信州大学審査学位論文

# 脳卒中片麻痺患者における
# 歩行時間・空間変数の左右差に関する研究

2012年9月

重　島　晃　史

# 目　次

第1章　序　　論　1
1.1　歩行について　3
1.2　歩行分析の手法について　4
1.3　脳卒中片麻痺患者における歩行障害について　7
1.4　脳卒中片麻痺患者の歩行における左右差について　9
1.5　脳卒中片麻痺歩行における左右差の定量的評価の意義　12
1.6　本研究の目的　14
1.7　本論文の構成　15

第2章　健常成人女性における歩容の左右差に関する検討　17
2.1　研究目的　19
2.2　方法　19
2.2.1　対象　19
2.2.2　使用機器および実験環境　20
2.2.3　実験手順　21
2.2.4　データ処理　21
2.2.5　統計学的解析方法　22
2.3　結果　23
2.3.1　対象者の基礎データと歩行の一般データ　23
2.3.2　歩幅　23
2.3.3　歩行時間変数　25
2.4　考察　26
2.5　まとめ　28

第3章　ビデオブラウザを用いた歩行の時間変数および空間変数の簡易的測定の検討—三次元動作解析機器との同時的妥当性および評価者内および評価者間信頼性の検討—　29
3.1　研究目的　31

3.2　方法　32
3.2.1　対象　32
3.2.2　使用機器および実験環境　32
3.2.3　実験手順　34
3.2.4　データ処理　34
3.2.5　統計学的解析方法　36
3.3　結果　37
3.4　考察　40
3.5　まとめ　42

第4章　脳卒中片麻痺患者の歩行における時間・空間変数と左右差の検討—健常成人女性との比較検討—　45
4.1　研究目的　47
4.2　方法　48
4.2.1　対象　48
4.2.2　使用機器および実験環境　48
4.2.3　実験手順　49
4.2.4　データ処理　49
4.2.5　統計学的解析方法　51
4.3　結果　52
4.4　考察　56
4.5　まとめ　59

第5章　結　　語　61

参　考　文　献　65
発　表　論　文　73
国際会議発表　73
参　考　論　文　74
謝　　辞　75

# 第1章

# 序　論

## 1.1 歩行について

2 足歩行は他の哺乳類とは異なり，人類が獲得した特有の移動手段である。重力に逆らい身体を直立し，一側下肢への体重移動を交互に繰り返し，地面から離れた他側下肢を前方に振り出す一連の反復動作である。一般的に日本語で表される「歩行」という用語は前述した動作を意味するだけでなく，手足の振り方や体の動揺，足の向き，両足の間隔なども含めて表現される場合が多い。英語では歩行を表す用語に walking や gait，ambulant などがあるが，それぞれ異なる意味を持っている。walking は歩行動作を意味するのに対し，gait は歩く様や状態，ambulant は歩き回ることを意味する [1)]。本研究において用語を区別して使用するために，前述した歩行動作を「歩行 walking」，歩いている様子あるいは状態を「歩容 gait」と表現することにする。ただし，歩行や歩容は文化，芸能，宗教，儀式などの社会的背景にも影響を受ける。元来，歩行は片側の足が前に出るとき，それとほぼ同時に反対側の手が前に出る相反的動作で，平地に適している移動手段である。しかし，宗教的，文化的側面からいくつかの歩き方がある。例えば，宮中の儀式で見られる「摺り足」は重心を落とし後ろ足を推進力としてできる限り重心を水平に移動する歩き方である。また，「なんば」は日本人古来の歩き方で，前に出た足と同側の手を前に出すという歩法であり，山歩きやぬかるみ歩きなどに適しているといわれている [2)]。本研究でいう歩行や歩容とは，そのような文化人類学的背景に特化しない一般的な動作を対象とする。

Whittle は歩行を「2 本の脚を交互に用いた支持性と推進力を与える移動手段」と定義しており [3)]，さらに健常者における歩行の特徴は，自動的であり，規則性や周期性を持った全身の協調運動である [4,5)]。歩容の観点では歩く姿勢，身体の揺れ，足の振り出し方など個人特有の運動形態を示すが，歩行は身体各部位が連結し多くの関節や体節が連動する中で，無意識的に協調した動作を効率よく可能にしている。それゆえ，歩行という動作は個人間で大きな差が見られず，一定のパフォーマンスを有すると言える。また，Inman らは歩行という動作にとって，①身体を支持するために床反力が出力され続けること，②前進運動の中である肢位から次の肢位へ互いの足を周期的に運動すること，の 2 つの要素の必要性を述べている。これは身体障害があったとしても歩行するために必要

不可欠な要素であり，義肢装具などを使用する上でも考慮されるべきことである[4)]。このように，歩行は極めて周期的で協調性のある動作であり，日常的な動作としての個人差がほとんどないため，通常観察の上で人の歩行に違和感を持つことはない。しかし，それがゆえに，その逸脱は歩行を構成する要素に何らかの破綻が生じていることが考えられる。

## 1.2 歩行分析の手法について

歩行分析は，患者の日常生活活動能力を把握する上で重要な評価の1つである。理学療法士は歩行能力に障害を有する患者に対して，治療方針の設定や治療プログラムの立案，治療の効果判定などを意思決定するために歩行分析が日常的に実施されている。「分析」とは，ある物事を分解してそれを成立させている諸々の成分，要素，側面を明らかにすることである[6)]。すなわち，歩行分析とは歩行を構成する四肢体幹の関節運動や筋活動，視覚や平衡覚などの感覚系，中枢神経系の制御，環境因子，力学的因子などを明らかにすることである。また，歩行を通して患者の機能障害の程度と共に適応の過程と可能性を判断することでもあり，分析結果から臨床的な意味付けをすることが重要である[7,8)]。

歩行分析には，機器を用いた方法（instrumental gait analysis : IGA）と視覚による観察を用いた方法（observational gait analysis : OGA），そしてビデオ撮影を用いた方法（video-based gait analysis : VGA）がある。IGA は三次元動作解析装置や床反力計，加速度計，筋電計などの機器を利用する。IGA では歩行周期や歩幅，関節角度が分かるだけでなく，運動加速度や重心の偏位，床反力，関節モーメント，種々の筋活動などを定量的に抽出することができ，さらにそれらを同時に多量のデータを集積し解析することが可能である。視覚的に捉えることが困難な事象を数値化することで精度の高い分析を実践できる。また，歩行分析の経験が浅い理学療法士においても機器を適切に扱うことができれば，再現性のある測定が可能である。しかし，IGA に必要な機器は現実的にはどの施設でも設置可能ではない。これらの機器は極めて高額であり，設置するための環境も限定されるばかりか，測定に必要な物品を患者に装着する必要があったり，測定条件を規定したりするなど多くの制約がかかる。さらに，抽出されたデータの正常範囲や参照値の構築が現状として不十分である場合や，データの

