論.....	51
4-3. 本研究の限界と今後の展望.....	52
謝辞.....	53
引用文献.....	54

第1章 序論

1-1. 本研究の背景

1-1-1. 片麻痺患者における歩行開始動作の重要性

脳卒中患者が地域で自立した生活を過ごすためには、起立や移動（歩行）能力の向上と維持が必須であると言われており^{1,2)}、これら動作に対する評価と介入は理学療法士が最も積極的に関わっている。起立や歩行の自立を阻む要因はふらつきなどの転倒リスクである³⁾。特に、脳卒中患者の入院中の転倒経験は22.6%と報告されており、整形外科疾患患者の13.6%に比較して圧倒的に多い⁴⁾。転倒が起きる時間帯としては朝や夕方が多い^{5,6)}。朝や夕方は更衣・整容・排泄に付随した起立・歩行が行われ、その様な日常生活に関連した複合動作の中でより転倒リスクが高くなる^{7,8)}。そのため、単純な起立や歩行の評価・治療のみでなく、日常生活に根差した起立・歩行の分析と問題解決を行う必要がある。しかし、日常生活に関連した起立・歩行は多くの動作からなるため、その動作を始めから最後まで詳細に分析することは難しく、先行研究も少ない。そのため、臨床の理学療法士は基本動作としての起立・歩行動作をリハビリテーション室レベルで評価・介入することが多いのが実情である。例えば、通常であれば立ちながら歩くような応用動作を、起立後真っ直ぐに立ってから歩き始めるといったように起立・立位保持・歩行といった基本動作に分割して指導することが多い。そのため、一時帰宅した際にベッドから立ちながら歩こうとして転倒したなどという事例に多く遭遇する。よって、日常生活に関連した基本動作の中でも立ちながら歩く際の一步目は重要であるという印象を受けている。

歩行には自動的側面と随意的な側面がある。歩行時の上下肢のリズミカルな運動や、それに付随する姿勢制御（身体のアライメントや姿勢筋緊張の調節）は意識されずに行われる⁹⁾。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¹⁰⁾、どちらの足から歩き始めるか、どの程度重心（以下、COM : center of mass）を移動させ、どの位置に足を出すかなど、認知と学習による高度な姿勢制御が求められる。そのため、転倒に対する恐怖感のある高齢者は歩行開始時の姿勢制御が慎重になりスムーズな歩行開始が行えなくなることが報告されている^{11,12)}。そのため、理学療法士は言語的・徒手的介入を用いて動き始めの治療を行うこともあるが、その方法は確立されておらず、歩行に関して言えば、1歩目の足をどのように出すか、どこに出すか、まずどちらの足から出す方が良いかなど、指導に当たり理学療法士は迷うことも多い。

歩行開始動作は立位から始まる場合と、座位から始まる場合がある（図1-1）。図1-1上段の図は階段を登り終わった後の姿勢（立位）から部屋に向かって歩き始めたときの写真である。図1-1

下段の図はソファに座っている状態（座位）からトイレに向かって立ちながら歩き始めたときの写真である。図からわかるように、立位から歩き始めたときよりも、座位から歩き始めたときのほうが麻痺側上肢や体幹の屈曲が増悪しており、努力的な動作になっていることがわかる。片麻痺患者は姿勢コントロールに障害をきたす^{13,14}ため、歩行開始のような随意的に下肢を持ち上げる場面で異常な筋緊張が出現しやすいことが報告されている¹⁵。これらの異常筋緊張（連合反応）は転倒のリスクと関連していることが分かっており³、歩行開始動作の分析は片麻痺患者の転倒対策を行うに当たり、避けて通ることはできない課題である。



図 1-1 立位から始まる歩行（上段図）と座位から始まる歩行（下段図）

1-1-2. 立位からの歩行開始動作 (GI : Gait Initiation)

まず、立位からの歩行開始 (以下、GI) に関しては、健常者について 1960 年代から分析されてきており¹⁶⁾、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 (図 1-2)、定常歩行へと移行する¹⁷⁻¹⁹⁾。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。脳の運動関連電位 (MRCP ; Movement-related cortical potential) を使って歩行開始時の脳電位を計測した研究では、若年者で脳活動が少なかったのに対し、高齢者では補足運動野の活動が多く、歩行開始動作は高齢者にとって複雑で難しいと報告されている²⁰⁾。高齢者の歩行開始動作が難しくなる理由として、動作開始時の背屈筋群の活動に先行した底屈筋の抑制が出現しないこと²¹⁾ (予測的姿勢制御能力の低下) や、先行肢の遊脚期中殿筋が働き難くなること¹⁷⁾が挙げられる。これらはいずれも動作の安定性や効率性を低下させる要因である。

片麻痺患者の GI に関する研究では、片麻痺患者は健常者と比べて動き始めの COP の後方移動量が少ないことや、前方向の床反力が小さいことなどが分かっている²²⁻²⁴⁾。

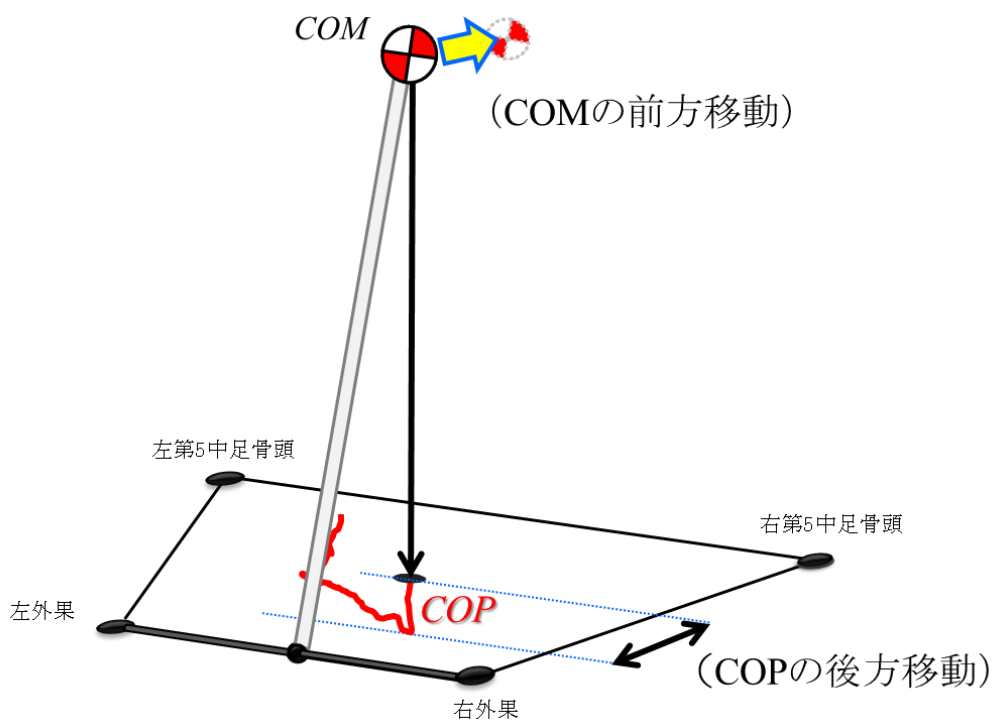


図 1-2 歩行開始動作の倒立振子モデル

1-1-3. 座位からの歩行開始動作 (STW : Sit-to-Walk)

日常的な歩行は様々な姿勢から開始するため、いつも立位から始まるとは限らない。むしろ、身体に障害を負った片麻痺患者は座位や臥位でいる時間が多いため、GI以上に、座位からの歩行開始動作（以下、STW）を頻繁に行う。STWの分析を初めて行ったのはMagnanである。Magnan²⁵⁾は健常者のSTWと起立動作を比較し、STWは起立と歩行開始が組み合わさった動作（立ちながら歩く動作）になることを報告した。STWに関する研究は、このMagnanの報告以降多数行われている。Buckleyら²⁶⁾は若年者と高齢者のSTWを比較し、高齢者では離殿後のCOM進行方向速度が低下し、1歩目の歩幅が減少すると報告している。片麻痺患者は、身体に加齢的变化に加え、一側性の運動麻痺や姿勢コントロールの障害を有している。そのため、高齢者以上に、起立後すぐに歩き出せず、円滑さに欠けることが多い。Malouinら²⁷⁾は、起立から歩行に至るまでのCOM進行方向速度の変化に着目し、片麻痺患者のSTWの流動性を評価するFluidity Index（以下、FI値）を開発した。Dionら²⁸⁾はこのFI値を用い、片麻痺患者は健常者と比べて起立と歩行を連結させることができず、一旦起立してから歩き始める傾向があると報告している。筆者らもSTWの滑らかさ（FI値）と身体機能・運動学的運動力学的指標の関係を調べた結果、バランス能力や階段昇降能力が高い患者はSTW動作が滑らかで、立ちながら歩き始めることがわかった²⁹⁾(図1-3)。

以上、片麻痺患者のSTWの研究は散見されるが、多くは1歩目の足を出すまでを分析した先行研究であり、1歩目の出し方（どちらの足から歩き始めるか、どの程度足を前に出すかなど）について検討したものは少ない。

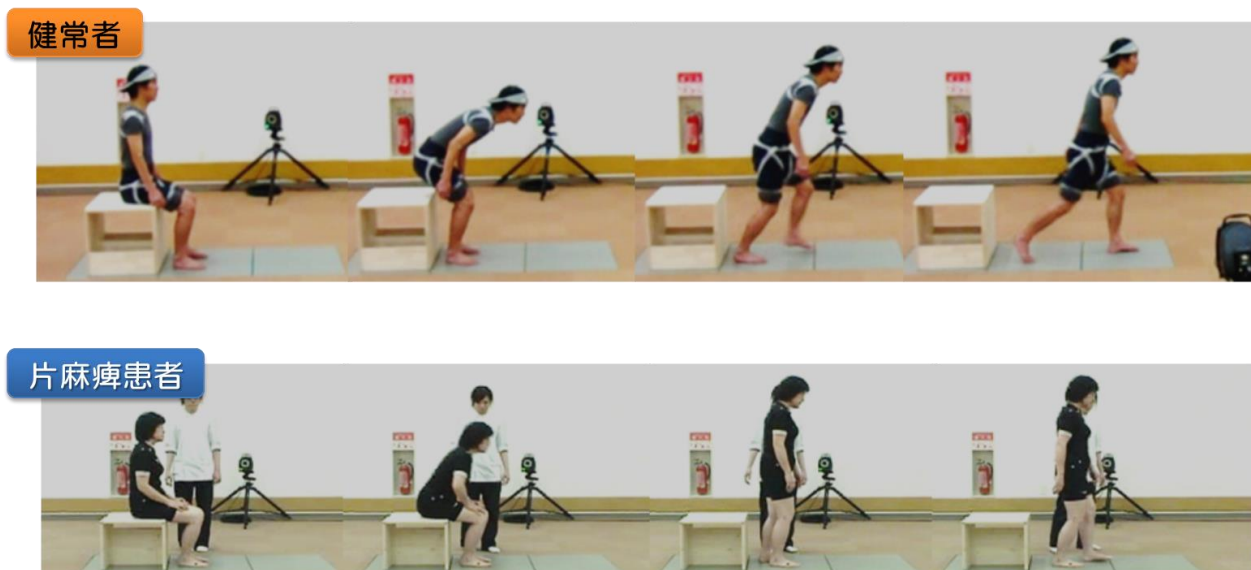


図 1-3 健常者と片麻痺患者の STW の違い

1-1-4. 片麻痺患者が歩行を開始する際の先行肢の選択

歩行開始時のそれぞれの足の役割は異なる。先行肢の役割は COM を反対側へ移動させた後、屈曲して前に振り出すことであり、後行肢の役割は先行肢を振り出す際に身体を支えることである³⁰⁾。片麻痺患者は、どちらの足から歩き始めるかによって安定性や効率性が変わるため、常に決まった足から歩き始めることが多い印象を受ける。片麻痺患者は荷重が非麻痺足へ偏位した立位姿勢をとっているため、麻痺足から歩き始めることが多いと報告されている³¹⁾。小児片麻痺患者でも同様に、より麻痺の重度な方の足から歩き始めることが多いと言われている³²⁾。しかし、その割合は不明で、ほとんどの患者が麻痺足から歩き始めたと記載されているのみである。

前述したとおり歩行開始は立位から始まる場合と座位から始まる場合があるため、先行肢の選択による違いを分析するのであれば、GI と STW を分けて考える必要がある。片麻痺患者は起立時に COP の非麻痺側への偏移³³⁾や立位バランスの増悪³⁴⁾などが生じる。そのため、STW ではより不安定で非対称な姿勢から歩行が開始されると思われる。そのような状況であればどちらの足を先行肢とするほうが良いのか、安定した立位の姿勢からであればどちらの足を先行肢とするほうが良いのかといった臨床疑問が本研究を行うに至った動機である。

しかし、片麻痺患者の歩行開始時の先行肢の違いについて検討した研究は少なく、理学療法の場面では各個人の経験的判断や患者の習慣に基づいて指導しているのが現状である。GI については先行肢の選択によって生じる違いを分析した報告が散見され、Hesse ら³⁵⁾は麻痺足を先行肢とすることを推奨しており、非麻痺足を先行肢とした時には姿勢が非対称になりやすく、歩幅も短くなることを報告している。一方 Davies³⁶⁾は非麻痺足を先行肢とすることを推奨しており、麻痺足から歩いた場合、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すぎてしまうと述べている。Mansoo ら³⁷⁾も非麻痺足を先行肢とすることを推奨しており、非麻痺足を先行肢とすると両側の前脛骨筋の活動が明らかに増加すると報告している。歩行開始初期に前脛骨筋が働くと COP の後方移動が大きくなり、その結果 COM の前方移動速度が増大する³⁸⁾。つまり、両側の前脛骨筋が働くパターン（非麻痺足から歩き始める方法）は、静止立位から歩行へ移行するための効率的な方法であると言える。

以上、GI における先行肢の選択についての先行研究はあるものの、コンセンサスは得られておらず、STW については先行肢の選択による違いについて検討すらなされていない。よって、各動作でそれぞれの先行肢を用いるときのメリット・デメリットやそれら動作の選択に関係する身体機能を明らかにすることは患者の動作指導に役立つと考えた。

1-2. 本研究の目的と臨床的意義

本研究の主要な目的は、片麻痺患者が GI および STW を行う際にそれぞれの先行肢を選ぶことによるメリット・デメリットを検証することである。その上で、患者が習慣的に用いている足とその足を先行肢として用いるメリット・デメリットの関係から、患者は何を重要視して先行肢を選択しているのか、また、その選択に身体機能が関係しているのかについて分析することも本研究の目的とした。

それら目的を達成するために本研究は 5 つの分析を行った。

分析 1, 分析 2 は先行肢を変えることで生じる動作の違いを分析するものである。分析 1 では GI に焦点を絞り、麻痺足を先行肢としたときと、非麻痺足を先行肢とした時の動作の違いを分析した。分析 2 では STW に焦点を絞り GI と同様の解析を行った。これらの分析によって、GI, STW それぞれにおいて、各先行肢を用いるメリット・デメリットを明らかにすることが目的である。分析 3~5 は、習慣的に用いる先行肢が何によって決まるのかを明らかにすることが目的である。分析 3 では、開始姿勢による違い (GI と STW) および、習慣的に用いる先行肢の違い (麻痺足と非麻痺足) の組み合わせのバリエーションから対象者を群 (GI でも STW でも先行肢が麻痺足である者, GI と STW で先行肢が異なる者, GI でも STW でも先行肢が非麻痺足である者) に分け比較した。これによって、各群の身体機能的特徴を明らかにすることが目的である。分析 4 では GI に焦点を絞り、習慣的に麻痺足を先行肢として選んでいるものと、非麻痺足を選んでいるものの身体機能、動作時の姿勢の特徴を比較した。これにより、GI に限った際に、非麻痺足を先行肢とする方法を好む群と、麻痺足を先行肢とする方法を好む群の特徴の違いを明らかにすることが目的である。分析 5 では STW に焦点を絞り、GI と同様に習慣的に麻痺足を先行肢として選んでいるものと、非麻痺足を選んでいるものの身体機能、動作時の姿勢の特徴を比較した。これにより、STW に限った際の群間の特徴を明らかにすることが目的である。

以上の分析を踏まえ、患者に動作指導を行う際に患者の特徴を加味し、どちらの足を先行肢として指導するほうが有効であるのか、患者の能力に応じて、開始姿勢別に示すことができれば、片麻痺患者の転倒予防や快適性を高める上で意義があると考えた。

1-3. 本研究の仮説

本研究から得られる結果として以下 3 点の仮説を立てた。

1. GI でも STW でも麻痺足を先行肢とした方が安定性は高いが，効率性や姿勢の対称性の点からは非麻痺足を先行肢とする方が有効である。
2. GI でも STW でも麻痺足を先行肢とする患者ばかりではないが，特に STW では麻痺足を先行肢として選ぶ患者が多い。
3. 身体機能や動作能力が低く，姿勢の非対称性が大きい者が習慣的に麻痺足を先行肢とし，能力が高くなるに連れて非麻痺足を先行肢とする者が増える。

序論で述べたが，麻痺足を先行肢とするほうが非麻痺足を先行肢とするよりも安定し，効率性も良いと述べる報告と，麻痺足を先行肢とすると姿勢が非対称になるため悪いという対立した先行研究がある。それらの指標を同時に分析し，仮説 1 を証明する事ができれば，本研究の目的である，それぞれの先行肢を用いるメリット・デメリットを明らかにすることが出来る。

また，先行研究では，殆どの患者が麻痺足を先行肢とすると報告するものばかりだが，その割合を述べた報告はない。仮説 2 を証明することで，麻痺足を先行肢とする者がどの程度いるのか確かめることが出来る。

先行研究では，身体機能と先行肢選択の関係を述べたものはない。臨床的には身体機能が高いものが非麻痺足を先行肢としている印象がある。仮説 3 はこの臨床経験に基づいた仮説である。これを証明することができれば，どのような患者群が麻痺足・非麻痺足を先行肢として選ぶかを明らかにすることができ，患者の機能を見ながら先行肢の選択を指導することが出来ると考えた。

1-4. 本論文の構成

本論文は全4章の構成となっている。

第1章では、片麻痺患者を取り巻く現状から問題点を絞り込み、本研究の意義と目的を述べた。また、先行研究と臨床経験から本研究の仮説を立案した。

第2章ではGI、STWそれぞれにおいて、麻痺足を先行肢としたときと、非麻痺足を先行肢としたときの違いを動作の安定性、効率性、姿勢の対称性の視点から分析した。

第3章ではGIおよびSTWで習慣的に用いている先行肢の違い別に群分けをし、それぞれの群の特徴を身体機能、動作時の姿勢の視点から分析した。

第4章では本研究の総括を行い、結論と今後の課題について述べた。

1-5. 倫理面の配慮

本研究は国際医療福祉大学倫理委員会の承認（承認番号 17-Io-22）および中伊豆リハビリテーションセンター倫理委員会の承認（承認番号 28-007）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書面と口頭にて行い、同意が得られた者のみを対象とした。