表現が患者にとって解釈が困難である場合もあり，臨床的に実践しにくいのが現状である。

一方で，OGA は臨床において極めて有用性が高く，場所を選ばず，その場で実践でき，パターン認識に優れた手法である。しかし，歩行場面の中で観察部位を適切に選択したり，観察によって得られた情報を処理したりする能力は理学療法士にとって重要な臨床技能であるため，俄かな経験や知識で容易に可能な手法ではない。そこで，先行研究では OGA の欠点を補填するために歩行分析のチャート表や順序尺度を作成し，その妥当性や信頼性を検討している。Krebs らは小児中枢神経疾患の患児を対象にした歩行観察のチャート表を開発し，検者内・検者間信頼性を検討した。その結果，評価が一致したのは全体の 2/3 で評価者間の級内相関係数は 0.73 であった。観察による歩行分析は有用であるが，信頼性は中等度に過ぎないと報告している [9)]。Hughes らは脳卒中片麻痺患者の歩行を評価するためのチャート表を開発し，その信頼性や妥当性を検討した。その結果，チャート表の信頼性は良好であったことを報告したが，立脚時間や歩幅の左右差の評価では十分な妥当性を示さなかったと報告している [10)]。Brunnekreef らは下肢整形外科疾患を罹患した患者の歩行に対しチャート表を作成した。その信頼性は中等度に過ぎなかったが，より経験の豊富な理学療法士で相対的に信頼性が良好であったことを報告し，信頼性は臨床経験の影響を受けると述べている [11)]。このように，OGA は対象疾患や観察対象の動作，チャート表の内容によって信頼性や妥当性が異なってくる。OGA を確立するには分析の方法論に関する標準的な枠組みが必要であると考える [12)]。なお，窪田は IGA と OGA のメリットおよびデメリットを表 1.1 のように列挙している [13)]。

このように，IGA と OGA の特徴を踏まえるとどちらも一長一短あるが，臨床に必要な条件としてはできる限り即時的に実施でき，かつ客観的・定量的・経済的にデータ収集・解析できることが望ましい。その意味で VGA は理想的な手法であると考える。VGA は患者の歩行場面をビデオカメラで撮影し，画像上から観察・分析する手法である。最近ではデジタル機器の利便性が高まり，精度の良い小型化された機器が安価で求めることができるようになった。動画撮影はビデオカメラに限定されず，デジタルカメラに搭載された動画撮影モードでも良質な動画を撮影できるようになっている。データを解析するパソコン

もほとんどの人が所有しており，解析に必要なソフトウェアも無料で入手することが可能になっている。しかし，近年までの VGA はビデオで撮影しても結果的にチャート表に準じた分析にすぎず，定量化した情報を抽出・分析することにほとんど応用していない。身近なデジタル機器を用いた歩行変数の定量的な測定に関する妥当性や信頼性の検証は現在のところ不十分である。したがって，単に患者の動作を視覚的に観察するのみではなく，同時に動画撮影を行い，パソコンなどの機器やソフトウェアを駆使しながらデータ解析を実施していけば，臨床場面で実際的に定量的なデータを抽出できるであろう。ただし，動画撮影において対象者とカメラとの位置関係や機器の仕様に留意しなければ，妥当な測定ができなくなってしまう。また，IGA と比較して抽出できるデータも限定的になるため，測定の条件や限度を踏まえた検証が要求される。

表 1.1　歩行の観察と歩行分析との対比 [13)]

| 項目 | 歩行の観察（OGA） | 歩行分析（IGA） |
|---|---|---|
| 適用範囲 | 歩行関連動作も可能 | 限定されることが多い |
| 即時性 | 高い | 低い |
| パターン認識 | 優れている | 困難である |
| 経験の影響 | 大きい | 少ない |
| データ・情報の種類 | 官能的なもの | 感覚では捉えられないものでも可能 |
| 客観性 | 低い | 高い |
| 記憶容量 | 少ない | 非常に大きい |
| 数値化 | 順序尺度 | 比例尺度 |
| 経済性 | 特別の費用なし | 高価である |

## 1.3 脳卒中片麻痺患者における歩行障害について

筋骨格神経系疾患による下肢運動障害は，障害側の下肢運動の非協調性から歩行障害を生じる。脳卒中における歩行障害の病態は，脳の病巣に始まった一次運動ニューロン障害によって引き起こされ，共同運動パターンや痙性をはじめとする筋緊張の異常が，脳卒中片麻痺患者特有の歩容を形成する。窪田は上田の障害の構造分類に基づき[14]，脳卒中の歩行障害を表 1.2 のように客観的障害と主観的障害に分類している。この表から多くの脳卒中片麻痺患者の歩行（以下，片麻痺歩行）の特性が列挙されており，そのうち速度性は歩行分析において最も活用される客観的データとして採用されている[15]。Brunnstrom は，片麻痺歩行はゆっくりと硬く，麻痺側の代償的動作を伴う歩行と述べており，歩行障害の運動の選択的制御だけでなく，運動の緩慢さに起因すると述べている[16]。また，長谷は片麻痺の運動障害は，半身の運動・感覚障害によって生じる非対称運動とし，片麻痺歩行では，歩行速度の低下，麻痺側立脚期の短縮，両脚支持期の延長，立脚期の股関節伸展，足関節底屈運動，ならびに遊脚期の股関節・膝関節屈曲，足関節背屈運動の減少などを生じると説明している[17]。このように片麻痺歩行の病態は主たる原因として脳障害が背景にあるため，その特性は極めて複雑であるが，リハビリテーションでは歩行能力の改善のためにそれぞれの特性に則した訓練が実施されている。そのうち，片麻痺歩行の運動障害特性の 1 つである「対称性」の障害の改善は，片麻痺歩行における重要な目的の 1 つになっている[18]。

表 1.2　脳卒中の歩行障害[13)]

| Ⅰ．客観的障害 |
|---|
| 1.　歩行の学習過程の障害<br>　1)　基礎的能力の障害<br>　　支持性，離床性，安定性など<br>　2)　応用的能力の障害<br>　　速度性，持久性，障害性，自立性など<br>　3)　総合的能力の障害<br>　　実用性<br>2.　歩行の運動特性の障害<br>　1)　総合的能力の障害<br>　　安定性，動揺性，対称性，円滑性，変動性，効率性，速度性など<br>　2)　局所的能力の障害<br>　　制動性，駆動性，支持性，離床性，分布性など |
| Ⅱ．主観的障害 |
| 1.　身体的障害<br>2.　精神・心理的障害 |

## 1.4 脳卒中片麻痺患者の歩行における左右差について

片麻痺歩行の左右差について述べる前に，まず「左右差」という用語について説明する。

左右差と同様に利用される用語に「対称性」「非対称性」という用語がある。対称性，非対称性とは英語でそれぞれ symmetry，asymmetry と表現される。英英辞典[1)]によると，symmetry とは「分割された線や面の片側と同様の形状あるいは配列；大きさや形，位置において反対部分が一致すること」と意味づけられている。国語辞典[19)]では，対称（性）を「ものとものとが互いに対応しながらつりあいを保っていること。2 つの図形が、点・線・面などについて互いに向き合う位置関係にあること」と説明している。インドの世界遺産の 1 つである霊廟タージマハルは南北東西どこから見ても左右対称性を保っており，世界で最も美しい建築物の 1 つと言われる。また，ロールシャッハテストで使用される絵柄は左右対称で，タージマハルと同様に中心を境に左右が鏡像の形状を為している。一方で非対称性とは，「ものとものとが互いに対応せず、つりあっていないこと。2 つの図形が，対称の関係にないこと」である。例えば，人の身体は一見，左右対称に見えるが，左右をよく観察すると，目や耳の位置関係が微妙に異なっているし，内蔵の位置も心臓は左，肝臓は右，胃は左とその配列は対称的とは言えない。このように，対称性および非対称性とは相対する形態の一致性の有無を表現する用語としてしばしば用いられている。

歩行動作を運動学的に解析する変数には時間変数（立脚時間，遊脚時間，両脚支持期など）と空間変数（歩幅，ストライド長など）がある（図 1.1，図 1.2，表 1.3）。これらの変数について種々の研究論文では，左右の差異の有無をしばしば「歩容の対称性（あるいは非対称性）」と表現する。しかし，歩行動作の説明において対称性および非対称性という用語を利用することは適切かどうか疑問が残る。これが意味するのは歩行中の身体全体の動きが左右均等に運動しているかどうかであり，例えば体幹が左右に均等に動揺しているか，一側下肢に偏った体重負荷をしているか，足の振り出しが不均衡か，などを表現する場合に用いられる。これらは前述した鏡像としての一致性を表現するには不適切な印象を受ける。一方で，これらの現象を「歩行に左右差がある，あるいは左右差がない」と表現する場合もあり，特に本邦において用語の扱い方が統一され

ておらず混同しているのが現状である。「左右差」というのは文字通り，左側と右側との間の差であり，大きさの差，長さの差，形状の差だけでなく，力の差，時間の差など実体がない概念においても広く利用される。その意味で，歩行変数は形態的よりもむしろ数値的に表現されることが多く，左右の差異を言うとき「対称性」あるいは「非対称性」と表すことは若干不自然さが残る。歩行運動は時系列的に進行し歩行変数は左右交互に周期的に生じるため，左右を比較する場合どうしても歩行周期のデータを部分的に取り出す必要がある。したがって，本論文では左右の歩行変数の差異を述べるにあたり「左右差」と表現することにする。なお，英語では左右差を「difference between right and left」と表記することはほとんどなく，「gait symmetry (gait asymmetry)」が多用される。後者には厳密な定義がなく，多くの場合操作的に両肢が等しく運動しているかどうかについて定義し，その一致度を測定している[20]。したがって，歩行変数に左右差がなければ「gait symmetry」，左右差があれば「gait asymmetry」と述べる。

片麻痺歩行は前述したように一側下肢運動障害によって生じる非協調的運動を特徴とし，その結果多くの歩行変数に左右差をもたらす。健常人と比べ歩行速度は遅く，麻痺側遊脚時間および非麻痺側立脚時間は延長し，歩行中の姿勢は非麻痺側へ偏位する傾向にある[21]。時間空間変数と左右差の関係は諸研究によって検討されており，歩行速度の低下は遊脚時間の左右差が増大し，下肢機能障害の増悪によって時間変数の左右差が著明になる[22,23]。痙縮や感覚障害の悪化や麻痺の重症度，麻痺側荷重率や麻痺側下肢推進力の低下によって立脚時間や歩幅の左右差が増大する[24,25]。足背屈筋力は歩行速度や時間変数の左右差に影響を与える一方，足底屈筋群の痙縮は空間変数に影響を与えていることが報告されている[26]。また，脳障害が歩容の左右差に与える影響について検討している研究があり，被殻[注1)] 後外側部の損傷は時間変数の左右差を惹起する傾向にあり，歩容の左右差を呈する患者は注意障害を呈する傾向もある[27]。このように，器質的側面からも能力的側面からも歩容の左右差と明らかな関連性を持っていることが分かる。これらを片麻痺歩行における協調運動障害の背景の1つとして捉え，歩行訓練の改善に繋げていかなければならない。

---

注1）被殻：大脳基底核を構成する灰白質の1つ。感覚野や運動野，連合野からの入力を受け，筋緊張の調整や運動の協調性を制御する。

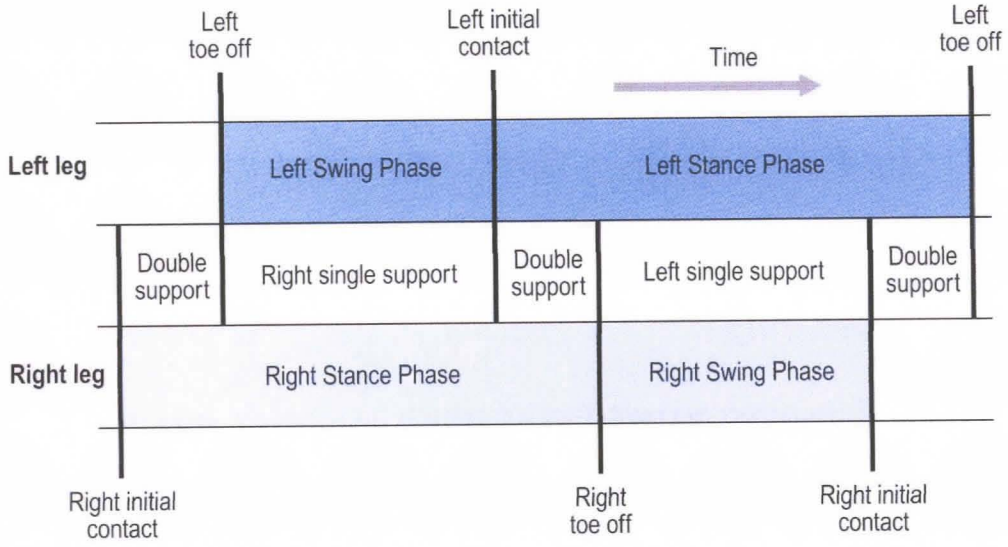


図 1.1　歩行時間変数 [3)]

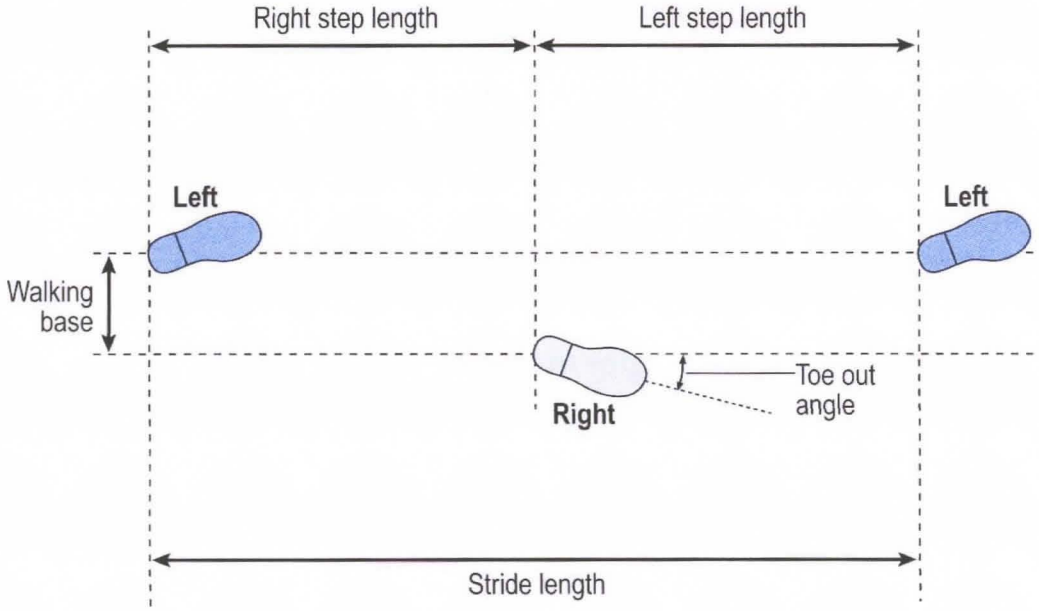


図 1.2　歩行空間変数 [3)]

表 1.3　歩行分析における歩行時間・空間変数の操作的定義[3)]

| 用語 | 説明 |
|---|---|
| 歩行速度 walking speed | 単位時間当たりの歩行距離。 |
| 歩行率 cadence | 単位時間当たりの歩数。 |
| 歩行周期 gait cycle | 一側肢が接地してから，再度同側肢が接地するまでの期間。 |
| ストライド長 stride length | 一側足部が接地してから同側足部が接地するまでの距離。 |
| 歩幅 step length | 一側足部が接地してから対側足部が接地するまでの距離。左右歩幅 2 歩分の距離がストライド長になる。 |
| 歩隔 walking base | 両側足部間の幅。 |
| ステップ時間 step time | 一側歩幅に費やす時間。2 歩分で一歩行周期となる。 |
| 立脚時間 stance phase | 一側足部が接地してから離床するまでの経過時間。 |
| 遊脚時間 swing phase | 一側足部が離床してから接地するまでの経過時間。 |
| 両脚支持期 double support | 歩行中，両脚が接地している時期。 |