第 2 章 片麻痺患者が麻痺足を先行肢とした時と非麻痺足を先行肢としたときの安定性・効率性・姿勢の対称性の比較

2-1. 立位からの歩行開始 (GI) の場合 (分析 1)

2-1-1. 目的

臨床で GI・STW の動作指導を行うためには、先行肢を変えることによってどのような違いが生じるのかを知っておく必要がある。1 歩目の出し方について分析した先行研究は、COM 位置や COP 位置の変化から動作の安定性や姿勢の非対称性について論じるもの^{35,39)}や、動作時間などから動作の効率性を分析するもの²⁴⁾である。つまり、主に用いられている指標は、①動作の安定性に関するもの、②動作の効率性に関するもの、③姿勢の対称性に関するものの 3 種類に大きく分けることが出来る。安定した動作でなければ自立して動作を遂行することができないため、臨床で最も重要となるのは動作の安定性である。ついで、安定しているだけでなく、効率性が伴うことで動作の質が向上する。更に、姿勢の非対称性が少なければ、代償動作が少ないということで予後的にもコスメティックな面でもメリットがある。

本章ではまず GI に絞って、麻痺足を先行肢とした時と非麻痺足を先行肢としたときの動作の安定性・効率性・姿勢の対称性を比較した。これによって、片麻痺患者が GI を行う際にそれぞれの先行肢を選ぶことによるメリット・デメリットを安定性、効率性、姿勢の対称性の視点から検証することが目的である。

2-1-2. 方法

2-1-2-1. 対象者

対象者の選定基準は、①回復期病棟に入院している 30 歳から 80 歳の患者であること、②脳卒中によって一側性の運動麻痺を呈していること、③初発の脳卒中であること、④手すりや台を押すことなく、下腿長の高さの座面から起立可能であること、⑤5m以上の独歩が可能であること、⑥課題に対する指示理解が可能であることとした。除外基準は、起立・歩行動作に影響を与える整形外科的疾患や痛み、著明な失調症状がある場合とした。

研究期間である平成 28 年 11 月 1 日から平成 30 年 1 月 31 日の間に中伊豆リハビリテーションセンターの回復期病棟に入院していた片麻痺患者 378 人中、上記基準を満たし、研究に対する同意が得られた 38 名を本研究の対象とした。対象者の内訳を表 2-1 に示す。本章以降、本研究の対象者はこの 38 名として解析を行った。

表 2-1 対象者内訳

	片麻痺患者(n=38)
年齢 (歳) *	59.5 ± 10.1
体重 (kg) *	59.2 ± 11.0
身長 (cm) *	163.9 ± 7.4
BMI (kg/m ²) *	21.9 ± 3.3
性別 (男/女)	27 / 11
障害側	右 16 名 / 左 12 名
発症からの期間 (日)	92 (55~153)
BRS:下肢 (点) 6 点満点	5 (4~5)
FIM: ベッド移乗 (点) 7 点満点	6 (6~7)
FIM : 歩行 (点) 7 点満点	6 (5~6)
FIM 運動項目 (点) 91 点満点*	75.5 ± 11.9
FMA : 下肢機能 (点) 34 点満点	28 (25.25~29)
FMA : バランス (点) 14 点満点	10 (8~11.75)

データが正規分布を示した指標 (*の付いた指標) の値は平均値±標準偏差で示し, 正規分布をしなかった指標の値は中央値 (四分位範囲) で示している.

BMI : Body Mass Index, BRS : Brunnstrom Recovery Stage, FIM : 機能的自立度評価表,

FMA:Fugl-Meyer Assessment

2-1-2-2. 計測装置

動作の計測は三次元動作解析装置 (VICON 社製 NEXUS, カメラ 8 台) および, 床反力計 (AMTI 社製, 400mm×600mm) 6 枚を用いて行った (図 2-1). 起立や STW を行う際には後方 2 枚の床反力計の上に高さを変えることが出来る鉄製の椅子を設置した. また, すべての動作を計測する際には, 前方の発光式ブザーによる合図で動作を開始するものとした. なお, ブザーまでの距離は開始位置から 5m とした. サンプル周波数はカメラ・床反力計共に 120Hz とし, 三次元動作解析装置および床反力計から得られたデータはコンピューター上で同期して取り込んだ.

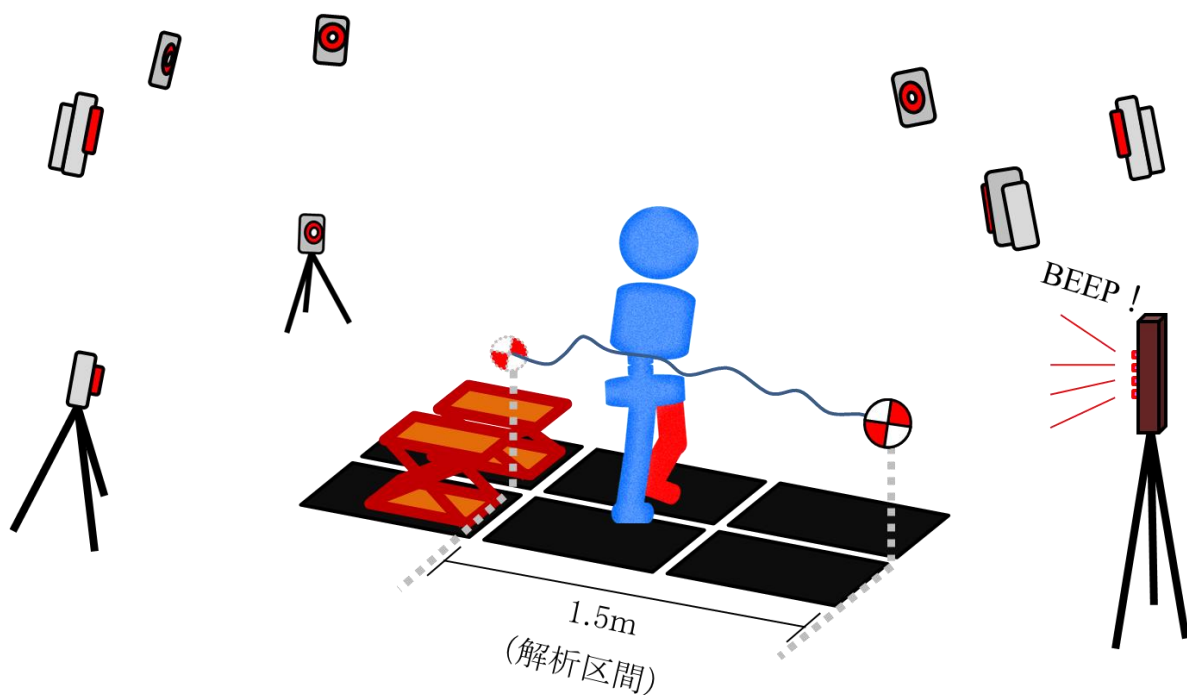


図 2-1 計測環境

2-1-2-3. マーカー貼付位置

赤外線反射マーカーの貼付位置は先行研究^{29,40,41)}を参考に、以下の身体の計 34 箇所とした。体幹セグメントを定義するために、頸切痕、剣状突起、第 2 胸椎棘突起、第 7 胸椎棘突起へ、上肢位置を定義するために両肩峰、両上腕骨外側上顆、両橈骨尺骨茎状突起中央へ、骨盤セグメントを定義するために両上前腸骨棘、両上後腸骨棘へ、各下肢セグメントを定義するために両股関節（上前腸骨棘と大転子を結ぶ遠位 1/3）、両大腿部、両膝関節内外側（膝蓋骨 midpoint の高さで膝蓋骨を除いた膝の前後幅の中央の内外側）、両下腿部、両外果、両内果、両踵部、両第 2 中足骨頭部、両第 5 中足骨頭部へ貼付した（図 2-2）。

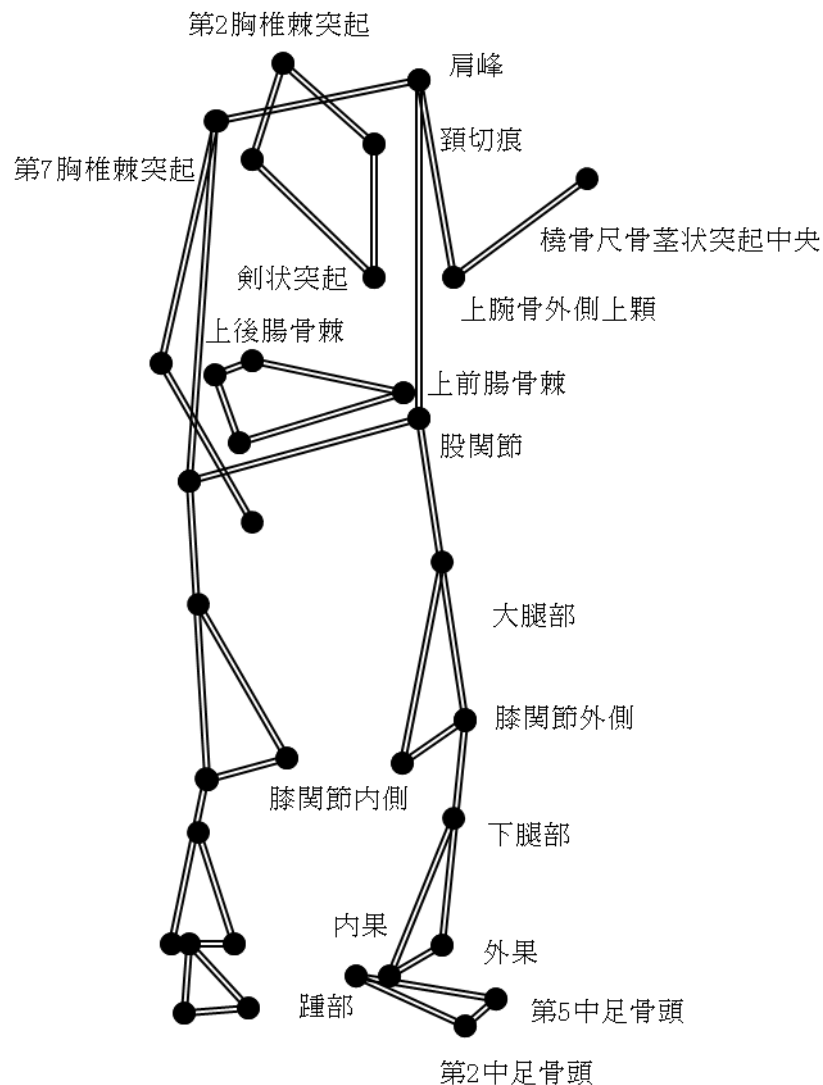


図 2-2 赤外線反射マーカーの貼付位置

2-1-2-4. 計測課題

対象者 38 名について、麻痺足を先行肢とした時の GI と、非麻痺足を先行肢とした時の GI を計測課題とした。

GI 動作（課題①）の計測は静止立位の状態から前方 3m のラインまでなるべく速く歩行するものとし、練習を 1~2 回行った後、先行肢を意識せず 3 回、先行肢を反対側下肢として同様に 3 回計測した。なお、動作開始の合図は前方に設置されたブザーランプの点灯およびブザー音にて行った。

2-1-2-5. データ処理方法

三次元動作解析装置によって得たマーカーの位置座標データに対し、VICON NEXUS にてラベル付、補間などを行った。その後、床反力データと共に Visual3D (C-Motion 社製) で処理を行った。カットオフ周波数は先行研究⁴²⁾を参考に、マーカーの位置座標データは 6Hz、床反力データは 18Hz とし、Butterworth Lowpass Filter をかけた。その後、各種運動学的・運動力学的指標を抽出した。

2-1-2-6. 運動学的・運動力学的指標の抽出

本章の評価指標は安定性、効率性、姿勢の対称性の視点から分析することとした。以下に今回選んだ評価指標についての説明と抽出方法について述べる。なお、COM や各関節角度の算出は、前述した 34 個の反射マーカー位置から 12 セグメントからなる身体モデルを作成し、Visual3D にて計算した。COM の算出については、この 12 セグメントに対して、解剖学的な各体節の質量と重心位置⁴³⁾を参考に行った。また、全ての指標は各課題 3 試行の平均値として抽出した。

2-1-2-6-1. 動作の安定性の指標

動作の安定性を分析する指標として、Hof⁴⁴⁾は、倒立振りモデルに基づく推定質量中心位置 (Xcom : extrapolated center of mass) を提唱した。図 2-3 に Xcom の算出方法と各指標の位置関係を示す。図にある計算式は足部外側方向の Xcom 位置の算出方法を例示している。4 点のマーカー (内果, 外果, 第 2 中足骨頭, 第 5 中足骨頭) で囲まれた支持基底面 (以下 BOS : base of support) の中に Xcom が含まれているときにはその動作は安定していることを意味する。この Xcom と BOS 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ことができる⁴⁵⁻⁴⁹⁾。この分析手法の利点は、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

的な不安定性について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 を加速させる際には、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、進行方向に足を出し、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。Mos はその Xcom と BOS の外側縁までの距離である。十分な Mos が保たれ、外側から BOS の外側縁—COP—Xcom—COM の位置関係であるということは、その方向に対して COM の安定性が保証されていることを示す。

その他、各種動作の安定性を分析する一般的な方法としては重心動揺計などによる COP の位置変化が古くから用いられており、COP の左右移動幅が大きいと不安定であると定義される先行研究が散見される⁵⁰⁻⁵³。歩行開始動作の安定性の分析には Xcom と COP が指標とされることが多い^{50,51,54}。以上のことから、本研究における安定性の指標は Mos とし、1 歩目の足が離れる瞬間の支持脚側の足部外側方向の Mos 値を抽出した⁵⁰。理論的には前後方向の Mos も算出可能ではあるが、厳密に前方または後方の支持基底面を算出することができないことや、歩行は前方方向へ新たな支持基底面を作っていく動作であるため、前方の Mos を算出すると Xcom は支持脚の支持基底面を超えてマイナスの値となってしまう⁵⁰。そのため、安定性の解釈が困難となるため、今回は足部外側方向の Mos のみを算出した。なお、この足部外側方向の Mos の値は外果と第 5 中足骨頭を結んだ線と Xcom の距離として算出し、身長で正規化して比較した。

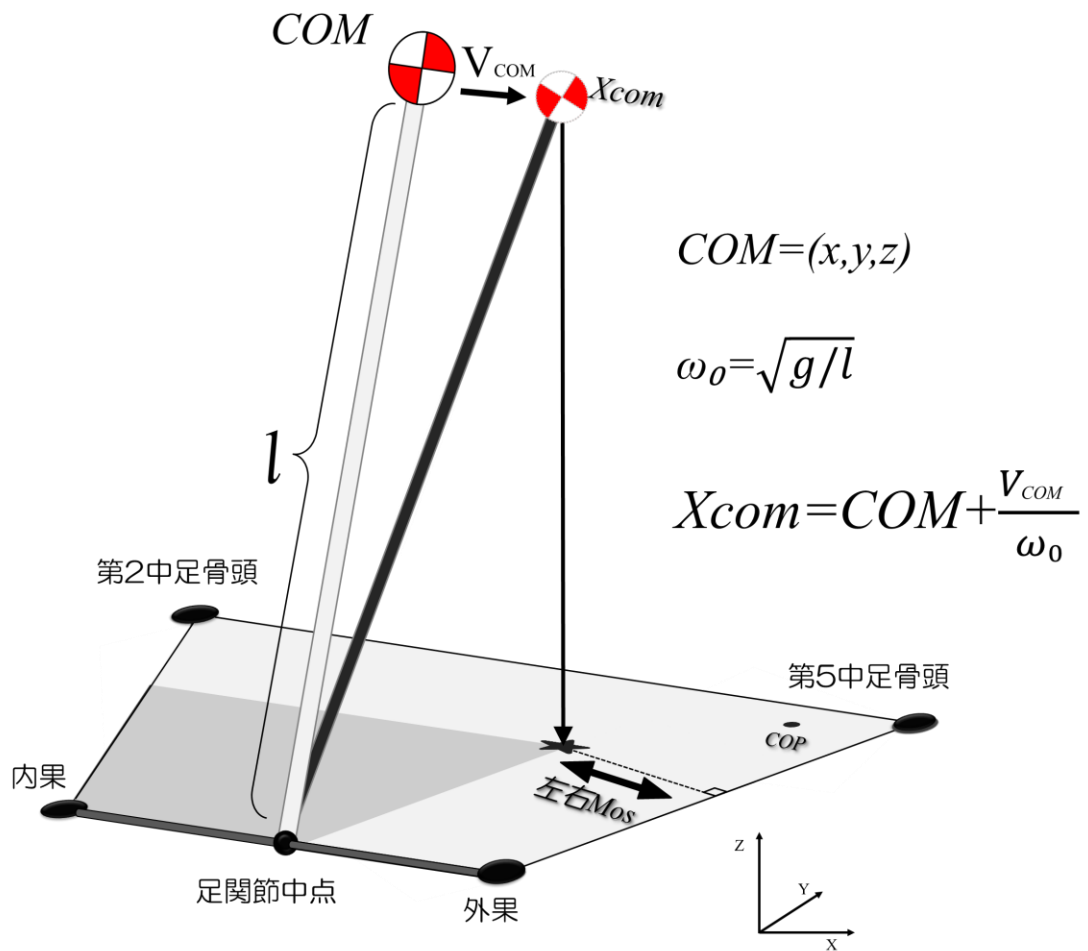


図 2-3 Xcom の算出方法と各指標の位置関係と安定性 (Hoff ら⁴⁴⁾の先行研究を元に作図)
 g =重力加速度, l =足関節中心から COM までの距離, V_{COM} =COM 速度, ω_0 =振子の振動数

2-1-2-6-2. 動作の効率性の指標

歩行分析では、エネルギー効率の視点から動作の効率性を分析したものが散見される⁵⁵⁻⁶³⁾。しかし、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、重力の利用効率(%Recovery)⁵⁷⁾やエネルギー消費の効率性と言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²¹⁾はCOPの後方移動量の時間積分値とCOMの前方移動速度の関係を指標とし、それら二つの相関が強いほど動作が効率的であると述べている。しかし、この方法を用いるには各課題を10試行程度計測する必要があるため、片麻痺患者の拘束時間・耐久性の観点から現実的でない。また、研究を臨床に活かすためには、動き初めだけで効率性を計るのではなく、課題達成までの全体的な動作の効率性を評価する必要がある。