## 1.5　脳卒中片麻痺歩行における左右差の定量的評価の意義

片麻痺歩行による下肢の非協調運動は，リズミカルな下肢の振り出しを妨げ，非効率性を助長する。歩行中の左右下肢の不均等な体重負荷は転倒のリスクを増大させるだけでなく，非麻痺側下肢にかかる体重によって疼痛や関節症状が生じる可能性がある[23,26)]。Mattes らは下肢遠位部切断の患者において，切断部への負荷は歩容の左右差を助長し，さらなるエネルギー消費が生じることも報告している[28)]。このような左右下肢の非協調運動や不均衡さは歩幅や立脚時間などの時間空間変数に表れ，これら変数の左右差をもたらす。すなわち，歩容の左右差を検討することは片麻痺歩行の特徴である非効率性や非協調性を評価する上で有用である。そして，左右差を定量的に評価することは，左右差がもたらす歩行への悪影響や健康被害を軽減するための客観的な指針となると考える。

先行研究では，歩行のリズム形成や左右差の改善を評価および治療効果判定するために種々の手法を用いている。Hausdorff らは，脳卒中片麻痺で下垂足を呈する患者に対して機能的電気刺激療法を実施し，総腓骨神経に電気刺激を与えた。その結果，歩容の左右差や歩行リズムを改善し，歩行速度も向上したと報告している[29]。この報告で使用された機器は局所に電気刺激が可能なパーツと歩行時の接地を捉えるセンサーが内蔵された特殊な装具である（図 1.5）。歩容の左右差は，センサー部分によって左右の歩行周期を測定した上で評価されている。Thaut らは脳卒中片麻痺患者に対して音刺激によって歩行のリズム形成を図る訓練を実施し，神経発達学的アプローチと治療効果を比較検討した。その結果，歩行速度や歩行率，ストライド長だけでなく，歩容の左右差も改善した[30]。この報告では，歩容の左右差の検討に靴の中敷きに内蔵されたフットスイッチを採用している。また，Roerdink らは三次元動作解析装置を用い，脳卒中片麻痺患者に対して一定の音刺激を用いたトレッドミルによる歩行訓練を実施し，合わせて左右差の改善を検証している。その結果，下肢運動の協調運動が改善し，左右差も軽減されたことを報告している[31]。健常な人において日常生活上不便がない場合，歩行変数に多少左右差を有していたとしても実際の日常生活に影響を及ぼすことはないが，脳卒中片麻痺によって生じた病態歩行における左右差は歩行の実用性に影響を及ぼす可能性があり，その意味で左右差の改善の意義は深いと言える。しかし，多くの先行研究は左右差の評価を三次元動作解析装置やフットスイッチ，床反力計，電子センサー付きマットなどを用いた IGA によって検討していることがほとんどであり，普段の臨床場面で実施するには制約が大きいため，特に本邦において歩容の左右差が定量的に検討されていないのが現状である。したがって，より臨床的に活用できる定量的評価の手法が検討される必要がある。

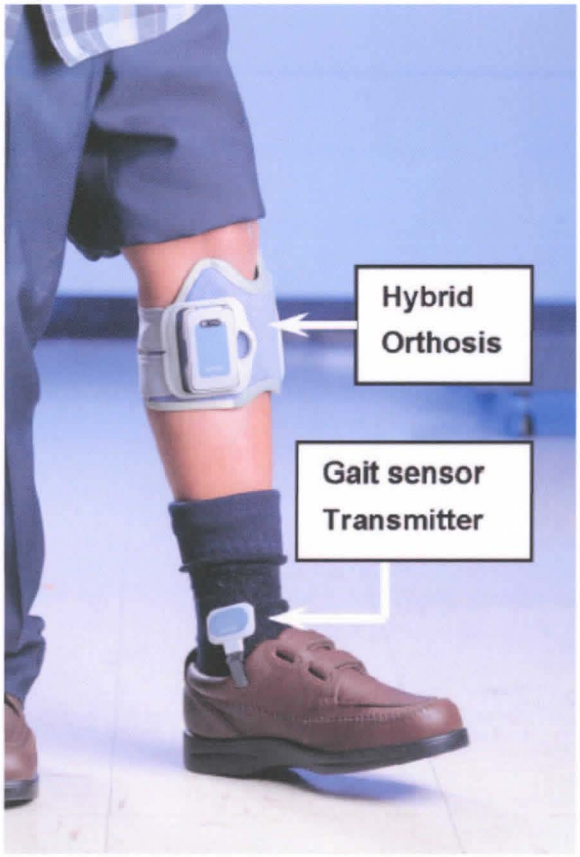


図 1.5　機能的電気刺激付装具 [29)]

## 1.6　本研究の目的

前述したように，脳卒中の歩行障害には速度性や持久性，安定性などの種々の側面がある。理学療法士は歩行障害を改善するために，個々の側面に対し何らかの方策を立案し訓練を実施する。歩行訓練で到達すべき目標の一つに歩行速度の獲得が第一に挙げられ，歩行速度の獲得は実用的歩行の実現に深く関与する。さらに，転倒リスクや在宅での生活形態，日常生活上の自立度にも影響を与える指標にもなり得る。このように，日常生活に復帰を望む患者にとって，歩行速度の増大は至上命題であることに疑いはないが，歩行能力の改善において「どのように歩くか」も重要な課題である。早く歩けても身体の動揺が激しかったり，摺り足になって足尖を引きずったりするようではリスクを伴い安全とは言えず歩行の実用性から乖離してしまう。その意味で，歩行の質という観点から歩行能力改善の糸口を探ることは臨床上意義があると考える。

脳卒中によって引き起こされた歩行障害を有する患者に対し，種々の手法に

よって歩容の質的要素の一つである「左右差」の測定が実施され，治療効果判定や治療目標の設定に応用されている。また，医学的側面や機能的側面，能力的側面と歩容の左右差との間にどのような関連性があるかが検証されてきた。しかし，歩行訓練による歩容の左右差の改善の是非や歩行速度との関連性の有無など種々の検討が為されているものの，一貫したコンセンサスが得られていないのが現状である[32]。その背景には臨床における定量的な歩行分析の困難さから歩行変数のデータが十分蓄積されないことや，それに伴い既存のデータを参照し比較検討することが困難であることが挙げられる。したがって，実現可能な手法によって客観的な情報を蓄積していくことが現在必要不可欠であり，歩行訓練の指針となる基礎データとなり得る。また，脳卒中片麻痺患者の歩容の左右差において，健常者とどの程度異なるのか，どの歩行変数がどのような左右差を呈しているのか，歩行能力にどのような影響を与えるのかなど，詳細が明らかになれば課題特異的に歩行訓練を実施できるようになり，訓練目標も明確になると考える。

そこで本研究の主な目的は，脳卒中片麻痺患者の歩行における時間・空間変数の左右差の特徴を簡易的・定量的測定によって明らかにし，左右差と歩行能力および麻痺の重症度との関連性を検証することである。

## 1.7　本論文の構成

第 1 章では，研究背景として歩行や歩行分析の手法，脳卒中片麻痺患者の歩容とその左右差について述べてきた。先行研究のレビューを交え，歩容の質的要素である左右差の測定・評価に関する現状の課題や臨床で要求される定量的な歩行分析について論じ，後述する各章への布石とした。

第 2 章では健常成人女性を対象に，歩容の変数である歩幅，立脚時間，遊脚時間を三次元動作解析装置で測定し，各変数の左右差の定量化について検討する。正常歩行における歩容の左右差を定量的に明確にすることは，歩行障害を呈した症例に対し，歩容の改善や歩行訓練の効果判定をするのに有意義である。

第 3 章では，パソコン上で動画を閲覧するソフトウェアであるビデオブラウザを用いて簡易的かつ定量的な歩行分析の実施し，その妥当性や信頼性を検討する。定量的な歩行分析には従来，三次元動作解析装置や床反力計などの機器

が利用されるが使用環境や操作の煩雑性，経済性などから臨床的有用性の限界も指摘される。本章では三次元動作解析装置を比較対象にし，ビデオブラウザでの歩行分析が有用であれば日常的な測定の実現可能性が高まる。

第 4 章では脳卒中片麻痺患者を対象に，第 3 章で検討した簡易的歩行分析の手段を応用し，脳卒中片麻痺患者の歩容の左右差を健常成人や麻痺の重症度別で定量的に比較検討する。歩行速度との関連性も検討し，左右差が歩行速度に与える影響を検証する。歩容の質的要素である左右差を定量化することで，左右差が歩行にもたらす影響を客観的に知るとともに，脳卒中片麻痺歩行において歩容改善の明確な指標となり得る。

結語では，これまでの 3 つの研究を総括するとともに，結論と今後の課題について述べる。

# 第２章

# 健常成人女性における歩容の左右差に関する検討

## 2.1 研究目的

前章でも述べたように，歩行は日常生活における最も基本的な移動手段であるとともに，特異的で複雑な機構を備えた運動である。神経生理学的には大脳皮質から筋までの神経回路が複雑にリンクされることによって組織化された複雑な運動技能であり，体幹を直立に保持すると同時に両下肢を交互に振り出して，その下肢に支持性と推進力を与える規則的で安定した移動手段である[3,33-35]。

健常者が示す歩行運動を一般的には正常歩行と呼び，正常歩行の特徴は関節運動を通じた四肢・体幹のパターン化した移動運動であり，規則的で周期的な反復運動である。個人間のパフォーマンスには際立った差はなく，歩容の左右差も極めて小さいとされる[5]。正常歩行ではそもそも歩容の左右差がないことを前提としており，左右差があれば病態歩行を示すと考えられてきた。Loizeauらは正常歩行における立脚時間は統計学的に有意な左右差は認められないと報告し[36]，他にも歩幅や歩行時間変数には左右差がないと述べられている[18,37]。しかし，歩容の左右差の検証において一定の見解は十分得られていない。歩幅の左右差は実験対象者の成人若年者で20%，高齢者で25%に認めると報告されている[38]。前述したように歩容は左右差がないことを前提とされたため，症例数や定量的解析による検証は十分ではなかった。左右差の定義も不明確であるため種々の研究に限界があるのが現状である[20]。脳卒中片麻痺患者や下肢切断患者のように病態歩行として歩容の左右差を示す症例に対し，歩容の改善や治療効果を判定していくためには正常歩行における基礎データが不可欠である。そこで，本章では健常成人女性を対象に歩容の左右差の程度を検証し，正常歩行の基礎データとすることを主な目的とした。

## 2.2 方法

### 2.2.1 対象

対象は神経筋骨格系に障害を有さない健常成人女性9名（平均年齢21歳，20歳～21歳，身長1.56±0.06m，体重52.8±9.2 kg，BMI21.8±4.5）であった。対象者には，研究の主旨の説明を十分実施し同意した上で実施した。対象者は歩行に妨げにならないような軽装および靴を着用した。

### 2.2.2　使用機器および実験環境

本研究は，データを収集する上で歩行距離が十分確保できる実験室で実施した。前後に 2m の加速と減速のための予備路を設けた 10m 歩行路を設定し，中央 6m でデータを収集した。デジタルビデオカメラ（SONY 社製 DCR-HC62）4 台は，歩行路に対しそれぞれ対角線上で，歩行路中央から約 4.5m の位置に設置した。歩行路側方からのそれぞれ 2 台のカメラの間は 120°の弧角とした（図 2.1）。

直径 2.5cm の反射マーカー4 つを両側の踵部，爪先に取り付けた。踵部の反射マーカーは踵部中央，爪先の反射マーカーは足部の長軸先端に取り付けた（図 2.2）。

歩幅および歩行時間変数を解析するにあたり，三次元動作解析装置（DKH 社製 Frame DIAS Ver.3.21；以下，3D）を用いた。本機器のサンプリング周波数は 60Hz で，ビデオデータのノイズを除去するためにバタワース型ローパスフィルターを用いた。カットオフ周波数は 6Hz とした。