動作全体の効率性を分析するための一般的な指標としては動作時間が用いられることが多い^{29,39,64-67)}。よって、本研究における動作の効率性については、動作開始から目標地点に到達するまでの時間(目標到達時間)を効率性の指標とし、動作時間が短いことを効率的であると定義することとした。図2-4にGIの動作時間の定義を模式図で示す。左縦軸は鉛直方向床反力(Fz)、右縦軸はCOMの進行方向位置変化、横軸は時間軸である。グラフの破線は先行肢(非麻痺足)のFz、実線は先行肢でない側(麻痺足)のFz、太線はCOMの位置変化を示している。計測空間が動作開始時のCOM位置から約1.5m先の地点までであったため、動作開始位置から1.5m前方の地点にCOMが到達するまでの時間を目標到達時間とした。なお、動作の開始は逆応答現象の開始(先行肢側の床反力鉛直成分が連続して増加し始めた時点)とした。

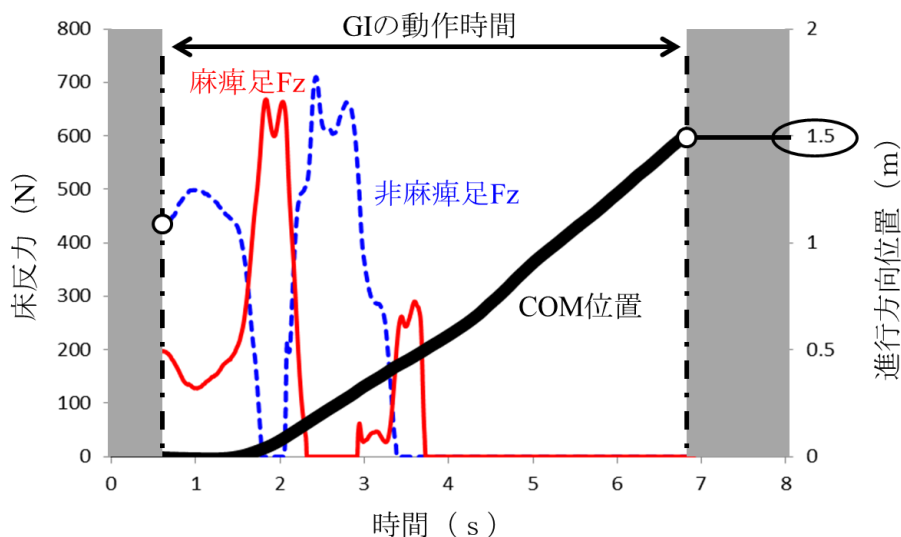


図 2-4 GIの動作時間の定義(非麻痺足先行肢時の例)

2-1-2-6-3. 姿勢の対称性の指標

片麻痺患者は一側性の運動・感覚の麻痺により姿勢の対称性が崩れ、非麻痺側へ偏った姿勢になる³⁶⁾。この片麻痺患者特有の非麻痺側優位の立位姿勢を修正することで、麻痺側下肢への荷重量が増え、身体機能や動作能力が改善するという報告が散見される^{52,68,69)}。そのため、理学療法では姿勢の非対称性を少なくする治療介入・動作指導を行うことも多い³⁶⁾。このような臨床的見地から、動作の対称性を評価する指標も多く開発されてきた。立位姿勢の指標としては麻痺側荷重率^{52,70,71)}、骨盤挙上角度⁷²⁾、歩行時の指標としては歩幅の左右差⁷³⁻⁷⁵⁾、各相の動作時間の左右差⁷⁶⁾がある。歩行開始動作では、COPやCOMの左右方向への移動量の違い^{35,77)}や、各相の動作時間の違い³⁹⁾を指標としたものが主であり、関節運動学的な姿勢の対称性について分析した論文は少ない。歩行開始動作に関する関節運動学的な姿勢の対称性について述べたものとして、麻痺足を先行肢とする際には麻痺足を過度に持ち上げてしまう^{36,39)}という報告がある。麻痺足を過度に持ち上げてしまうのは片麻痺患者特有の体幹機能の低下を代償する動作であり、しばしば骨盤の側方挙上として現れる⁷²⁾。この骨盤の側方挙上はGIの先行研究では代償的な評価指標であることに加え、臨床的にも目に見えてわかりやすい指標であるため、本研究では1歩目の足が離れた瞬間の骨盤の側方挙上の程度を対称性の指標とした。健常者の歩行開始時の骨盤挙上角度は、この1歩目が離れた瞬間に 0 ± 1 度(平均値 \pm 標準偏差)で、2歩目の足を出そうとするときに最大(5 ± 2 度)となると報告されている⁷⁸⁾。よって、この参考角度を大きく超えて骨盤が挙上しながら足を出すということは、非対称な姿勢となって振り出しを行っているとして定義することとした。骨盤角度の算出はオイラー角を用いて行い、絶対空間上の角度としてXYZの順で計算した。その上で、安静立位時の状態を0度として、そこからの変化量を骨盤の挙上角度として抽出した。

2-1-2-7. 統計学的検定

統計学的処理については、各データの正規性をShapiro-Wilk検定にて確認し、データが正規分布を示した指標は対応のあるt検定を、正規性が確認できない指標についてはノンパラメトリックな検定(ウィルコクソン符号付順位和検定)を用いて比較することとした。なお、統計学的検定はSPSS version24 (IBM社)を用いて行い、有意水準は5%とした。

2-1-3. 結果

代表的な一例の Mos の模式図を図 2-5 に示す。図の A) は麻痺足（左足）を先行肢とした時の非麻痺足の Mos を示している。麻痺足を先行肢として持ち上げた瞬間の Xcom は非麻痺足内 (BOS 内) まで移動し、Mos は小さな値となっている。B) は A) と同一患者が非麻痺足（右足）を先行肢として GI を行った時の Mos を示している。Xcom は麻痺足内 (BOS 内) まで移動することはなく、距離を保った位置で推移している。骨盤挙上角度の変化の違いの代表例を図 2-6 に示す。麻痺足を先行肢としたときには、1 歩目の足が離れる瞬間の骨盤の挙上角度が大きいだけでなく、その後も挙上角度が増大することがわかる。

麻痺足を先行肢とした時と、非麻痺足を先行肢としたときの安定性・効率性・姿勢の対称性の比較結果を表 2-2 に示す。安定性の指標 (Mos)，姿勢の対称性の指標 (骨盤の挙上角度) に有意な差がみられた。麻痺足を先行肢としたときに、Mos は小さく ($p < 0.01$)，骨盤の挙上角度は大きかった ($p < 0.01$)。効率性を示す動作時間に関して有意差はなかった。

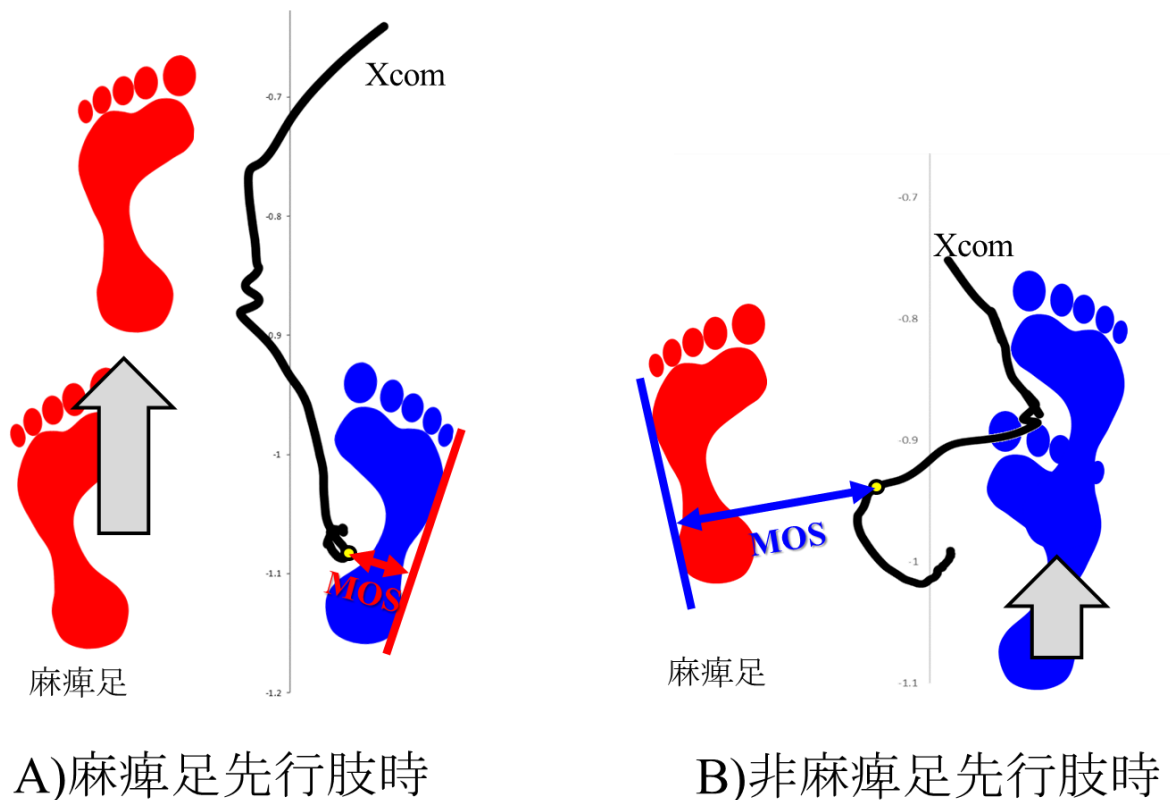


図 2-5 GI の麻痺足先行肢時と非麻痺足先行肢時の Mos の違い (代表例)

(Xcom の軌跡上の丸印は一步目離地時のポイントを示している)

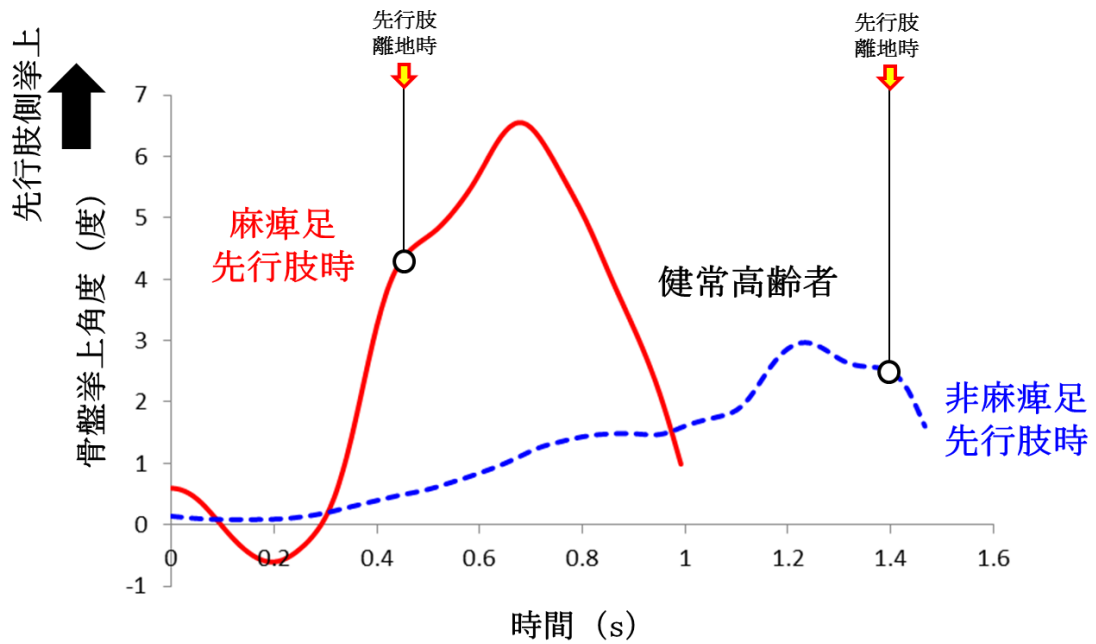


図 2-6 GI の麻痺足先行肢時と非麻痺足先行肢時の骨盤挙上角度の違い（代表例）

グラフは動作開始から1歩目の足が離れて着くまでの骨盤挙上角度の変化を示している。実線は麻痺足を先行肢としたときの骨盤の挙上角度変化、破線は同一患者が非麻痺足を先行肢としたときの変化を示している。白丸は1歩目の足が離れた瞬間のポイントである。

表 2-2 GI 時に麻痺足を先行肢とした時と、非麻痺足を先行肢としたときの比較

	麻痺足先行肢時 (n=38)	非麻痺足先行肢時 (n=38)	p 値
Mos (m/身長m)	0.0591 (0.0506~0.0741)	0.0900 (0.0745~0.1002)	p<0.001
1.5m 地点までに到達する時間 (s)	3.80 (2.48~5.43)	3.60 (2.51~5.68)	n.s.
骨盤挙上角度 (度)	4.14 (2.07~5.37)	1.34 (-1.39~3.12)	p<0.001

n.s.: not-significant, 値は中央値（四分位範囲）を示している

2-1-4. 考察

GI 動作時に麻痺足を先行肢とすると、動作の安定性の指標である Mos が小さな値を示した。Mos が小さいということは、推定質量中心位置が支持基底面の限界域に近づいていることを示すため、力学的にはその方向への安定性が低いということを意味する。片麻痺患者は、起立や歩行開始の際に、麻痺側下肢への荷重量を減らして非麻痺側優位の姿勢を取ることが多い^{31,35,64}。その為、姿勢コントロールが良好な足（非麻痺側）で Mos は小さくなり、姿勢コントロールが不良な足（麻痺側）では Mos は大きな値を示す傾向がある⁵⁰。臨床では麻痺側下肢へ荷重するのは怖いと述べる片麻痺患者は多い。つまり、Mos が大きな値を示すというのは片麻痺患者にとって不安定な方向であり、転倒を未然に防ぐため、意図的に過剰に広い Mos を設けているといえる。Vistamehr ら⁷⁹は片麻痺患者を対象として各種バランスの指標を比較検討した。その結果、臨床的バランス指標（Berg Balance Scale や Dynamic Gait Index）と Mos は負の相関があり、片麻痺患者が広い Mos を保とうとする動作はバランス能力の低さを示すものであるとしている。つまり、片麻痺患者における Mos の解釈としては、値が小さい方がその方向の安定性が高い、安心できる動作であると考えられる。よって、今回の結果から、非麻痺足を先行肢とすると動作は不安定になっていると考えた。

次に、姿勢の対称性の指標である骨盤の挙上角度は麻痺足を先行肢としたときに大きな値を示した。図 2-7 は図 2-6 に健常高齢者（62 歳男性）の骨盤挙上角度の変化（2 重線）を加えたものである。健常者の歩行開始時の骨盤挙上角度は、この 1 歩目が離れた瞬間に 0 ± 1 度（平均値 \pm 標準偏差）である⁷⁸ため、非麻痺足を先行肢としたときの値（本結果の平均値 1.34 度）は健常者の骨盤挙上角度に準ずる値である事がわかる。しかし、麻痺足を先行肢とした際にはその 3 倍以上の値となっており、正常な動きから逸脱した非対称な姿勢となっていると言える。このことから、麻痺足を先行肢として使用するメリットとして安定性が得られやすい反面、姿勢の非対称性が強くなるというデメリットがあることがわかった。

効率性に関して有意な差は得られず、どちらの足を先行肢としても目標までの到達時間に変化はないことが分かった。Hesse ら³⁵は、非麻痺足を先行肢とすると、麻痺側下肢で全体重を支えなくてはならなくなるため、患者はその期間を極力短くしようとする報告している。しかし、Tokuno ら²⁴はどちらの足を先行肢としても動作時間に違いはないと報告している。Hesse らの対象者は発症から平均 3.7 ヶ月の片麻痺患者を対象としていたのに対し、Tokuno らは発症から平均 4 年の片麻痺患者を対象としていた。これらの先行研究を参考にすると、発症期間が長くなるに従い、どちらの足を先行肢としても、動作の効率性や姿勢の非対称性には差が出にくくなること

が推察される。本研究の対象者の病期は Hesse らの研究の対象者と近かったが、目標地点に到達するまでの動作時間に有意な差はなかった。このことから、効率性（動作時間）に関して言えば、Tokuno らの対象者のようにどちらの足を先行肢としても大差ないレベルにまで能力が改善していたとも推察できる。そのように動作が習熟し、安定性を求める段階が終了した患者に対しては、姿勢の非対称性が少ない動作（非麻痺足を先行肢とする動作方法）を指導していくことも有用であると考える。

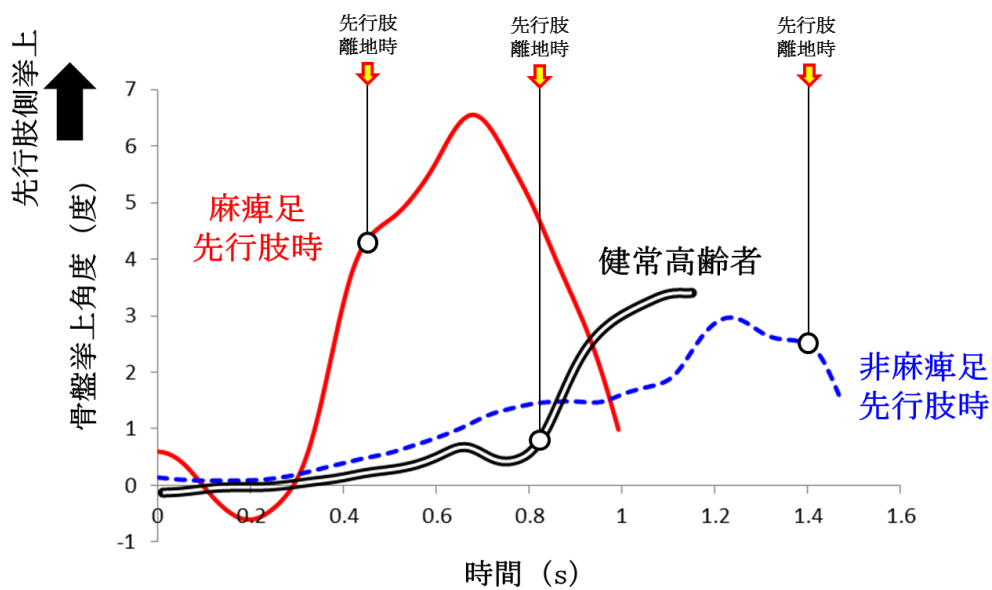


図 2-7 健常高齢者と比較した片麻痺患者の GI の麻痺足先行肢時と非麻痺足先行肢時の骨盤挙上角度の違い (代表例)

2-2. 座位からの歩行開始 (STW) の場合 (分析 2)

2-2-1. 目的

2-1 節では GI 時に先行肢を変えることでどのような違いが生じるのかについて分析した。これに引き続き、STW についても同様に、先行肢を変えることによってどのような違いが生じるのかを知っておく必要がある。2-2 節では分析 2 として、STW の際に麻痺足を先行肢とした時と非麻痺足を先行肢としたときの動作の安定性・効率性・姿勢の対称性を比較した。これによって、片麻痺患者が STW を行う際にそれぞれの先行肢を選ぶことによるメリット・デメリットを安定性、効率性、姿勢の対称性の視点から検証することが目的である。

2-2-2. 方法

対象者 38 名について、麻痺足を先行肢とした時と、非麻痺足を先行肢とした時の STW の安定性・効率性・姿勢の対称性を比較した。

STW 動作の計測は、下腿長に合わせた高さの台に大腿長の半分の深さまで座った状態から前方 3m のラインまでなるべく速く歩行するものとし、GI 動作 (課題①) と同様に、練習を 1~2 回行った後、先行肢を意識せず 3 回、先行肢を反対側下肢として同様に 3 回計測した。動作開始の合図は GI 動作と同様に、前方に設置されたブザーランプの点灯およびブザー音にて行った。また、課題動作中には装具や杖などの歩行補助具は使わずに裸足で計測を行った。

STW の評価指標は、前述した GI 動作と同様に、安定性の指標としての Mos、効率性の指標としての動作時間、姿勢の対称性の指標として 1 歩目の足が離れる瞬間の骨盤挙上角度とした。STW の動作時間の定義を図 2-8 に示す。左縦軸は鉛直方向床反力 (F_z)、右縦軸は COM の進行方向位置変化、横軸は時間軸である。グラフの点線は殿部の F_z 、実線は COM の位置変化を示している。動作の開始は殿部の F_z が安静座位時の 2SD を上回った時点とし、終了は COM の位置が動作開始位置から 1.5m 前方に到達した時点とした。

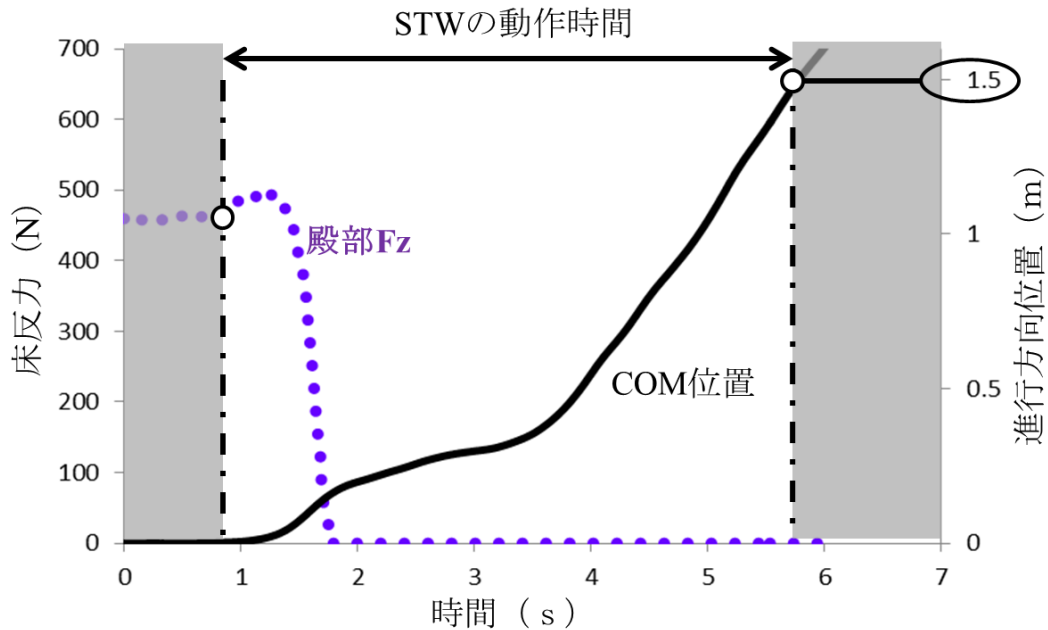


図 2-8 STW の動作時間の定義

また、STW は起立が加わるという動作の特性上、離殿時麻痺側荷重率や FI 値も評価指標に加えた。離殿時麻痺側荷重率は離殿時の姿勢の非対称性を評価する一般的指標である。健常者の STW では、先行肢と同側の足の離殿時荷重率が增大する²⁵⁾ため、片麻痺患者では先行肢が麻痺足か非麻痺足かによって荷重の増え方が異なると考えられる。しかし、普段は減少している麻痺側の離殿時荷重率が少しでも増え、左右の非対称性が少ない動作方法は動作の安定性の面でも、効率性の面でも有用である⁶⁴⁾。よって、離殿時麻痺側荷重率も姿勢の対称性の指標として加えた。離殿時麻痺側荷重率は離殿時の合成鉛直方向床反力の大きさを 100%として麻痺足に掛かる割合を算出した。FI 値は起立と GI が融合されている程度を示すもので、この値が大きくなれば立ちながら歩行を開始することができることを意味し、STW の質を示す指標として一般的に用いられている^{27,29,53,80-83)}。FI 値の算出は Malouin らの研究²⁷⁾参考に、離殿前の COM 進行方向速度最大値に対する、1 歩目を出すまでの COM 進行方向速度最小値の割合を算出した。図 2-9 に FI 値の算出方法の模式図を示す。グラフは動作開始から 1 歩目の足が離れて接地するまでの COM の進行方向速度変化を示している。横軸は動作時間を示し、縦軸は 1 歩目を出すまでの COM 進行方向速度最大値を 100%とした進行方向速度の変化 (%) を示している。

統計学的処理については、GI 動作（課題①）と同様に、各データの正規性を Shapiro-Wilk 検定にて確認し、データが正規分布を示したデータは対応のある t 検定を、正規性が確認できないデータについてはノンパラメトリックな検定（ウィルコクソン符号付順位和検定）を用いて比較することとした（有意水準 5%）。

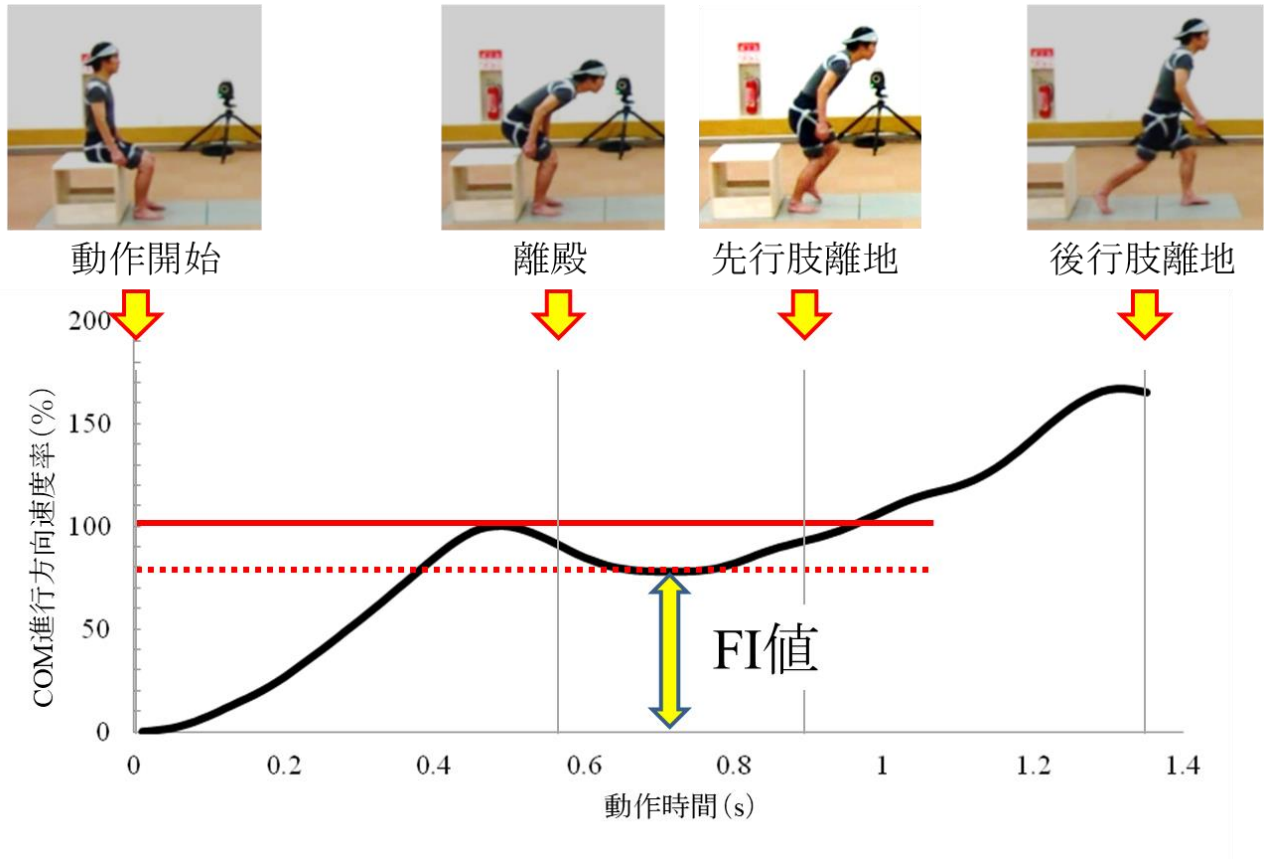


図 2-9 COM 進行方向速度からの Fluidity Index (FI 値) の算出方法²⁷⁾

2-2-3. 結果

STW 時の Mos, 骨盤角度変化の代表例を図 2-10 および図 2-11 に示す. 麻痺足を先行肢とした時と, 非麻痺足を先行肢としたときの安定性・効率性・姿勢の対称性の比較結果を表 2-3 に示す. 麻痺足を先行肢とした時と, 非麻痺足を先行肢とした時との比較で, 安定性の指標 (Mos), 姿勢の対称性の指標 (骨盤の挙上角度) に有意な差がみられた. 麻痺足を先行肢としたときに Mos は小さく ($p < 0.01$), 骨盤の挙上角度は大きかった ($p < 0.01$).

図 2-11 に STW で麻痺足を先行肢とした時と非麻痺足を先行肢とした時の下肢荷重率の変化の違いの例を示す. 図 2-11-A) の麻痺足を先行肢とした時の方が離殿時の麻痺足荷重率が高くなっていることがわかる. 非麻痺足を先行肢とした際には, 離殿時のそれぞれの足の荷重率の差が大きく, 非対称な荷重になっていた. 離殿時麻痺側荷重率は, 麻痺足を先行肢としたときに大きかった ($p < 0.05$). 効率性に関して有意差はなかった. FI 値にも有意な差があり, 麻痺足を先行肢としたときと比べ非麻痺足を先行肢として用いたときに FI 値は高かった. どちらの足を先行肢にしても平均値としては FI 値が正の値を示した. しかし, FI 値がマイナスとなった者 (COM の前方速度が止まって逆に後方へ移動してから歩き始めていたもの) が, 麻痺足先行肢時に 11 名, 非麻痺足先行肢時に 3 名存在した.

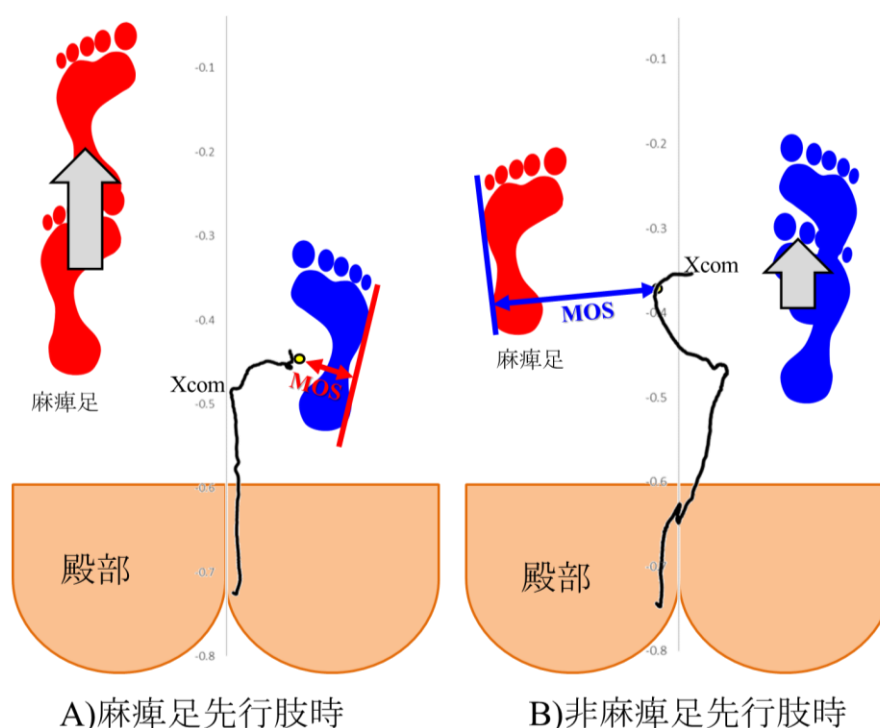


図 2-10 STW の麻痺足先行肢時と非麻痺足先行肢時の Mos の違い (代表例)

(Xcom の軌跡上の丸印は一步目離地時のポイントを示している)

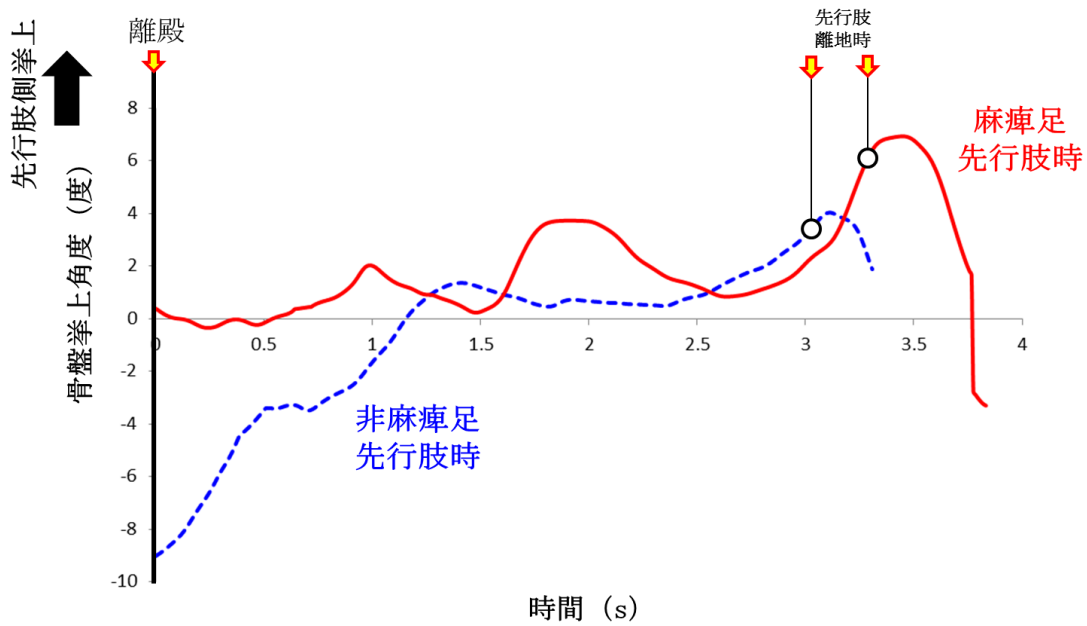


図 2-11 STW の麻痺足先行肢時と非麻痺足先行肢時の骨盤挙上角度の違い (代表例)

グラフは動作開始から 1 歩目の足が離れて着くまでの骨盤挙上角度の変化を示している。実線は麻痺足を先行肢としたときの骨盤の挙上角度変化、破線は同一患者が非麻痺足を先行肢としたときの変化を示している。白丸は 1 歩目の足が離れた瞬間のポイントである。

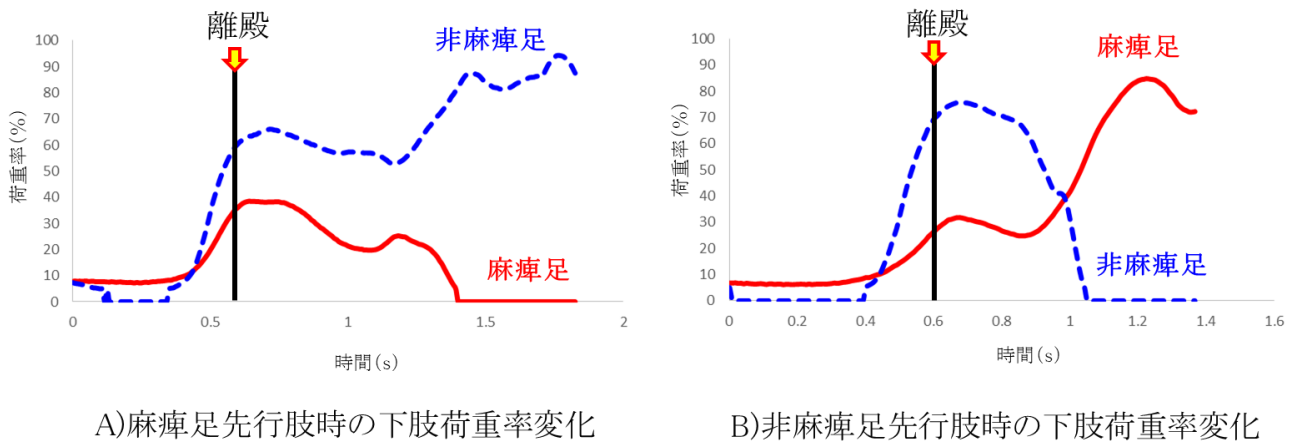


図 2-12 STW で麻痺足先行肢時と非麻痺足先行肢時の下肢荷重率の変化 (代表例)

(離殿時の合成鉛直方向床反力成分の値を 100%として計算)

表 2-3 STW の麻痺足先行肢時と非麻痺足先行肢時の比較

	麻痺足先行肢時 (n=38)	非麻痺足先行肢時 (n=38)	p 値
Mos (m/身長m)	0.0602 (0.0467~0.0810)	0.1064 (0.0849~0.1173)	p<0.001
1.5m 地点までに到達する時間 (s)	4.13 (2.75~6.06)	4.34 (2.69~5.98)	n.s.
骨盤挙上角度 (度)	4.55 (1.01~6.85)	1.73 (-1.77~3.08)	p<0.001
離殿時麻痺側荷重率 (%) *	41.5±9.0	38.4±9.1	p=0.002
FI 値 (%)	33.2 (-1.4~68.0)	37.5 (10.0~75.4)	p=0.007

n.s.: not-significant, 値は中央値 (四分位範囲) を示しており, *の付いた指標の値は平均値±標準偏差を示している.