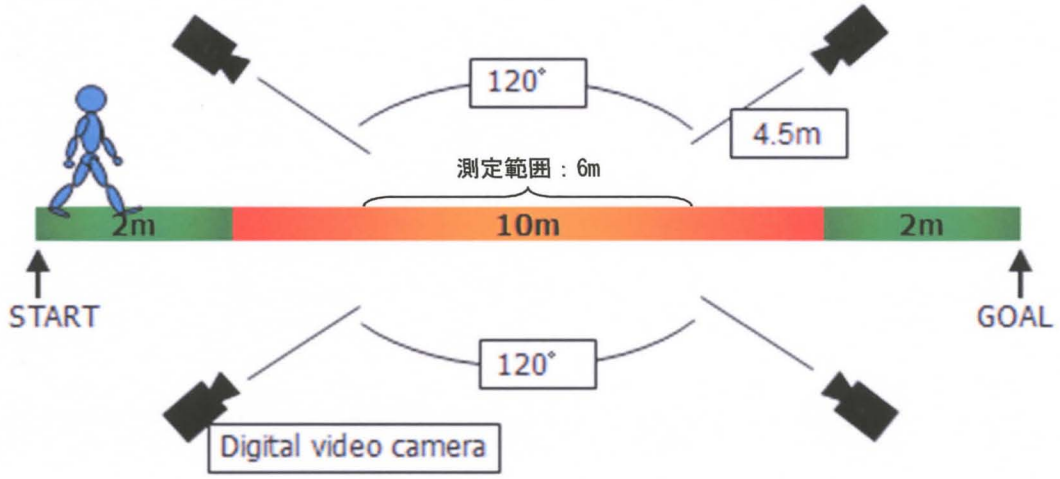


図 2.1　歩行路及びビデオの設置

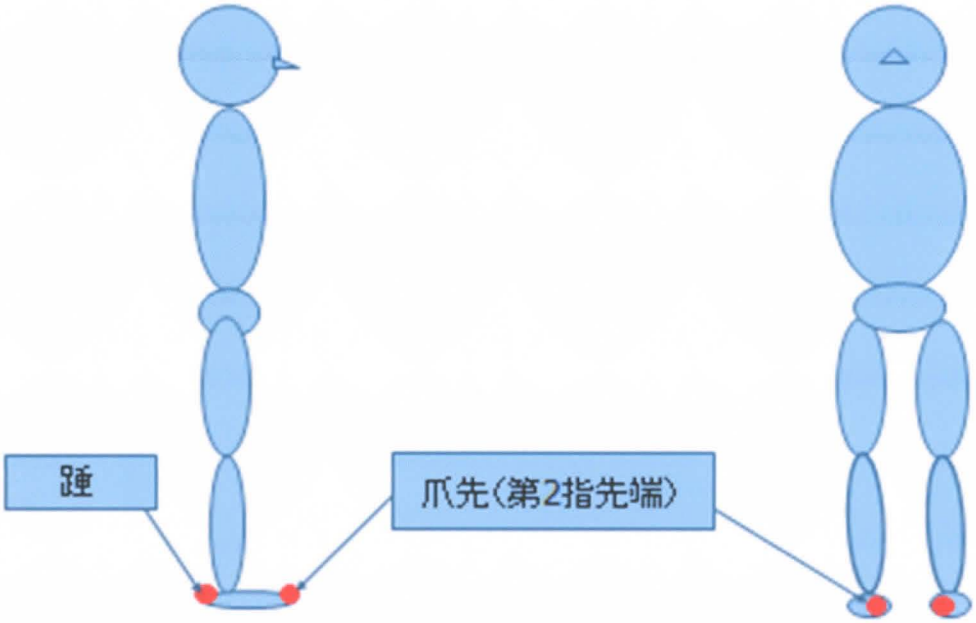


図 2.2　反射マーカーの取付位置。反射マーカーは各部位にテープで貼付した。

### 2.2.3　実験手順

対象者はウォームアップと数回の練習後，10m 歩行路を快適な歩行速度で 5 回歩行した。ストップウォッチを用いた Handa ら [39]の方法に準じ，対象者が歩行するのに要した時間および歩数を計測し，歩行速度および歩行率を算出した。

### 2.2.4　データ処理

歩行変数として歩幅，立脚時間，遊脚時間を選択した。各変数は 3D を用いて両側を測定した。歩幅（m）の操作的定義は，左右踵部間の最大距離で，右側が前方の場合は右歩幅，左側が前方の場合は左歩幅とした。立脚時間（秒）の操作的定義は同側踵接地から爪先離地までの時間，遊脚時間（秒）は同側爪先離地から踵接地までの時間とした。さらに，踵接地および爪先離地は，そのタイミングを測るために床反力計を用いなかったため，踵接地のタイミングは初期接地時における床から反射マーカーまでの最大距離，爪先離地のタイミングは遊脚期直前における床から反射マーカーまでの最少距離とした。

### 2.2.5 統計学的解析方法

各歩行変数は試行した5回のうち3回分の歩行データを用い，それぞれ平均値を求めた。各変数の左右差について，対応のあるt検定を用い比較検討した。各歩行変数における左右間の相関を検討するためにピアソンの積率相関係数を用いた。

各歩行変数の左右差の程度を検討するために，Symmetry Index（以下，SI）を用いた。各歩行変数のSIは次の数式によって算出した。

$$\mathrm{SI}(\%) = \frac{|\text{左側} - \text{右側}|}{\text{左右いずれかの最大値}} \times 100 \qquad (2.1)$$

この数式はRoedinkらやVegenasらの数式を参照し，修正した上で活用した[31,40]。SI＝0のとき完全に左右差がないことを示し，SIが大きいほど左右差が著明であることを意味する。

## 2.3 結果

### 2.3.1 対象者の基礎データと歩行の一般データ

対象者9名の年齢，身長，体重，BMIの平均値（標準偏差）は各々，21（1）歳，156（6）cm，52.8（9.2）kg，21.8（4.5）であった。また，歩行の一般データを表2.1に示す。結果は先行研究で報告されているデータ（歩行速度49.2～96.0m/min，歩行率102～119steps/min，立脚期59～63%）と概ね同様であった[3,41]。

### 2.3.2 歩幅

両側歩幅のデータを表2.2に示す。左右歩幅の平均（標準偏差）は右側，左側の順に0.62（0.05）m，0.63（0.05）mで，有意な左右差は認められなかった（$p>0.05$）。両側歩幅の相関を検討した結果，相関係数は$r=0.94$（$p<0.01$）で極めて強い相関を認めた（図2.3）。さらに，歩幅のSIの平均（標準偏差）は3.06（2.42）（95%信頼区間1.20～4.92）で左右差はわずかであった（表2.3）。

表 2.1　歩行の一般データ

| | 平均値 | 標準偏差 |
|---|---|---|
| 身長 (m) | 1.56 | 0.06 |
| 体重 (kg) | 52.8 | 9.2 |
| 歩行速度 (m/min) | 73.1 | 8.6 |
| 歩行率 (steps/min) | 115.9 | 8.6 |
| %立脚時間（右側） | 65.7 | 2.3 |
| %立脚時間（左側） | 65.2 | 1.8 |
| %遊脚時間（右側） | 34.3 | 2.3 |
| %遊脚時間（左側） | 34.8 | 1.8 |

表 2.2　各歩行変数における左右間の比較

| | 右側 | | 左側 | | *p* 値 |
|---|---|---|---|---|---|
| | 平均値 | 標準偏差 | 平均値 | 標準偏差 | |
| 歩幅（m） | 0.62 | 0.05 | 0.63 | 0.05 | $p>0.05$ |
| 立脚時間（秒） | 0.70 | 0.05 | 0.70 | 0.05 | $p>0.05$ |
| 遊脚時間（秒） | 0.36 | 0.03 | 0.37 | 0.02 | $p>0.05$ |

歩幅および立脚時間,遊脚時間において有意な左右差は認められなかった（$p>0.05$）。

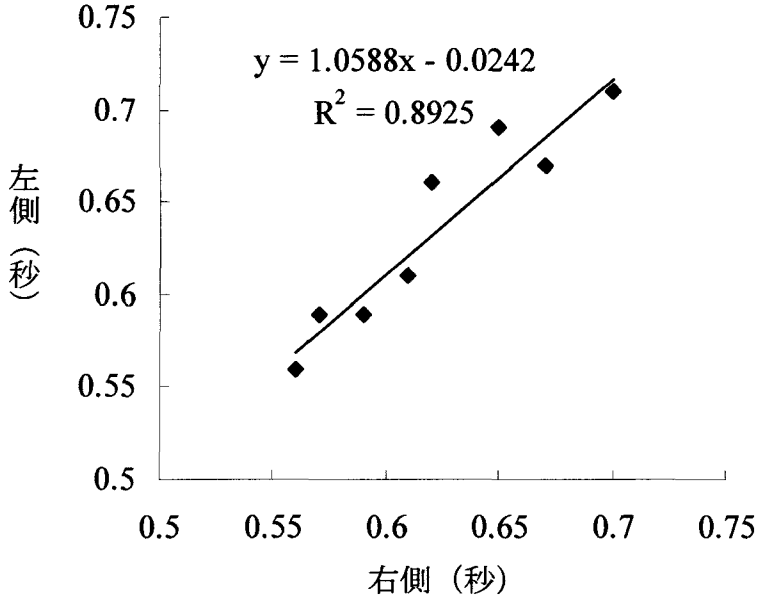


図 2.3　左右歩幅の関連性を示す散布図。左右間には有意な正の相関を認めた（r＝0.94, p<0.01）。

表 2.3　各歩行変数における Symmetry Index

| | 平均値 | 標準偏差 | 最小値 | 最大値 | 95%信頼区間 |
|---|---|---|---|---|---|
| 歩幅 | 3.06 | 2.42 | 0.30 | 7.06 | 1.20-4.92 |
| 立脚時間 | 2.67 | 0.84 | 1.36 | 3.70 | 2.02-3.32 |
| 遊脚時間 | 5.44 | 2.96 | 1.46 | 11.10 | 3.17-7.72 |

Symmetry Index は立脚時間，歩幅，遊脚時間の順に小さかった。

### 2.3.3　歩行時間変数

歩行時間変数のデータを表 2.2 に示す。立脚時間の平均（標準偏差）は右側，左側の順に 0.70（0.05）秒，0.70（0.05）秒で，有意な左右差は認められなかった。遊脚時間は右側，左側の順に 0.36（0.03）秒，0.37（0.02）秒で，有意な左右差は認められなかった。