2-2-4. 考察

STW 時に麻痺足を先行肢とすると Mos が小さくなり、離殿時の麻痺側荷重率増大が生じた。しかし、骨盤の挙上はより大きくなった。以上のことから、麻痺足を先行肢として使用するメリットとしては離殿時の麻痺側荷重率が増大し（離殿までの姿勢の非対称性は少なく）、先行肢を振り出した瞬間の安定性 (Mos) は良好となることがわかった。その一方で、デメリットとしては、先行肢を振り出す瞬間の骨盤挙上角度が大きくなることで、瞬間的に姿勢の非対称性が増大することがわかった。健常高齢者 (62 歳男性) の STW の骨盤の挙上角度の例 (図 2-13) を見ても、非麻痺足を先行肢とした時には健常高齢者と同程度の骨盤挙上角度であったのに対し、麻痺足を先行肢とした時にはそれよりも大きな挙上角度となっていることがわかる。

FI 値に関しては殆どの患者で正の値を示していたが、麻痺足を先行肢とすると FI 値がマイナスになるものが 38 人中 11 人存在した。つまり、約 1/3 の患者は麻痺足を先行肢とすると、起立後一旦後方に COM を移動させてから歩き始めているということである。一方、非麻痺足を先行肢としたときには殆どの患者で FI 値がプラスとなり、立ちながら歩く方法をとっていた。片麻痺患者は麻痺足を先行肢として歩き始める際に、一旦非麻痺側後方へ COM を移動させてから 1 歩目を振り出す^{28,29)}。STW において一旦後方へ移動するという事は、起立時の前方移動速度を過度に減少させるということとなり、一見、動作の効率性は下がるように見える。健常者の STW では前上方へ重心をすばやく移動させながら一歩目の足を接地するため、初期接地時には過剰な衝撃吸収を要求される²⁹⁾。そのため、麻痺足での制動が十分に行えない患者は麻痺足を先行肢とした場合、十分に速度を減弱させてから初期接地を行おうとする傾向があると考えられる。実際、本研究の計測後に患者にどちらの足から歩いた方が動作しやすいか聴取した際に「麻痺足から接地するのは怖いから慎重にするようにしている」というコメントがあった。しかし、これが非麻痺足であれば初期接地時の過剰な衝撃吸収も可能となるため、非麻痺足を先行肢とした場合には FI 値を高め（離殿時の前方移動速度を維持したまま）、初期接地を行うことができたと考えられる。つまり、麻痺足を先行肢とした場合、患者は意図的に FI 値を下げ、1 歩目の衝撃吸収を極力減らそうとする戦略をとったと考えられる。最終的な動作時間に差がなかったことから、FI 値の低下は動作の非効率さを示すものではない事がわかる。

STW では歩行開始前に起立が加わるため、多くの患者が非麻痺側へ COM を偏移した状態から歩行を開始することになる^{64,69)}。その様な姿勢であるにも関わらず、一旦非麻痺側へ偏移した COM を改めて麻痺側へ移動して、非麻痺足を先行肢とする方法は非効率的である。また、起立直後の不安定な姿勢であれば、より安定性を求める方法を取る患者が多いと推察する。そのため、STW

では GI 以上に安定性を優先して麻痺足を先行肢として選択することが多いと考える。しかし、動作が習熟し、離殿までが安定して効率的に行える患者については、先行肢振り出し時に姿勢の非対称性が少なくなる非麻痺足を先行肢として STW を行う方法も検討する場合もあり得る。ただし、そのようなレベルに達していない患者を非麻痺足から歩かせることは、STW の特性上、危険であると思われる。特に、非麻痺足を先行肢とすると、離殿時の麻痺側荷重率が低下した。離殿時麻痺側荷重率は片麻痺患者の起立動作のパフォーマンスを示すものであり、この値が下がるということは、重心の前方移動の加速度が低下することや、姿勢の非対称性が出現することがわかっている⁶⁴⁾。麻痺側下肢の使用を促すというリハビリテーションの観点からも、起立動作能力が不十分なうちは、麻痺足を先行肢とする方法の方が有効であると考えられる。

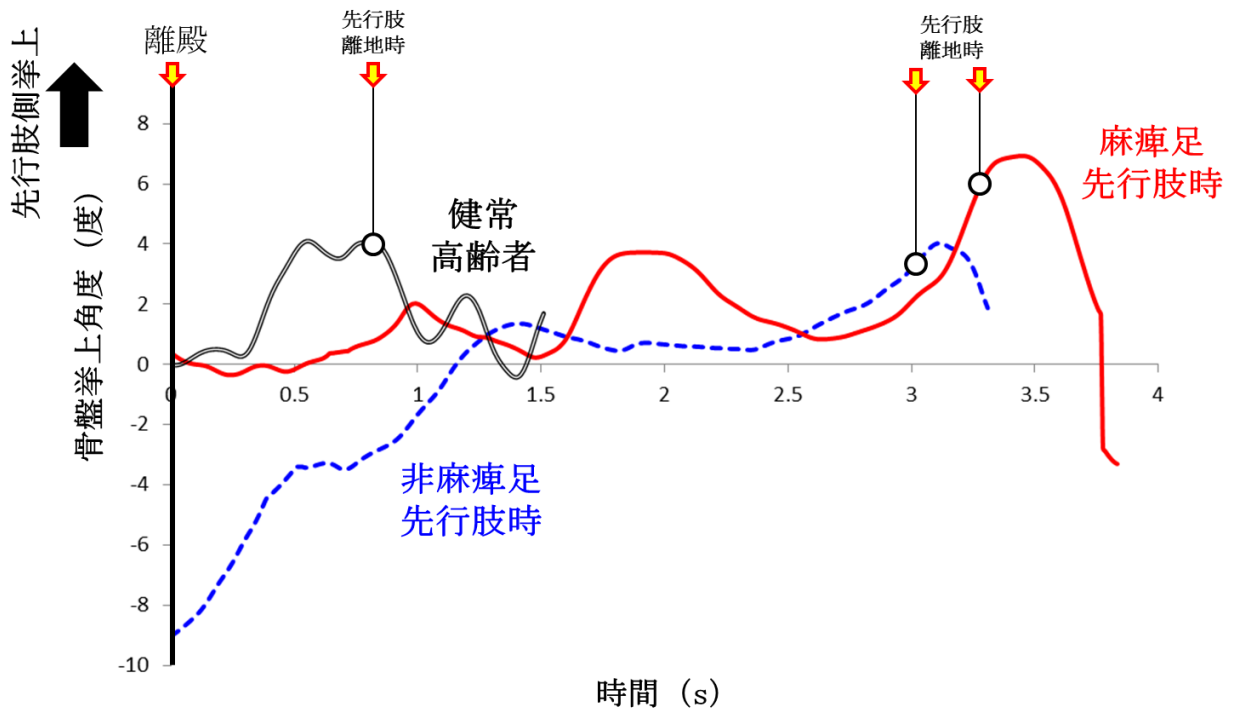


図 2-13 STW の麻痺足先行肢時と非麻痺足先行肢時の骨盤挙上角度の違い (代表例)

第3章 先行肢選択の習慣に関する指標の分析

3-1. 片麻痺患者が立位または座位から歩行開始する際に習慣的に用いる先行肢の組み合わせと身体機能の関係 (分析3)

3-1-1. 目的

片麻痺患者が習慣的に用いている先行肢は麻痺足であると述べる先行研究^{31,32)}が多いが、臨床では非麻痺足を先行肢としている患者にも遭遇し、習慣的に用いている先行肢の割合は明らかになっていない。先行研究で示されるように、ほぼ全ての患者が麻痺足を先行肢とする習慣があるのかその割合を調べると共に、GIとSTWで習慣的に用いている先行肢が異なるか調べるのが本章の第1の目的である。次に、GI・STWそれぞれにおける先行肢選択の違いから、対象者を群分けして分析を行った。GIとSTWの課題の比較では、STWの方がより高度なバランス能力を要し²⁹⁾、起立動作時の姿勢の偏移を修正しながら歩行を開始しなくてはならないため、難易度が高い²⁵⁾。先行肢別の分析では、麻痺足を先行肢とするよりも非麻痺足を先行肢とするほうがCOPの移動が急激に行われるため難易度が高い事がわかっており³⁵⁾。第2章の分析でもGI・STW共に非麻痺足を先行肢とする方法は不安定になりやすいことがわかった。しかし、非麻痺足を先行肢とする方法は、姿勢の対称性の面でメリットがある。そのため、より難易度は高くなるが、非麻痺足を先行肢とする方法を習慣的に行えるようになるためにはどのような身体機能が必要であるのかを知る必要がある。本章では開始姿勢による違い(GIとSTW)と先行肢による違い(麻痺足と非麻痺足)の組み合わせとして、GIでもSTWでも先行肢が麻痺足である者、GIとSTWで先行肢が異なる者、GIでもSTWでも先行肢が非麻痺足である者に分けて分析を行った。第2章の結果を踏まえて課題の難易度を考えると、①GIでもSTWでも麻痺足を先行肢とする習慣、②GIのみ非麻痺足を先行肢とし、STWでは麻痺足を先行肢とする習慣、③GIでもSTWでも非麻痺足を先行肢とする習慣の順でより難度が高いと推察できる。それら群間の身体機能の特徴を分析することで、より高いレベルの動作を行うために必要な指標を抽出できると考えた。

先行肢の選択には、身体機能だけでなく、リハビリテーションによる動作の習熟度や姿勢の改善も影響していると思われる。そのために、身体機能の違いだけでなく、立位姿勢、起立動作、歩行動作などの基本動作に関連した動作をピックアップし、その動作時の姿勢に関する特徴も比較し、群間の違いを分析した。以上の分析によって、習慣的な先行肢が何によって決まっているのかについて調べるのが本章の第2の目的である。

3-1-2. 方法

3-1-2-1. 群分けの方法

本研究は課題の組み合わせ別に①GIでもSTWでも麻痺足を先行肢とする群（麻麻群）、②GIは非麻痺足を先行肢とするがSTWでは麻痺足を先行肢とする群（非麻群）、③GIは麻痺足を先行肢とするがSTWでは非麻痺足を先行肢とする群（麻非群）、④GIもSTWも非麻痺足を先行肢とする群（非非群）の4群に分けて分析を行った。

3-1-2-2. 習慣的に用いている先行肢の判別方法

習慣的に用いている先行肢の決定は客観的・主観的評価によって行った。まず、客観的評価として、先行肢について意識しない状態で各課題を3回行った際に毎回同じ足を先行肢として用いれば、その足を習慣的に用いている先行肢として定義した。3回のうち1回でも異なる足を先行肢として用いた場合は、主観的評価として、どちらの足の方が出しやすいかを問い、回答が得られた方の足を習慣的に用いている先行肢とした。

3-1-2-3. 身体機能的指標の抽出方法

患者基礎情報として、計測時点での年齢、体重、身長、Body Mass Index (BMI)、発症からの期間を算出した。

また、身体機能的指標として10m歩行時間、Trunk Control Test (TCT)、下肢Brunnstrom Recovery Stage (BRS)、FIMのベッドへの移乗の得点、階段昇降の得点、運動項目の合計点数、Fugl-Meyer Assessment (FMA)の各身体機能点数（下肢機能、バランス機能、感覚）、を抽出した。これら評価は各種課題動作の計測後、担当理学療法士がリハビリテーション室にて行った。上記身体機能評価は全対象者が入退院時に必ず行っている評価であり、担当理学療法士は全て同じ基準で評価が行えるよう研修を受けていた。10m歩行時間の計測は前後に2mの補助路を設けた10mの白線横を歩くものとし、10mの歩行時間をストップウォッチ（SEIKO社製）にて計測した。計測時の歩行速度は本人の至適スピードとした。

3-1-2-4. 運動学的・運動力学的指標の抽出方法

患者の動作・姿勢の特徴を調べるために、前章で計測したGI動作（課題①）、STWを動作（課題②）に加え、静止立位保持（課題③）、歩行動作（課題④）、起立動作（課題⑤）の計測を三次元動作解析装置にて行った。静止立位保持（課題③）は、足部を肩幅程度に開いた状態で3秒間

の立位を保つものとした。歩行動作（課題④）は、快適速度で 6m 歩行するものとし、計測区間（2m）の前後に補助路（各 2m）を設けた。起立動作（課題⑤）は下腿長に合わせた高さの台に大腿長の半分の深さまで座った状態から起立するものとし、至適速度で 3 回計測した。

課題③～⑤を運動学的・運動力学的に安定性・効率性・姿勢の対称性の視点から分析するため、先行研究を参考に以下の指標を抽出した。

静止立位保持（課題③）では、立位姿勢の対称性を調べるために、体重に対する麻痺側足部への荷重量（麻痺側足部荷重率）⁷¹⁾を分析した。

歩行動作（課題④）では、歩行時の動作の安定性を調べるために、GI 動作（課題①）、STW 動作（課題②）と同様に、Mos の算出を行った。歩行時の Xcom を分析した研究では、反対側の足が離れた瞬間に Xcom が最も外側へ移動し、Mos は最小値を示すことがわかっている⁴⁴⁾。そのため、歩行においても非麻痺足離地時の麻痺側の Mos、麻痺側離地時の非麻痺側 Mos を抽出した。効率性を調べるために、1 歩行周期の平均歩行速度⁸⁴⁾（以下、歩行速度）を抽出した。姿勢の対称性を調べるために、非麻痺側の歩幅に対する麻痺側の歩幅比（以下、AI : Asymmetry Index）⁷⁵⁾、非麻痺側立脚期時間に対する麻痺側立脚時間比（以下、SI : Symmetry Index）⁷⁵⁾を抽出した。その他、歩行の一般的な評価指標として、歩幅⁷³⁾、立脚後期の第 5 中足骨頭と股関節を結んだベクトルと鉛直軸のなす角度の最大値（以下、TLA : Trailing Limb Angle）^{85,86)}、底屈モーメント最大値⁸⁷⁾、遊脚期の股関節屈曲角速度最大値³⁶⁾を抽出した。TLA の算出方法のイメージを図 3-1 に示す。TLA の算出は立脚後期の第 5 中足骨頭と股関節を結んだベクトルと鉛直軸のなす角度の最大値として抽出した。歩幅は初期接地時の足関節外果マーカー位置から算出した。

起立動作（課題⑤）では、動作の安定性を調べるため COP の前後移動幅、左右移動幅を分析した⁶⁴⁾。動作の効率性を調べるために動作時間を抽出した⁶⁴⁾。動作時間は、STW 動作（課題②）と同様に、殿部の Fz が安静座位時の 2SD を上回った時点とし、動作の終わりは体幹が鉛直位となった時点とした⁶⁴⁾。起立動作時の姿勢の対称性を調べるために、離殿時の麻痺側荷重率⁶⁴⁾を分析した。なお、距離に関する指標は身長で正規化し、関節モーメントは Visual3D によって体重で正規化されたものを更に身長で正規化した。

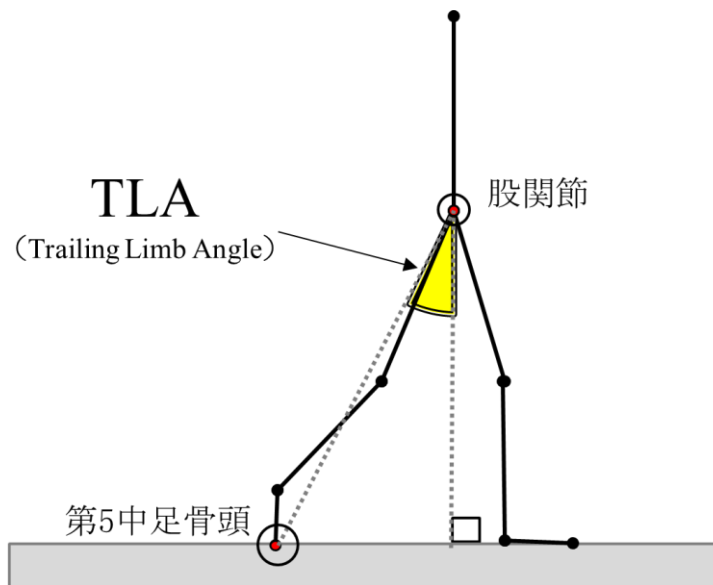


図 3-1 TLA の算出方法^{85,86)}

3-1-2-5. 統計学的分析方法

前述した患者基礎情報、身体機能的指標、各運動学的・運動力学的指標について、Bartlett 検定で等分散を確認した後、群間で ANOVA または Kruskal-Wallis 検定を行った。等分散が確認でき、ANOVA で主効果が認められた場合は Tukey-Kramer の多重比較を行った。等分散が確認できず、Kruskal-Wallis 検定で主効果が認められた場合は Bonferroni の多重比較を行った。

また、発症からの期間と習慣的に選択している先行肢の関連を分析するために、 χ^2 独立性の検定 (Fisher の直接法) を行った。なお、発症からの期間の区分けの仕方としては、脳卒中患者の運動麻痺回復中枢神経再組織化のステージ理論に関する先行研究⁸⁸⁾を参考に、皮質脊髄路が最も改善しやすい 3 ヶ月以内 (1st stage)、皮質間のネットワークの再構築が起きる 3~6 ヶ月 (2nd stage)、シナプス伝達の効率化が起きる 6 ヶ月以降 (3rd stage) に分けて分析した。

3-1-3. 結果

群の内訳は、麻麻群 (GI でも STW でも麻痺足を先行肢とする群) 23 名、非麻群 (GI では非麻痺足を先行肢とするが、STW では麻痺足を先行肢とする群) 7 名、麻非群 (GI では麻痺足を先行肢とするが、STW では非麻痺足を先行肢とする群) 3 名、非非群 (GI でも STW でも非麻痺足を先行肢とする群) 5 名であった (表 3-1)。GI でも STW でも同じ足を先行肢としているものは 28 名、先行肢が異なる者は 10 名であった。その内、GI で麻痺足を先行肢として選んだにもかかわらず、STW で非麻痺足を先行肢に選んだものが 3 名存在した。この 3 名は平均歩行速度が 0.16m/s、

0.20 m/s, 0.28 m/s と全体の平均値 (0.51 m/s) と比べて低い傾向があった。この 3 名は歩行能力が低く、能力に見合った適切な先行肢が確定していなかった可能性があるため分析からは除外し、3 群 (35 人) の分析を行った。

3 群間の比較結果を表 3-2 に示す。発症からの期間、麻痺側歩幅、非麻痺側-TLA 角度、非麻痺側股関節屈曲角速度最大値に主効果が認められた。多重比較では発症からの期間について、麻麻群と非麻群 ($p<0.05$)、麻麻群と非非群 ($p<0.01$) に有意な差があり、麻麻群は非麻群、非非群と比べて発症からの期間が短かった。また、歩行時の麻痺側の歩幅、非麻痺側-TLA、非麻痺側股関節屈曲角速度最大値について有意な差があり、麻麻群は非麻群と比べて歩幅が短く、TLA や股関節屈曲角速度の値が小さかった ($p<0.05$)。

表 3-3 に発症からの期間と習慣的に選択している先行肢の関連を示す。発症からの期間と習慣的に選択している先行肢の関連については、 χ^2 独立性の検定 (Fisher の直接法) で $p<0.05$ の有意な関連があった。

表 3-1 習慣的に選択している先行肢の内訳 (n=38)

		GI		
		麻痺足	非麻痺足	合計
STW	麻痺足	23 名	7 名	30 名
	非麻痺足	3 名	5 名	8 名
	合計	26 名	12 名	38 名

値は人数を示している。GI で麻痺足を先行肢とし、STW で非麻痺足を先行肢とする者 3 名は分析から除外した。

表 3-2 3 群間の身体機能の比較 (麻麻群) : GI でも STW でも麻痺足を先行肢とする患者群, (非麻群) : GI では非麻痺足を, STW では麻痺足を先行肢とする患者群, (非非群) : GI でも STW でも非麻痺足を先行肢とする患者群

		麻麻群 (n=23)	非麻群 (n=7)	非非群 (n=5)	主効果 p 値	多重比較の結果		
						麻麻- 非麻	麻麻- 非非	非麻- 非非
身体状況	年齢 (歳)	63 (56~67)	53 (51~55.5)	62 (51~67)	0.038 ^b			
	身長 (cm)	162 (158~171.5)	162 (160.5~169)	165.5 (161~168)	0.886 ^a			
	体重 (kg)	56 (46.5~68.5)	57 (54.6~63)	58 (55.1~66)	0.679 ^a			
	BMI (kg/m ²)	21.5 (19.4~24.0)	22.8 (20.2~24.5)	22.4 (21.6~22.6)	0.653 ^a			
	発症からの期間 (日)	63.5 (39.75~100.5)	107 (91.5~184)	179 (153~187)	0.002 ^a	p<0.05	p<0.01	
身体能力	10m歩行時間 (s)	16.35 (13.215~26.25)	11.08 (9.35~14.94)	11.2 (10.37~14.4)	0.064 ^b			
	TCT (点)	100 (87~100)	100 (100~100)	87 (87~100)	0.307 ^b			
	下肢 BRS (点)	5 (4~5)	5 (3.5~5)	5 (4~5)	0.780 ^a			
FIM	ベッド移乗 (点)	6 (6~7)	6 (6~7)	7 (7~7)	0.236 ^a			
	歩行 (点)	6 (5~6)	6 (5.5~6.5)	7 (6~7)	0.440 ^a			
	階段 (点)	5 (3.5~5)	5 (4.5~5.5)	6 (5~6)	0.175 ^a			
	運動項目合計 (点)	75 (70~84.5)	81 (77~86.5)	85 (70~88)	0.328 ^a			

値は中央値 (四分位範囲) を示しており, *の付いた指標の値は平均値±標準偏差を示している. ^aANOVA, ^b Kruskal-Wallis test

					多重比較の結果			
		麻麻群 (n=23)	非麻群 (n=7)	非非群 (n=5)	主効果 p 値	麻麻- 非麻	麻麻- 非非	非麻- 非非
FMA	下肢機能 (点)	28 (26~29)	27 (22~29.5)	29 (25~31)	0.609 ^a			
	バランス (点)	10 (8.5~12)	11 (8~11.5)	10 (8~11)	0.701 ^a			
	感覚 (点)	20.5 (12~24)	14 (11.5~19.5)	14 (12~22)	0.682 ^a			
立位	麻痺側荷重率 (%) *	43.4±7.2	43.1±7.1	44.5±1.8	0.941 ^b			
歩行	麻痺側 Mos (m/身長) *	0.0711±0.0189	0.0646±0.0190	0.0614±0.0146	0.478 ^a			
	非麻痺側 Mos (m/身長) *	0.0528±0.0175	0.0532±0.0145	0.0612±0.0119	0.579 ^a			
	平均歩行速度 (m/s) *	0.45±0.27	0.66±0.24	0.57±0.29	0.180 ^a			
	麻痺側歩幅 (m/身長) *	0.21±0.07	0.29±0.07	0.25±0.07	0.023 ^a	p<0.05		
	非麻痺側歩幅 (m/身長) *	0.17±0.09	0.26±0.06	0.24±0.10	0.055 ^a			
	AI (% : 麻/非) *	153.6±101.0	112.9±13.9	114.8±32.8	0.706 ^b			
	SI (% : 麻/非) *	0.90±0.16	0.86±0.08	0.90±0.08	0.713 ^a			
	麻痺側-TLA (度) *	8.7±7.4	15.9±4.8	13.5±10.2	0.068 ^a			
	非麻痺側-TLA (度) *	13.2±5.3	19.6±4.1	17.0±4.9	0.016 ^a	p<0.05		

AI : Asymmetry Index, SI : Symmetry Index, TLA : Trailing Limb Angle, ^aANOVA, ^bKruskal-Wallis test

値は中央値 (四分位範囲) を示しており, *の付いた指標の値は平均値±標準偏差を示している.

					多重比較の結果			
		麻麻群 (n=23)	非麻群 (n=7)	非非群 (n=5)	主効果 p 値	麻麻- 非麻	麻麻- 非非	非麻- 非非
歩行	麻痺側底屈モーメント (Nm/身長/体重) *	0.0086±0.0043	0.0094±0.0026	0.0111±0.0027	0.454 ^a			
	非麻痺側底屈モーメント (Nm/身長/体重) *	0.0117±0.0033	0.0139±0.0031	0.0114±0.0025	0.270 ^a			
	麻痺側股関節屈曲 角速度最大値 (rad/s) *	87.7±35.4	130.3±45.6	87.2±50.1	0.894 ^b			
	非麻痺側股関節屈曲 角速度最大値 (rad/s) *	131.4±33.3	175.0±37.9	119.2±69.4	0.033 ^a	p<0.05		
	起立	起立動作時間 (s) *	1.82±0.67	1.74±0.46	1.60±0.63	0.785 ^a		
	離殿までの COP 前後移動幅 (m/身長) *	0.169±0.040	0.188±0.027	0.166±0.024	0.505 ^a			
	離殿までの COP 左右移動幅 (m/身長) *	0.030±0.018	0.024±0.008	0.023±0.012	0.529 ^a			
	離殿時麻痺側荷重率 (%) *	41.8±9.4	37.5±6.8	37.8±12.3	0.496 ^a			

値は中央値（四分位範囲）を示しており、*の付いた指標の値は平均値±標準偏差を示している。^aANOVA, ^b Kruskal-Wallis test

表 3-3 発症からの期間と習慣的に選択している先行肢の関連

	麻麻群	非麻群	非非群
3ヶ月以内 (1st stage)	14名 (3.0)	1名 (-1.7)	0名 (-2.1)
3~6ヶ月 (2nd stage)	6名 (-1.6)	3名 (1.0)	1名 (1.0)
6ヶ月以降 (3rd stage)	3名 (-1.8)	3名 (-0.9)	4名 (1.5)

値は人数を示しており、() は調整済み残差の値である。

3-1-4. 考察

GI・STW 共に習慣的な先行肢として麻痺足を選択するものが多かったが、先行研究^{31,32)}で示されているようにほぼすべての患者が麻痺足を先行肢としているわけではないことがわかった。GI・STW 共に同じ足を先行肢としている患者は 38 名中 28 名であり、残りの 10 名は GI と STW で先行肢を使い分けていた。これにより、歩行開始動作として GI と STW を分けて考える意義を再認することができた。この GI と STW で先行肢を使い分けている 10 名のうち、3 名は GI で麻痺足を先行肢としていたにもかかわらず、STW で非麻痺足を先行肢として用いていた。

STW は GI に加えて起立を伴う動作であるため、より高度な姿勢制御が必要となる。GI では安定性を重視して麻痺足を先行肢としたにもかかわらず、GI よりも難度の高い STW で安定性の低い非麻痺足からの動作を行うというのは矛盾を感じる。この 3 名の平均歩行速度は先行研究⁸⁴⁾で示されている、屋内歩行でも制限があるレベル (0.23 m/s) と同等の値であった。つまり、この 3 名は動作の習熟が十分に得られていない歩行能力の低い患者であり、誤った先行肢の選択を行っていた可能性がある。本研究ではこの 3 名を除いて解析を行った。群間の比較を行った結果、発症からの期間、歩行時の麻痺側下肢の歩幅・非麻痺側 TLA に主効果が認められた。多重比較では発症からの期間については麻麻群と非麻群、麻麻群と非非群の間に有意な差があり、歩行時の麻痺側下肢の歩幅、非麻痺側 TLA についても麻麻群と非麻群の間に有意な差があった。これらのことから麻痺足を先行肢とする患者の特徴として、発症からの期間が短く、歩行能力が低いということが示唆された。また、発症からの期間 (3 段階) と習慣的に選択している先行肢の組み合わせ (3 群) に関連があったことから、発症からの期間が長くなるに従い麻麻群から非麻群、非非群へと変化する可能性があることが示唆された。

Swayne ら⁸⁸⁾は、脳卒中発症後の経時的な運動麻痺の回復過程は 3 段階に別れていると述べている (図 3-2)。発症から 3 ヶ月前後の 1st stage や 2nd stage では皮質脊髄路の機能が回復する期間であるが、3rd stage (6 ヶ月以降) はそれが期待できず、主にシナプス伝達の効率化や強化が行われる⁸⁸⁾。つまり、この期間は運動学習による動作の習熟が得られる時期である。発症から 3 ヶ月以内 (1st stage) の患者で麻痺足を先行肢とする者が多かったことや、麻痺足を先行肢とすると歩行開始動作の安定性が得られやすいという第 2 章の結果をふまえると、この時期の患者は安定性を重視して麻痺足を先行肢とする傾向があると考えられる。このように発症から 3 ヶ月未満の患者の多くが麻痺足を先行肢とするという結果は Brunt ら³¹⁾の報告とも合致している。そして、麻麻群は非麻群・非非群と比べて発症からの期間が短く、歩行能力が低いという本章の結果も合わせて考えると、発症からの期間が長くなるに従い歩行動作が習熟し、安定性を重視しなくても良くなった患者は非麻痺足を先行肢とした姿勢の非対称性が少ない方法に変化すると思われる。

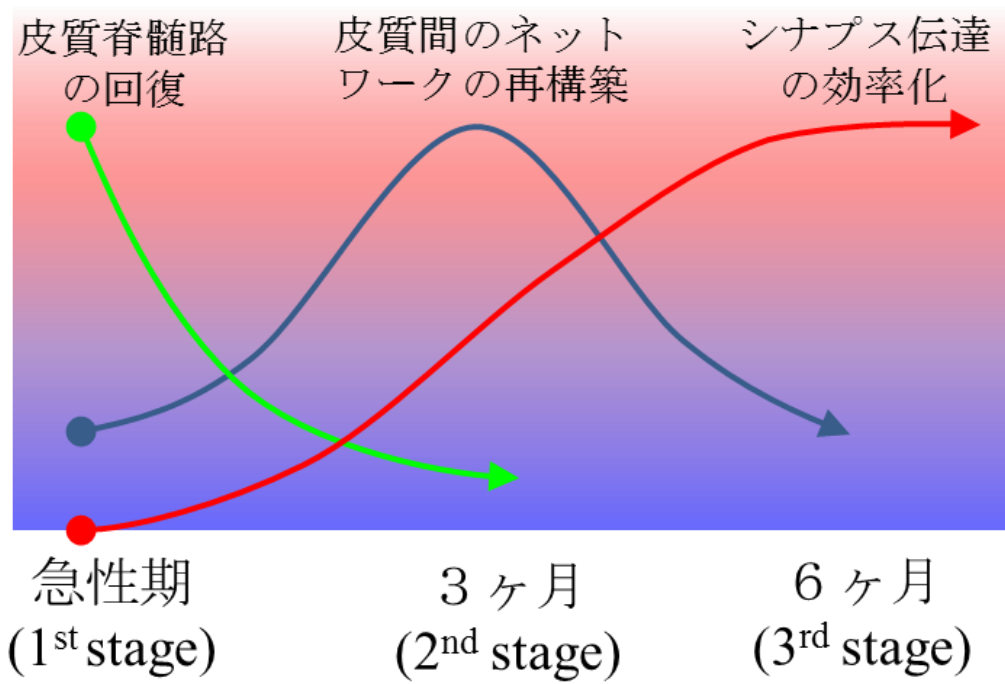


図 3-2 脳卒中発症後の経時的な運動麻痺の回復過程 (Swayne ら⁸⁸⁾の報告をもとに作成)

3-2. 立位からの歩行開始（GI）で麻痺足を先行肢とする習慣のある患者と非麻痺足を先行肢とする習慣のある患者の特徴の比較（分析 4）

3-2-1. 目的

前項（3-1）では GI と STW における先行肢選択の違いから 3 群間の比較を行った。その結果、発症からの期間が伸びるに従い、麻麻群、非麻群、非非群へと変化することが示唆された。つまり、GI でも STW でも麻痺足を先行肢として用いる状態から、次第に非麻痺足を先行肢とするように習慣が変化していくということである。

本項（3-2）では、まず GI のみに焦点を当て、習慣的に麻痺足を先行肢として用いている患者と、非麻痺足を先行肢として用いている患者の特性を比較した。これによって、GI に限った場合、非麻痺足を先行肢として使うように変化するために必要な要素を検討することが目的である。先行肢の選択などの動作方法の変化には、身体機能の改善だけでなく、リハビリテーションによる動作の習熟度やそれによる姿勢の非対称性の改善も影響していると思われる。そのために、身体機能の違いだけでなく、立位姿勢、起立動作、歩行動作などの基本動作に関連した評価指標も比較し、群間の違いを分析した。

3-2-2. 方法

3-2-2-1. 群分けの方法

片麻痺患者 38 名のうち、3-1 節（分析 3）にて対象とした 35 名を、GI 時に習慣的に麻痺足を用いているもの 23 名（以下、GI 麻群）と、非麻痺足を用いているもの 12 名（以下、GI 非群）の 2 群に分けた。

3-2-2-2. 統計学的分析方法

前項（3-1）と同様の評価指標として年齢、身長、体重、BMI、発症からの期間、10m 歩行時間、TCT、下肢 BRS、FIM の各項目の得点、FMA の各項目の得点を抽出した。各動作時の姿勢の特徴を比較するために、第 2 章で述べた静止立位保持（課題③）、歩行動作（課題④）、起立動作（課題⑤）の各運動学的・運動力学的指標を抽出した。統計学的処理については、各データの正規性を Shapiro-Wilk 検定にて確認し、データが正規分布を示したデータはウェルチの t 検定を、正規性が確認できないデータについてはノンパラメトリックな検定（マンホイットニーの U 検定）を用いて比較することとした（有意水準 5%）。

3-2-3. 結果

GI 麻群, GI 非群を比較したところ, 発症からの期間, 10m歩行時間, 歩行時の麻痺側歩幅, 非麻痺側歩幅, 麻痺側 TLA, 非麻痺側 TLA, 非麻痺側股関節屈曲角速度最大値に有意な差があった (表 3-4). 身体機能の指標では, GI 非群は GI 麻群に比べ, 発症からの期間が長く ($p < 0.01$), 10m歩行時間が短かった ($p < 0.01$). 運動学的指標としては, GI 非群は GI 麻群に比べ, 歩行時の麻痺側・非麻痺側の歩幅 ($p < 0.05$) や, TLA ($p < 0.05$), 股関節屈曲角速度 ($p < 0.05$) が大きな値を示した. 歩行時の Mos には有意な差はなかった.

表 3-4 GI で習慣的先行肢が麻痺足の者 (GI 麻群) と非麻痺足の者 (GI 非群) の比較

	GI 麻群 (n=23)	GI 非群 (n=12)	p 値
年齢 (歳) *	61.7±9.0	55.1±10.8	n.s.
体重 (kg) *	57.8±12.0	61.5±9.9	n.s.
身長 (cm) *	163.3±7.8	164.4±6.9	n.s.
BMI (kg/m ²) *	21.6±3.5	22.7±3.1	n.s.
発症からの期間 (日)	63.5 (39.75~100.5)	163.5 (101~188.75)	p=0.004
下肢 BRS (点) 6 点満点	5 (4~5)	5 (3.75~5)	n.s.
TCT (点) 100 点満点	100 (87~100)	100 (87~100)	n.s.
10m 歩行時間 (s) *	21.0±11.4	12.8±4.9	p=0.007
FIM: ベッド移乗 (点) 7 点満点	6 (6~7)	7 (6~7)	n.s.
FIM: 歩行 (点) 7 点満点	6 (5~6)	6 (5.75~7)	n.s.
FIM: 階段 (点) 7 点満点*	4.3±1.5	5.3±1.2	n.s.
FIM 運動 (点) 91 点満点*	74.7±11.9	80.8±8.6	n.s.
FMA: 下肢機能 (点) 34 点満点	28 (26~29)	28 (23.25~30)	n.s.
FMA: バランス (点) 14 点満点*	10.3±2.0	9.7±2.7	n.s.
FMA: 感覚 (点) 24 点満点	20.5 (12~24)	14 (11.75~22.25)	n.s.
立位麻痺側荷重率 (%) *	43.4±7.2	43.7±5.4	n.s.
起立動作時間 (s) *	1.82±0.67	1.68±0.52	n.s.
離殿までの COP 前後移動幅 (m/身長) *	0.169±0.040	0.178±0.027	n.s.
離殿までの COP 左右移動幅 (m/身長)	0.026 (0.018~0.041)	0.022 (0.017~0.030)	n.s.
離殿時麻痺側荷重率 (%) *	41.8±9.4	37.7±9.1	n.s.
麻痺側 Mos (m/身長m) *	0.0723±0.0182	0.0633±0.0167	n.s.
非麻痺側 Mos (m/身長m) *	0.0531±0.0179	0.0566±0.0135	n.s.
平均歩行速度 (m/s) *	0.45±0.27	0.62±0.25	n.s.
麻痺側歩幅 (m/身長m) *	0.208±0.068	0.270±0.072	p=0.017
非麻痺側歩幅 (m/身長m) *	0.174±0.09	0.250±0.075	p=0.014
AI (%: 麻/非) *	153.6±101.0	113.7±22.3	n.s.
SI (%: 麻/非) *	0.90±0.12	0.88±0.08	n.s.
麻痺側-TLA (度) *	8.74±7.38	14.94±7.22	p=0.025
非麻痺側-TLA (度) *	13.25±5.32	18.55±4.44	p=0.004
麻痺側底屈モーメント (Nm/身長/体重) *	0.0087±0.0044	0.0101±0.0026	n.s.
非麻痺側底屈モーメント (Nm/身長/体重) *	0.0117±0.0034	0.0129±0.0030	n.s.
麻痺側股関節屈曲角速度最大値 (rad/s)	76.4(67.1~102.8)	118.0 (96.3~134.0)	n.s.
非麻痺側股関節屈曲角速度最大値 (rad/s)	126.9 (113.2~149.4)	157.9 (150.5~164.6)	p=0.048

AI : Asymmetry Index, SI : Symmetry Index, TLA : Trailing Limb Angle, n.s.: not-significant, 値は中央値 (四分位範囲) を示しており, *の付いた指標の値は平均値±標準偏差を示している.