立脚時間および遊脚時間における左右間の関連性を図 2.4，図 2.5 に示す。立脚時間における左右間の相関係数は $r=0.97$ で有意な正の相関を示した（$p<0.01$）。遊脚時間における左右間の相関係数は $r=0.80$（$p<0.05$）で有意な正の相関を示した。さらに，立脚時間の SI の平均（標準偏差）は 2.67（0.84）（95%信頼区間 2.02～3.32），遊脚時間は 5.44（2.96）（95%信頼区間 3.17～7.72）であり，立脚時間の方が遊脚時間よりも低値を示した。（表 2.3）。

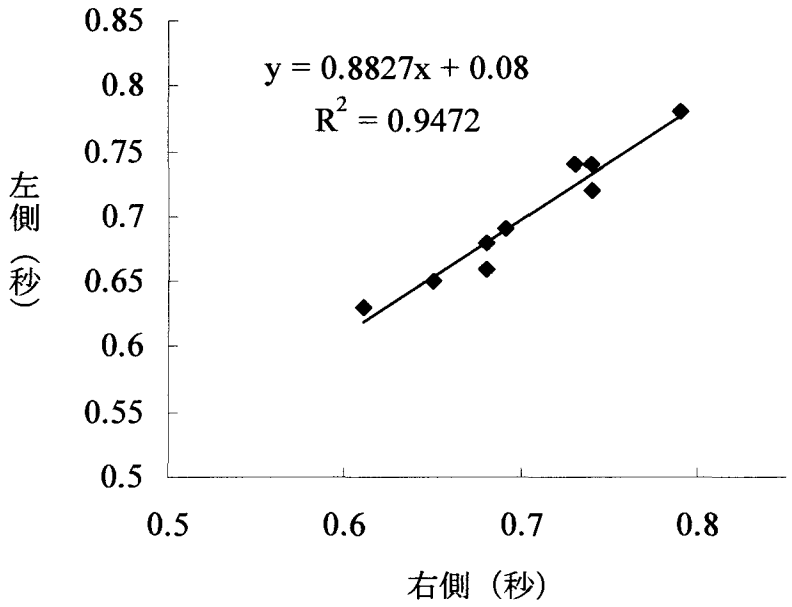


図 2.4　左右立脚時間の関連性を示す散布図。左右間には有意な正の相関を認めた（$r=0.97, p<0.01$）。

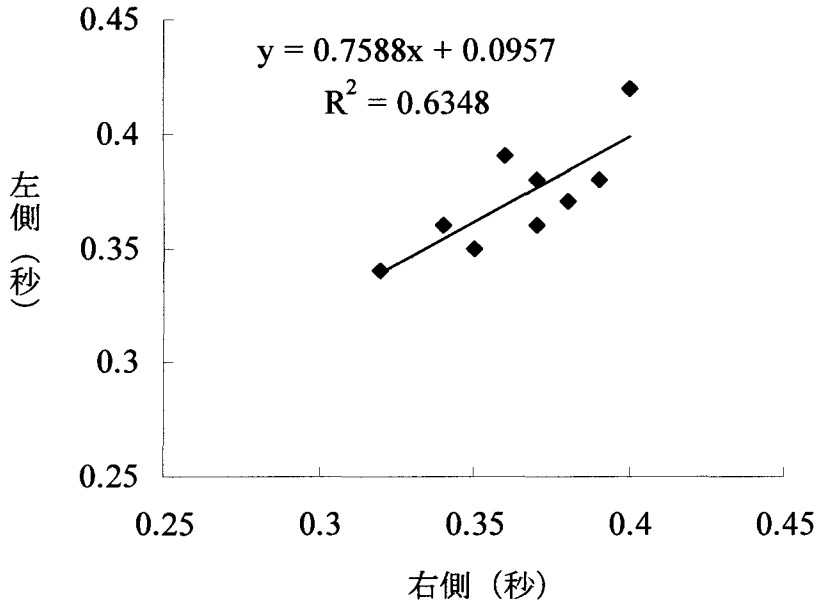


図 2.5　左右遊脚時間の関連性を示す散布図。左右間には有意な正の相関を認めた（r=0.80, p<0.05）。

## 2.4　考察

本研究の主な目的は，健常成人女性を対象に各歩行変数の左右差の程度を検証し，臨床場面において歩容の左右差を生じる歩行障害を持つ症例に対する歩行分析や治療効果の判定のための基礎データとすることであった。

本研究の結果は，左右の変数間に統計学的な有意差が認められない場合を「左右差なし」と定義した場合，正常歩行における歩幅，立脚時間，遊脚時間は左右差がないことを示唆した。一方で，SI を用いた左右差の検討では，これら 3 つの歩行変数の SI は 2.67～5.44 であり，わずかに左右差があることを示した。この SI は左右変数の統計学的有意差がないことを考慮すると，歩幅および立脚時間の左右差は約 3%，遊脚時間は約 5%の左右差があると推察される。これは健常者においても歩幅，立脚時間，遊脚時間に左右差を呈するとした先行研究の結果を支持した[42-44]。ただし，左右差を呈していてもその程度は同一ではなく，立脚時間，歩幅，遊脚時間の順に左右差は小さかった。特に立脚時間の SI はその標準偏差も小さく，個人間で大きな変動がないことが示唆された。また，各歩行変数において左右間の相関を検証した結果，相関係数は立脚時間，歩幅，

遊脚時間の順に大きく，SI との同様の傾向を示した。すなわち，SI と相関係数との間には関連性を示したと考えられ，両指標は左右差の程度を明確に表すことが推察された。

ただし，相関係数の扱いには注意を要する。相関係数はある歩行変数の全データをもとに全体像として左右差がどの程度一致しているかを表現する。すなわち，個々のデータについて左右差を表現することができない。そのため，個人のデータにおいて検証する場合，左右それぞれ 10 歩程度以上はデータとして必要となる。しかし，動画解析する場合において合計 20 歩分の歩行場面を動画撮影するためには，ビデオカメラをできる限り歩行路に対して距離を置く必要がある。そうすると画像で捉えられる足部の接地タイミングや歩幅は視認することが困難になるため不適切な解析となることが予想される。また，相関係数は一側に向かってすべて一様に偏ったデータを呈した場合も高い数値を示す。左右差が極めて小さい場合，左右のデータは理想的には左側＝右側となり，関数で表現すると y=x で数式の傾きは 1 となる。したがって，相関係数だけでは左右差の表現は困難で，散布図から得られた数式の回帰係数や y 切片のデータを参考にする必要もある。今回の結果では，歩幅，立脚時間，遊脚時間の y 切片はほとんど 0 に近似していたが，回帰係数は歩幅，立脚時間，遊脚時間の順に 1 に近似していた。すなわち，歩幅の回帰係数は 1.0588 でほぼ左右同等であったが，立脚時間および遊脚時間はそれぞれ 0.8827，0.7588 で若干右側へ偏位する傾向にあったと推察される。このように，相関係数のみではなく回帰係数などを合わせて解釈することで左右差の程度を評価できるが，個人のデータを直接的に解釈するには SI の方がより適切であると考える。また，有意差の検討ではそのデータ群のばらつきもその判定に含まれるため，厳密な意味で左右差の有無を把握することも困難である。したがって，SI は左右差の解釈をする上で理解しやすいという点で有用である。

左右差の指標は今回の SI だけではなく，多くの指標が種々の研究で用いられている[45-48]。これらの指標は各研究報告の中で左右差を客観的に把握するのに有用であり，歩行変数や身体機能との関連性などの検討にも用いられる。しかし，各研究報告で統一した指標を用いていないため，どの程度の左右差が問題であるのかが把握しにくい。今回用いた指標もゴールドスタンダードになって