3-2-4. 考察

GI時に麻痺足を用いる習慣がある者（GI麻群）と、非麻痺足を用いる習慣がある者（GI非群）を比較した結果、下肢機能やバランス機能、感覚、麻痺側荷重率に有意な差がなかった。このことから、片麻痺の重症度やバランス能力が先行肢の選択に関与しているわけではないことが示唆された。有意な差があったのは発症からの期間と歩行に関連する評価指標であり、GI非群の特徴として、発症からの期間が長いこと、歩行能力が高いということがわかった。

発症からの期間が長い分、リハビリテーションによる身体機能の改善が得られやすいということが推察できるが、先行肢の選択に関係する身体機能的指標について明確な答えを出すことはできなかった。リハビリテーションの提供単位数が増えるに従い、基本動作能力の向上が得られ易いとされている^{4,89,90}。有意な差が得られた歩行に関する因子（歩行速度、歩幅、TLA）は、歩行のパフォーマンスを示す代表的な指標^{76,91}であり、それらが高い値を示したことは、GI非群はGI麻群と比べて歩行動作の習熟が進んでいる群であったことを裏付けていると考える。有意な差が見られた項目が表しているのは、姿勢の対称性に優れているというよりも、ダイナミックに大きな歩幅で速く歩行できているということである。非麻痺足を先行肢としてGIを行うということは、麻痺足を後ろに残して姿勢を保持するということである。歩行開始時の後行肢は両脚支持期にCOMを前方に駆動させる力として使用するため、麻痺側を後行肢とすると（非麻痺側から歩くと）その力が出ず不安定になるという報告⁵⁵があり、これが患者は麻痺足を先行肢とする理由であると考ええる。しかし、歩行能力が向上し、歩幅を広げて（麻痺足を後ろで保って）歩く能力が得られた患者については、麻痺足を後行肢としても支持脚である麻痺足で前方への推進力を算出できている可能性がある。これに加えて、非麻痺足を先行肢としたほうが前脛骨筋の活動が高まりやすく、動き始めがスムーズになるという報告³⁷や、非麻痺側の股関節屈曲角速度で高い値が出ているという本研究結果から、非麻痺側から歩いた方が患者にとって動作が円滑に行えるようになっていとも考えられる。以上のことから、非麻痺足を先行肢として習慣的に用いている患者は、麻痺足で支えながら非麻痺足を素早く出せる能力を兼ね備えた者であり、また、これら能力がリハビリテーションによって得られた動作の習熟の現れの一つであると考ええる。

3-3. 座位からの歩行開始 (STW) で麻痺足を先行肢とする習慣のある患者と非麻痺足を先行肢とする習慣のある患者の特徴の比較 (分析 5)

3-3-1. 目的

3-2 節 (分析 4) においては GI 麻群, GI 非群の比較を行った. その結果, 発症からの期間が経ち, 歩行能力が向上することで GI 麻群から GI 非群に変化することが示唆された. 本項 (3-3) では, 3-2 節 (分析 4) と同様の比較方法を STW についても行い, 習慣的に麻痺足を先行肢として用いている患者と, 非麻痺足を先行肢として用いている患者の特性を比較した. 3-1 節 (分析 3) で明らかになったように, STW において非麻痺足を先行肢とする患者は僅かであり群間の対象者数に偏りが顕著であった. 統計学的検定を行うに当たり十分な人数であったとは言えないが, 参考程度に分析を行った. これにより, STW で非麻痺足を先行肢として用いる患者の傾向を知ることが目的である.

3-3-2. 方法

3-3-2-1. 群分けの方法

片麻痺患者 38 名のうち, 3-1 節 (分析 3) にて対象とした 35 名を, STW 時に習慣的に麻痺足を用いているもの 30 名 (以下, STW 麻群) と, 非麻痺足を用いているもの 5 名 (以下, STW 非群) の 2 群に分けた.

3-3-2-2. 統計学的分析方法

前項 (3-1) と同様の評価指標として年齢, 身長, 体重, BMI, 発症からの期間, 10m 歩行時間, TCT, 下肢 BRS, FIM の各項目の得点, FMA の各項目の得点を抽出した. 各動作時の姿勢の特徴を比較するために, 第 2 章で述べた静止立位保持 (課題③), 歩行動作 (課題④), 起立動作 (課題⑤) の各運動学的・運動力学的指標を抽出した. 統計学的処理については, 各データの正規性を Shapiro-Wilk 検定にて確認し, データが正規分布を示したデータはウェルチの t 検定を, 正規性が確認できないデータについてはノンパラメトリックな検定 (マンホイットニーの U 検定) を用いて比較することとした (有意水準 5%).

3-3-3. 結果

STW 麻群, STW 非群を比較したところ, 発症からの期間に有意な差があり ($p < 0.01$), STW で非麻痺足を先行肢とする習慣のあるもの (STW 非群) は麻痺足を先行肢とする習慣のあるもの (STW 麻群) に比べて発症からの期間が長いことがわかった (表 3-5). その他の項目には有意な差はなかった.

表 3-5 STW で習慣的先行肢が麻痺足の者 (STW 麻群) と非麻痺足の者 (STW 非群) の比較

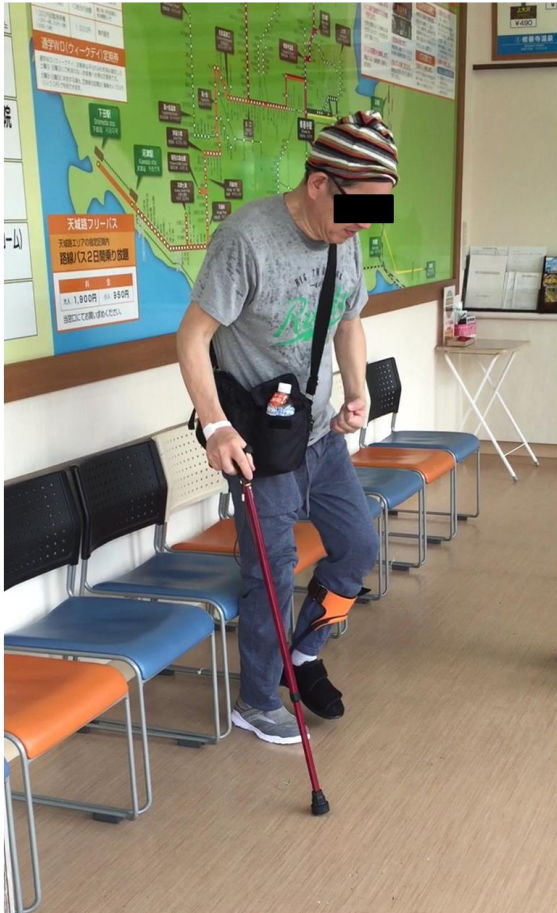
	STW 麻群 (n=30)	STW 非群 (n=5)	p 値
年齢 (歳) *	59.8±8.8	57.4±16.7	n.s.
体重 (kg) *	58.7±11.7	61.7±9.3	n.s.
身長 (cm) *	163.4±7.6	165.1±7.2	n.s.
BMI (kg/m ²) *	21.9±3.4	22.6±3.2	n.s.
発症からの期間 (日) *	89.9±54.4	164.0±37.3	p=0.007
下肢 BRS (点) 6 点満点	5 (4~5)	5 (4~5)	n.s.
TCT (点) 100 点満点	100 (93.5~100)	87 (87~100)	n.s.
10m 歩行時間 (s) *	19.1±10.9	13.6±6.2	n.s.
FIM: ベッド移乗 (点) 7 点満点	6(6~7)	7(7~7)	n.s.
FIM: 歩行 (点) 7 点満点	6(5~6)	7(6~7)	n.s.
FIM: 階段 (点) 7 点満点*	4.5±1.4	5.4±1.5	n.s.
FIM 運動 (点) 91 点満点	77.5 (51~91)*	70 (53~91)*	n.s.
FMA: 下肢機能 (点) 34 点満点*	26.7±4.7	27.0±5.7	n.s.
FMA: バランス (点) 14 点満点*	10.2±2.3	9.8±2.4	n.s.
FMA: 感覚 (点) 24 点満点*	16.6±7.9	15.4±7.1	n.s.
立位麻痺側荷重率 (%) *	43.3±7.1	44.5±1.8	n.s.
起立動作時間 (s)	1.66(1.44~2.33)	1.19 (1.19~2.08)	n.s.
離殿までの COP 前後移動幅 (m/身長) *	0.173±0.038	0.166±0.024	n.s.
離殿までの COP 左右移動幅 (m/身長) *	0.029±0.016	0.023±0.012	n.s.
離殿時麻痺側荷重率 (%) *	40.9±9.0	37.8±12.3	n.s.
麻痺側 Mos (m/身長m) *	0.0696±0.0188	0.0633±0.0174	n.s.
非麻痺側 Mos (m/身長m) *	0.0529±0.0166	0.0539±0.0183	n.s.
平均歩行速度 (m/s) *	0.50±0.28	0.57±0.29	n.s.
麻痺側歩幅 (m/身長m) *	0.228±0.077	0.246±0.070	n.s.
非麻痺側歩幅 (m/身長m) *	0.194±0.090	0.235±0.101	n.s.
AI (%: 麻/非) *	144.1±89.9	114.8±32.8	n.s.
SI (%: 麻/非) *	0.89±0.11	0.90±0.08	n.s.
麻痺側-TLA (度) *	10.42±7.47	13.55±10.21	n.s.
非麻痺側-TLA (度) *	14.74±5.70	17.04±4.88	n.s.
麻痺側底屈モーメント (Nm/身長/体重) *	0.0088±0.004	0.0111±0.0027	n.s.
非麻痺側底屈モーメント (Nm/身長/体重) *	0.0122±0.0034	0.0114±0.0025	n.s.
麻痺側股関節屈曲角速度最大値 (rad/s) *	97.7±41.5	87.2±50.1	n.s.
非麻痺側股関節屈曲角速度最大値 (rad/s)	136.8 (116.08~164.2)	153.5 (116.19~161.5)	n.s.

AI : Asymmetry Index, SI : Symmetry Index, TLA : Trailing Limb Angle, n.s.: not-significant, 値は中央値 (四分位範囲) を示しており, *の付いた指標の値は平均値±標準偏差を示している。

3-3-4. 考察

STW で非麻痺足を先行肢とする習慣のあるもの（STW 非群）と麻痺足を先行肢とする習慣のあるもの（STW 麻群）の身体機能、各動作時の姿勢の特徴を比較した結果、発症からの期間のみに有意な差があった。発症からの期間が長くなると STW で非麻痺足を先行肢とする患者が増えるということが推察できる。各種評価指標の平均値を見れば、全体的に STW 非群の方が高い値を示す傾向があり、リハビリテーションによって累積されたトレーニング効果が影響していると思われる。しかし、発症からの期間以外の各指標に有意な差がなかったため、発症からの期間に伴い、何が改善し、先行肢の選択に影響を及ぼしたのかについて、具体的な因子を特定することはできなかった。

そのため、有意差の得られた発症からの期間のみを参考値とすると、STW については先行肢の再検討を行う基準として、発症からの期間が 140 日前後になった時点が目安になると考える。発症から 140 日ということは、患者の病期でいうと回復期病棟退院まであと 1 ヶ月程度というタイミングである。回復期病棟では退院直前の 1 ヶ月はより日常生活に根ざした動作練習を行い、退院後の転倒予防や応用的動作能力の再獲得を集中的に行う。STW はまさに日常生活に根ざした動作である⁹²⁾。図 3-3 に、退院 1 ヶ月前に一般的に行われる屋外リハビリテーションの風景の一例を示す。図の A) は観光案内所のベンチから麻痺足を先行肢として STW を行っている場面である。前方に歩き始めるときには習慣的に用いている麻痺足を先行肢としている。図の B) は電車から降りるために非麻痺足を先行肢として STW を行っている場面である。患者から見て左方向（麻痺側方向）へ移動しなくてはならないため、麻痺足である左足を軸にして、非麻痺足（右足）を最初にステップしていた。このように、日常生活では環境に応じてどちらの足からでも歩き始めることができなくてはならないため、様々なステップの方法を練習する。よって、この病期に行われるリハビリテーションの影響が先行肢の選択に関与している可能性がある。



A) 麻痺足を先行肢としたSTW



B) 左へ方向転換しながら
非麻痺足を先行肢としたSTW

図 3-3 退院 1 ヶ月前の屋外リハビリテーションの風景

第4章 結語

4-1. 本研究の総括

本研究の主要な目的は、片麻痺患者が GI または STW を行う際にどちらの足から歩き始める方が安定性、効率性、姿勢の対称性の視点から有用であるのかを検証することであった。加えて、それら安定性、効率性、姿勢の対称性の中で、患者は何を重要視して先行肢を選択しているのかについても分析を行った。

分析に先立ち、3つの仮説を立てた。1つ目の仮説であった、「GIでもSTWでも麻痺足を先行肢とした方が安定性は高いが、効率性や姿勢の対称性の点からは非麻痺足を先行肢としたときの方が有効である」については、一部仮説が証明された。非麻痺足を先行肢とした時の方が1歩目を出すときの支持脚の Mos は大きな値を示し、これは先行研究⁷⁹⁾で言われている過剰に安定性を高めようとする現象が確認できた。これは動作が不安定になることを回避するための過剰な代償動作であると考えられ、患者らにとっては不安定であると感じていると推察される。効率性についてはどちらの足を先行肢としても大きな違いはないことがわかった。姿勢の対称性については、先行研究で言われているように、麻痺足を先行肢とすると先行肢を出す瞬間に骨盤を大きく持ち上げる動作となって非対称性が増悪するという、仮説と合致する結果であった。しかし、STW に関しては、起立時に非対称性が少ない（麻痺側下肢の荷重が多く、両下肢の荷重差が少ない）のは麻痺足を先行肢としたときであった。これは予想に反する結果であり、先行肢の選択をする上で十分注意して評価する必要性が示唆された。

2つ目の仮説であった、「GIでもSTWでも麻痺足を先行肢とする患者ばかりではないが、特にSTWでは麻痺足を先行肢として選ぶ患者が多い」という事項は研究結果と合致し、仮説が証明された。特にSTWではその傾向が強かった。しかし、GIに関しては全ての患者が麻痺足を先行肢とするわけではなく、38名中12名の患者が非麻痺足を先行肢としていた。これは先行研究とは異なる結果であり、非麻痺足を先行肢として選ぶ患者はどのような理由で非麻痺足を先行肢として選んだのか、分析を深める意義を見出すことが出来た。

3つ目の仮説であった、「身体機能や動作能力が低く、姿勢の非対称性が大きい者が習慣的に麻痺足を先行肢としている」という仮説は一部証明された。GIに関しては麻痺足を先行肢とする患者は歩行能力（歩行時の歩幅やTLA）が低いことが明らかになったが、STWでは発症からの期間以外の項目には有意な差がなかった。GI・STWの動作の特性を考えた上で、先行肢を誤っていると思われる者（GIでは麻痺足を先行肢としているが、STWではより難しい非麻痺足を先行肢として選んだ者）も存在した。それら患者に対しては、適切な先行肢を改めて指導する必要がある。それら一部の患者を除けば、発症からの期間が伸びるに従い、動作能力が向上し、GI・STWともに麻痺足を先行肢とする習慣が、GIのみ非麻痺足を先行肢とする習慣に変わり、最終的にSTWでも非麻痺足を先行肢とする習慣に変わるという傾向がわかった。発症からの期間が短い者がGIで麻痺足を先行肢とす

る習慣があるということは先行研究と同様であるが、本研究では発症からの期間が伸びるに従い先行肢が変化する可能性を見出すことができた。発症からの期間が長くなることによる効果、つまり、リハビリテーションによる効果で身体機能や動作能力の何に変化が生じ、先行肢の選択に寄与したと考えた。しかし、その因子は今回評価した指標だけでは十分に説明することができなかった。

Bovonsunthonchai ら¹⁵⁾は歩行姿勢の非対称性 (Gait Symmetrical Indexes) と筋の筋緊張の関係を調べた結果、歩行姿勢の非対称性は股関節屈曲筋、股関節伸展筋、膝関節伸展筋の筋緊張と中等度の相関を示し、姿勢が非対称であると麻痺側下肢の筋緊張が高いとしている。そして、特に遊脚期時間の非対称性に関しては、全ての麻痺側下肢筋の筋緊張と相関を示したことを報告しており、遊脚期はとりわけ筋緊張の異常が出現しやすいことが分かっている。今回の結果でも、GI・STWに限らず、麻痺足を振り出す際に姿勢の非対称性が強くなることが明らかになった。Bovonsunthonchai らの報告であるように、姿勢の非対称性は異常な筋緊張を増大させる可能性がある。そのため、動作の習熟が得られ、高いレベルに達した患者は姿勢の非対称性が少ない動作方法を指導していく必要がある。

どちらの足から歩き始めるかということは、健常人からすれば瑣末なことであるかもしれない。目標到達までの時間に有意な違いがなかったことからわかるように、歩き出してしまえば結局は同じであるのではないかという意見も臨床では聞かれる。しかし、一側の身体に麻痺を負った患者は、あらゆる動作に対する不自由さとそれにとまなう不安を抱えている。そのため、少しでも安心でき、少しでも快適で機能的な、少しでも見栄えが良い動作方法を指導することも我々理学療法士の役割である。今回の研究結果は、はっきりと「片麻痺患者はこちらの足からあるき始めるべき」と断定するものではない。しかし、病期に応じて先行肢の選択を検討するという視点や、GI とくらべ STW のほうが非麻痺足を先行肢とすることは難しいという視点などは今までの理学療法にはなかったものである。そういった意味では今回の研究は意義があると考えられる。

4-2. 本研究の結論

本研究の当初の目的であった「どちらの足から歩き始める方が安定性，効率性，姿勢の対称性の視点から有用であるのか」については以下の結論を導き出すことが出来た．

- 1 歩目の足を出す際の姿勢において，GI・STW 共に麻痺足を先行肢とするほうが支持脚の Mos は狭くなり安定するが，同側の骨盤の挙上角度は増大し，姿勢の非対称性が増悪する．

また，片麻痺患者は何を重要視して先行肢を選択しているのか，その選択にどのような身体機能が関係しているかについては明確な答えをだすことはできなかった．GI・STW ともに片麻痺患者は麻痺足を先行肢として使用することを好む傾向があり，その傾向は STW でより強いことがわかった．これらのことから，安定性を重視している患者が多いということが推察された．全体的には麻痺足を先行肢とする患者が多いが，非麻痺足を先行肢として使用する患者も存在し，それら患者は発症からの期間が長いことがわかった．GI に限って言えば，そのような患者は歩行能力も高く，特に広い歩幅で速く歩く事ができる患者であった．これらのことから，麻痺足を後ろに残した状態で重心を前方に加速する事ができる能力を有している患者が非麻痺足を先行肢とする傾向があると考えた．

以上のことから，患者の病期やリハビリテーションの進捗状況に応じて，麻痺足を先行肢とする安定性重視の動作パターンを変更し，非対称性が少ない非麻痺足を先行肢とする方法も検討する必要性が示唆された．

4-3. 本研究の限界と今後の展望

本研究は横断的研究であるため、先行肢の選択が身体へ及ぼす直接的な因果関係を示すことはできなかった。そのため、片麻痺患者はこの足から歩くべきであるというような断定的な結論を導き出すことはできなかった。また、本研究は動作の安定性・効率性・対称性の視点に絞って分析を行った。先行研究では先行肢が右足であるか左足であるか、右麻痺患者か左麻痺患者かでも結果が異なると報告されている²²⁾。また、先行肢が利き足かどうかとも関係していると考えられるが、利き足を聴取するに際し、失語症患者がいたことや、高齢であるためボールを蹴る足がどちらであったかなどの習慣の想起が不明確であるものが多数存在したため、利き足を考慮した検討を行うことができなかった。つまり、先行肢が麻痺足か非麻痺足かという以前に、本人にとってその足がどういった役割を果たしていたのか、といった先行肢そのものの特性を分析するまでには踏み込む事ができなかった。今後はそのような分析も必要であると考ええる。加えて、今回は歩行補助具による影響をなくすために、普段杖や装具を使用している患者であっても全て裸足・独歩で計測を行った。装具なしでは足部の内反が出現してしまう患者がいたことや、普段は杖にもたれるようにして歩行している患者がいたなど、歩行補助具に依存している患者は普段と異なる動作パターンで計測を行ったことになる。これらについても選定基準で患者を絞り込む必要があったかもしれない。また、今回対象とした患者の脳損傷部位や損傷の程度は様々であり、患者間の身体機能や年齢、発症からの期間にもばらつきがあった。それらをひとまとめにして課題間の比較を行ったことは適切でなかった可能性もあり、今後は対象を機能別に分類した上で比較検討を行う必要があると考える。

以上、研究としての限界は尽きないが、開始姿勢別に歩行開始時の先行肢の選択を検討した研究は他になく、今回の結果は臨床で歩行開始動作の指導を行う上で意義深い内容であると考ええる。

謝辞

本研究は筆者が農協共済中伊豆リハビリテーションセンター在職中に計測したデータをまとめ、大学院修士課程でお世話になった国際医療福祉大学大学院福祉支援工学分野の山本澄子教授のご指導を賜りながら博士論文の形に執筆したものである。論文博士としての申請であるため、博士課程に入学することなく、短期間の準備で論文提出にまでたどり着いた。課程博士でないにもかかわらず、山本澄子教授にはとても丁寧に論文を添削していただいた。年度末から年度初めにかけて短期間の集中的な執筆であったため、ただでさえ忙しい時期に山本澄子教授には大変なご苦勞をかけたと思われる。ここで改めて感謝の意を表したい。本文の執筆は短期間で行ったが、研究計画の立案や、データの収集、集めたデータをどのように構造化してまとめるかについては多くの時間を要し、頭を悩ませた。悩めば悩むほど、「どちらの足から歩いても良いのではないか」「くだらない研究だ」「今まで色々な研究をしてきたのに、こんな博士論文で良いのか」という思いが強くなり、何度も研究を中断しようとした。そのようなときに山本澄子教授からは冷静で的確な助言を頂いた。山本澄子教授に研究意義があると励まされたおかげで、執筆までたどり着くことが出来たと考える。

また、データの計測にあたり、多大なご支援・ご協力を頂いた農協共済中伊豆リハビリテーションセンターの職員の皆様・患者様方へは、感謝の念に堪えない。3年間という短い在職期間ではあったが、同僚理学療法士であった本島直之氏、吉野透氏、田中惣治氏らには本論文の構想やデータ収集に際して多くの助言を頂いた。彼らにも深く感謝している。

徳島に転居してからは、徳島文理大学理学療法学科の赤澤直紀講師には統計学的解析について多くの助言を頂いた。なんのつながりもない完全な部外者として入職したにも関わらず、入職時から丁寧に対応してくださり、本論文についても多くの助言を頂いた。ここで感謝の意を示す。

本論文は転職のために静岡から徳島に引っ越した3月・4月で執筆した。1歳と4歳の子供を連れての新天地の生活は非常に慌ただしく、妻子には多大な負担をかけた。特に、年頃柄、遊びたい盛りである4歳の息子には寂しい思いをさせたと反省している。サポートしてくださった私の両親、祖母、妻の両親も含めた家族全員に感謝の意を示す。

最後に、一番近くで最も熱心に本論文完成を応援してくれた妻へ深い愛と感謝を述べる。

引用文献

- 1). 原田和宏, 齋藤圭介, 津田陽一郎ら. 発症後1年以降の脳卒中患者におけるADL能力の低下量の予測に関する検討. 理学療法学. 2003;30(6):323-34
- 2). 及川真人, 久保晃. 地域在住脳卒中片麻痺者の歩行能力と生活空間の関係. 理学療法科学. 2015;30(2):183-6
- 3). Osada Y, Simabukuro M, Iwasaki Y, et al. Development of an independent ambulation rating chart for post-stroke hemiplegic patients in the recovery stage: at what level is patients free to walk within rehabilitation ward. Japanese J Compr Rehabil Sci. 2015;6:143-50
- 4). 一般社団法人回復期リハビリテーション病棟協会. 回復期リハビリテーション病棟の現状と課題 に関する調査報告書. 東京: 一般社団法人回復期リハビリテーション病棟協会.2017.47-144
- 5). Tsur A, Segal Z. Falls in stroke patients: risk factors and risk management. Isr Med Assoc J. 2010;12(4):216-9
- 6). Suzuki T, Sonoda S, Saitou E, et al. Incidence and consequence of falls among stroke rehabilitation inpatients during the recovery phase in relation to ADL. Japanese Assoc Rehabil Med. 2006;43:180-5
- 7). Ashburn A, Hyndman D, Pickering R, et al. Predicting people with stroke at risk of falls. Age Aging. 2008;37:270-6
- 8). Lamb SE, Ferrucci L, Volapto S, et al. Risk Factors for Falling in Home-Dwelling Older Women With Stroke: The Women's Health and Aging Study * Editorial Comment. Stroke. 2003;34(2):494-501
- 9). 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-.東京:オーム社,2010:44
- 10). Widajewicz W, Kably B, Drew T. Motor cortical activity during voluntary gait modifications in the cat. I. Cells related to the forelimbs. J Neurophysiol. 1994;72(November):2070-89
- 11). Uemura K, Yamada M, Nagai K, et al. Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults. Gait Posture. 2012;35(2):282-6
- 12). Yiou E, Caderby T, Delafontaine A, et al. Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. World J Orthop. 2017;8(11):815-28
- 13). Verheyden G, Vereeck L, Truijen S, et al. Trunk performance after stroke and the relationship with balance, gait and functional ability. Clin Rehabil. 2006;20(5):451-8

- 14). Taylor D, Ashburn A, Ward C. Asymmetrical trunk posture, unilateral neglect and motor performance following stroke. *Clin Rehabil.* 1994;8(1):48–52
- 15). Bovonsunthonchai MS. Gait symmetrical indexes and their relationships to muscle tone, lower extremity function, and postural balance in mild to moderate stroke. *J Med Assoc Thai.* 2011;94(4):476–84
- 16). Carlsöö S. The initiation of walking. *Cells Tissues Organs.* 2008;65(1):1–9
- 17). Mickelborough J, van der Linden ML, Tallis RC, et al. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture.* 2004;19(1):50–7
- 18). Crenna P, Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol.* 1991;437:635–53
- 19). Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture.* 1995;3(4):193–214
- 20). 平田晃久, 伊ヶ崎伴彦, 村山伸樹ら. 時計誘導法による歩行開始時の運動関連脳電位. *理学療法学.* 1999;26(1):22–6
- 21). 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):1582–9
- 22). Sharma S, McMorland AJC, Stinear JW. Stance limb ground reaction forces in high functioning stroke and healthy subjects during gait initiation. *Clin Biomech.* 2015;30(7):689–95
- 23). Sousa A, Silva A, Santos R. Reliability of two methods for identifying the postural phase of gait initiation in healthy and poststroke subjects. *J Appl Biomech.* 2015;31(5):349–56
- 24). Tokuno CD, Eng JJ. Gait initiation is dependent on the function of the paretic trailing limb in individuals with stroke. *Gait Posture.* 2006;24(4):424–8
- 25). Magnan A, McFadyen B, St-Vincent G. Modification of the sit-to-stand task with the addition of gait initiation. *Gait Posture.* 1996;4:232–41
- 26). Buckley T, Pitsikoulis C, Barthelemy E, et al. Age impairs sit-to-walk motor performance. *J Biomech.* 2009;42(14):2318–22
- 27). Malouin F, McFadyen B. A fluidity scale for evaluating the motor strategy of the rise-to-walk task after stroke. *Clin Rehabil.* 2003;17:674–84
- 28). Dion L, Malouin F, McFadyen B, et al. Assessing mobility and locomotor coordination after stroke with the rise-to-walk task. *Neurorehabil Neural Repair.* 2003;17:83–92
- 29). Osada Y, Yamamoto S, Fuchi M, et al. Sit-to-walk task in hemiplegic stroke

- patients: relationship between movement fluidity and the motor strategy in initial contact. *J Jpn Phys Ther Assoc.* 2015;18:7–14
- 30). Brunt D, Lafferty MJ, McKeon A, et al. Invariant characteristics of gait initiation. *Am J Phys Med Rehabil.* 1991;70(4):206–12
- 31). Brunt D, Vander Linden DW, Behrman AL. The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(7):627–34
- 32). Stackhouse C, Shewokis PA, Pierce SR, et al. Gait initiation in children with cerebral palsy. *Gait Posture.* 2007;26(2):301–8
- 33). Roy G, Nadeau S, Gravel D, et al. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech.* 2006;21(6):585–93
- 34). 谷内幸喜. 椅子座位姿勢の変化が立ち上がり動作・立位姿勢に及ぼす影響. *日本職業・災害医学会会誌.* 2007;55(2):85–94
- 35). Hesse S, Reiter F, Jahnke M, et al. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(July):719–24
- 36). PM D (富田昌夫訳). *Steps to Follow.* 東京: シュプリンガー・フェアクラーク; 2001. 162-188
- 37). Ko M, Bishop MD, Behrman AL. Effects of limb loading on gait initiation in persons with moderate hemiparesis. *Top Stroke Rehabil.* 2011;18(3):258–68
- 38). Brunt D, Vander Linden DW, Behrman a L. The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(7):627–34
- 39). Bensoussan L, Mesure S, Viton JM, et al. Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. *J Rehabil Med.* 2006;38(5):287–94
- 40). Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech.* 2002;35(4):543–8
- 41). Wu G, Van Der Helm FCT, Veeger HEJ, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech.* 2005;38(5):981–92
- 42). Robertson DGE, Dowling JJ. Design and responses of butterworth and critically damped digital filters. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(6):569–73
- 43). Dempster WT, CGaughran GRL. Properties of body segments base on size and weight. *Am J Anat.* 1967;120(7414):33–54

- 44). Hof A, Gazendam M, Sinke W. The condition for dynamic stability. *J Biomech.* 2005;38(1):1–8
- 45). 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
- 46). Moraes R, Allard F, Patla AE. Validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. *J Neurophysiol.* 2007;98(4):1928–40
- 47). Barras F. Stabilization of a biped robot with its arms a practical approach. 2010.
- 48). Hof A, Vermerris S, Gjaltema W. Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *J Exp Biol.* 2010;213(Pt 15):2655–64
- 49). 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):250–8
- 50). 長田悠路, 瀧雅子. 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—. *理学療法科学.* 2015;30(1):41–5
- 51). Caderby T, Yiou E, Peyrot N, et al. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *J Biomech.* 2014;47(2):417–23
- 52). Cheng PT, Wu SH, Liaw MY, et al. Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(12):1650–4
- 53). Asakura T, Usuda S. Effects of directional change on postural adjustments during the sit-to-walk task. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(11):1377–81
- 54). Caderby T, Yiou E, Peyrot N, et al. Effects of changing body weight distribution on mediolateral stability control during gait initiation. *Front Hum Neurosci.* 2017;11(March):1–11
- 55). Feng J, Pierce R, Do KP, et al. Motion of the center of mass in children with spastic hemiplegia: Balance, energy transfer, and work performed by the affected leg vs. the unaffected leg. *Gait Posture.* 2014;39(1):570–6
- 56). Bhatt T, Pai Y-C. Long-term retention of gait stability improvements. *J Neurophysiol.* 2005;94(3):1971–9
- 57). Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol.* 1976;262(3):639–57
- 58). Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and

- running. *J Physiol*. 1977;268(2):467–481
- 59). Cavagna GA, Willems PA, Heglund NC. The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *J Physiol*. 2000;528:657–68
- 60). Hof A, Geelen B, Berg J Van den. Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J Biomech*. 1983;16(7):523–37
- 61). Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2003;88(4):297–316
- 62). Winter DA. A new definition of mechanical work done in human movement. *J Appl Physiol*. 1979;46:79–83
- 63). 小宅一彰, 三和真人. 高齢者の歩行において重力の利用を低下させる原因. *理学療法学*. 2010;37(2):70–7
- 64). 長田悠路, 山本澄子, 渕雅子. 脳卒中片麻痺患者の起立動作における運動学的・運動力学的评价指標. *理学療法学*. 2012;39(3):149–58
- 65). Butler EE, Ladd AL, LaMont LE, et al. Temporal-spatial parameters of the upper limb during a Reach & Grasp Cycle for children. *Gait Posture*. 2010;32(3):301–6
- 66). Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*. 2005;22(2):126–31
- 67). Jones GD, James DC, Thacker M, et al. Sit-to-walk and sit-to-stand-and-walk task dynamics are maintained during rising at an elevated seat-height independent of lead-limb in healthy individuals. *Gait Posture*. 2016;48:226–9
- 68). Rocha ADS, Knabben RJ, Michaelsen SM. Non-paretic lower limb constraint with a step decreases the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand at two seat heights in subjects with hemiparesis. *Gait Posture*. 2010;32(4):457–63
- 69). Lecours J, Nadeau S, Gravel D, et al. Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med*. 2008;40(3):200–7
- 70). Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*. 2006;23(2):249–55
- 71). Barra J, Oujamaa L, Chauvineau V, et al. Asymmetric standing posture after stroke is related to a biased egocentric coordinate system. *Neurology*. 2009;72(18):1582–7
- 72). Karthikbabu S, Chakrapani M, Ganesan S, et al. Pelvic alignment in standing, and its relationship with trunk control and motor recovery of lower limb after stroke. *Neurol Clin Neurosci*. 2016;5:1–7

- 73). Allen JL, Kautz S a, Neptune RR. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture*. 2011;33(4):538–43
- 74). Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, et al. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(1):43–9
- 75). Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait Posture*. 2009;29(3):408–14
- 76). Patterson KK, Gage WH, Brooks D, et al. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*. 2010;31(2):241–6
- 77). Hiraoka K, Hatanaka R, Nikaido Y, et al. Asymmetry of anticipatory postural adjustment during gait initiation. *J Hum Kinet*. 2014;42(September):7–14
- 78). Ceccato J-C, de Sèze M, Azevedo C, et al. Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans. *PLoS One*. 2009;4(12):e8193
- 79). Vistamehr A, Kautz SA, Bowden MG, et al. Correlations between measures of dynamic balance in individuals with post-stroke hemiparesis. *J Biomech*. 2016;49(3):396–400
- 80). Åberg A, Frykberg G, Halvorsen K. Medio-lateral stability of sit-to-walk performance in older individuals with and without fear of falling. *Gait Posture*. 2010;31(4):438–43
- 81). Frykberg GE. Movement control after stroke: studies on sit-to-walk and on the relations between clinical and laboratory measures. *Digit Compr Summ Uppsala Diss from Fac Med*. 2010;1–101
- 82). Frykberg G, Åberg A, Halvorsen K, et al. Temporal coordination of the sit-to-walk task in subjects with stroke and in controls. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(6):1009–17
- 83). 朝倉智之, 白田滋, 白倉賢二. 座位からの歩行開始動作における流動性の決定要因. *理学療法科学*. 2011;26(2):251–4
- 84). Perry J, Garrett M, Gronley JK, et al. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*. 1995;26(6):982–9
- 85). Hsiao H, Knarr BA, Higginson JS, et al. The relative contribution of ankle moment and trailing limb angle to propulsive force during gait. *Hum Mov Sci*. 2015;39(2):212–21

- 86). Awad LN, Binder-Macleod SA, Pohlig RT, et al. Paretic propulsion and trailing limb angle are key determinants of long-distance walking function after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2015;29(6):499–508
- 87). Turns LJ, Neptune RR, Kautz SA. Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(9):1127–35
- 88). Swayne OBC, Rothwell JC, Ward NS, et al. Stages of motor output reorganization after hemispheric stroke suggested by longitudinal studies of cortical physiology. *Cereb Cortex*. 2008;18(8):1909–22
- 89). 梅原拓也, 梯正之, 田中亮ら. 回復期リハビリテーション病棟に入院した脳卒中患者の ADL 回復に関連する要因. *理学療法学*. 2017;44(1):1–10
- 90). 登立奈美, 園田茂, 奥山夕子ら. 回復期脳卒中患者における訓練単位数増加と運動麻痺改善との関係. *脳卒中*. 2010;32:340–5
- 91). Hsu A-L, Tang P-F, Jan M-H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(8):1185–93
- 92). Kouta M, Shinkoda K, Shimizu ME. Biomechanical analysis of the sit-to-walk series of motions frequently observed in daily living: effects of motion speed on elderly persons. *J Phys Ther Sci*. 2007;19:267–71