いないため，健常成人女性として標準圏内といえるかどうかは言及できない。今後は標準的に用いられる指標を検証し，対象者数をより増やすことでデータの基準や正常範囲を検討することが課題である。

歩容の左右差の評価は理学療法士が臨床場面で歩行障害を持つ患者に対ししばしば実践されているにも関わらず，未だに明確な手段が認められていない状況である。臨床的には左右差を客観的に評価することは困難であるため，実際上は視覚的評価（観察）によって実施されることがほとんどである。しかし，観察による分析は個人によって視点が異なり，経験によって左右されるため信頼性や妥当性が乏しい。妥当性や信頼性のある評価は要求される最低限の要素であり，左右差の評価においても客観的な指標は必要である。今回は 3D によって歩容の左右差の数値化が可能であったが，臨床的には経済性や操作の煩雑性，限定的な実験環境などの理由から導入しにくい。今後はより客観的かつ簡便な計測が可能な分析手法を検討していく必要がある。

## 2.5 まとめ

本章では，健常成人女性を対象に歩幅，立脚時間，遊脚時間の左右差の程度を検証し，臨床場面において歩容の左右差を生じる歩行障害を持つ症例に対する歩行分析や治療効果の判定のための基礎データとすることを研究目的とし，以下の知見を得た。

1. 歩行変数には統計学的に有意な左右差は認められなかったが，SI では立脚時間，歩幅，遊脚時間の順に左右差は小さかった。
2. 正常歩行における左右差は極めて小さいが，その程度は一様ではないことが示唆され，病態歩行における左右差を検証するためにも各歩行変数における左右差の基準値や正常範囲を把握する必要がある。
3. 臨床において左右差を客観的に検証するためにも 3D に代わる簡易的な歩行分析方法も検討する必要がある。

# 第3章

# ビデオブラウザを用いた歩行の時間変数および空間変数の簡易的測定の検討
## —三次元動作解析機器との同時的妥当性および評価者内および評価者間信頼性の検討—

## 3.1 研究目的

臨床における歩行分析は，疾病や外傷などによって生じた歩行障害に対し，その問題点を明確にし，問題解決を図っていく目的で実施される[49]。歩行障害に対する重症度の判別，回復過程の追跡，訓練効果の判定のためには客観的で数値化できる定量的測定は不可欠であり，三次元動作解析装置（以下，3D）や加速度計，床反力計など種々の機器を用いた歩行分析が実用化されている。しかし，これらの機器は高価であったり，操作が煩雑であったり，解析時間が過大であったりすることから使用は実験室に限られることが多く，日々の臨床場面では導入しにくい[50]。したがって，定量的な歩行分析を日常的に実施するためには，より簡便で客観的な測定手段を考案する必要がある。

近年，安価で誰でも手に入れることができ，動画撮影を容易に行えるデジタル機器が普及してきた。さらにパーソナルコンピュータ（以下，PC）と合わせて用いることでその用途は非常に拡大している。理学療法分野においても観察の曖昧さを補うためにビデオ映像による動作分析が試みられており，その実用性は高い[51,52]。ビデオブラウザ（以下，VB）とは Windows Media Player（マイクロソフト社）や Quick Time Player（アップル社）などで知られる，動画を操作・視聴するためのソフトウェアであり，撮影した動画を PC 上で閲覧することができる。このような VB を用い客観的で定量的な歩行分析が可能であれば，歩行障害を呈した症例に対し日常的な歩行分析が容易になると考える。特に，脳卒中片麻痺患者やパーキンソン病患者，脳性麻痺児など歩行障害を持つ症例にとって，歩幅やストライド長，立脚時間，1 歩行周期などの歩行時間・空間変数は特異性を持つため，それらを簡便で客観的に分析することは重要である。

そこで，本章では健常成人女性 10 名を対象に，同条件下で 3D と VB を用いて歩行の時間変数および空間変数の測定を実施し，VB による簡易的測定の同時的妥当性[注2)] および評価者内・間信頼性を検討することを主な目的とした。

---

注 2) 同時的妥当性：ある測定値とすでに妥当性が確立された尺度の測定値との相関関係の強さによって評価される。

## 3.2　方法

### 3.2.1　対象

被検者は健常成人女性 10 名（平均年齢 21 歳，身長 158.1±5.3cm，体重 52.0±4.6kg，Body Mass Index20.8±1.3）とした。また，歩行分析の評価者は 11 年目の理学療法士（Physical Therapist：以下，PT）と理学療法学科 3 年次の学生（以下，学生）とした。本研究は高知リハビリテーション学院倫理委員会の承認を得ている。実施に当って研究の主旨および危害の恐れ等の有無について説明を行った後、全員から書面で同意を得た。

### 3.2.2　使用機器および実験環境

被検者に歩行の妨げにならない服装および靴を着用させた。また，脳卒中片麻痺患者のような足関節背屈制限を持つ症例の歩行を想定するために，背屈角度－15 度の制限に設定された足継ぎ手付プラスチック短下肢装具も着用した（図 3.1）。装具は左下腿後面から足底面まで添わせベルトにて固定した。また，両踵には反射マーカーを取り付けた。

図 3.1　足継ぎ手付プラスチック短下肢装具の着用場面

歩行路周囲に 5 台のデジタルビデオカメラ（SONY 社製 DCR-HC62）を設置し，これらのうち 1 台の位置は歩行路中央の側方 4.5m に，残りの 4 台については歩行路中央から対角線上 5m とした（図 3.2）。

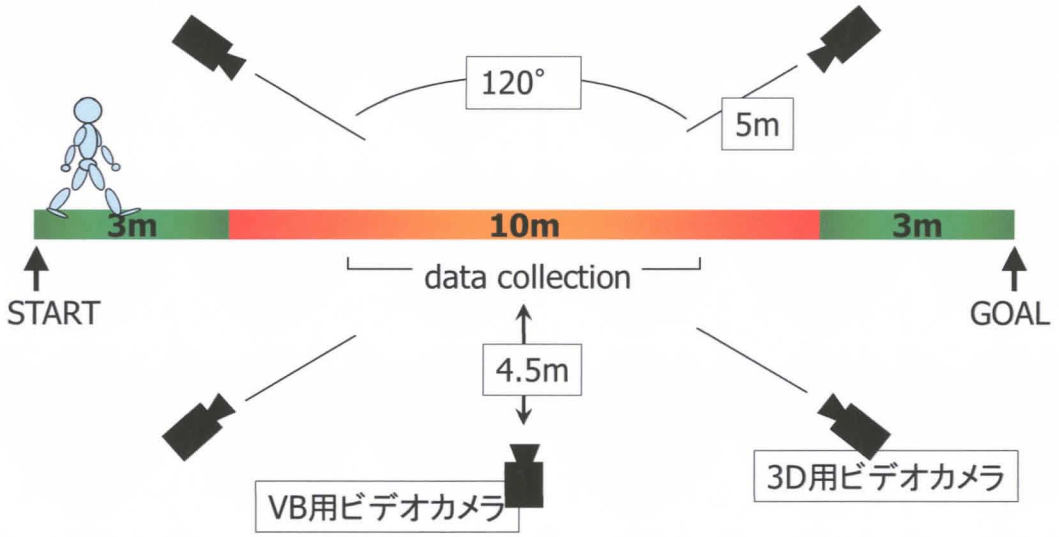


図 3.2　歩行路及びビデオの設置

3D は DKH 社製 Frame DIAS ver.4（サンプリング周波数 60Hz）を用いた。対角線上に設置された 4 台のデジタルビデオカメラの画像を同期させ歩行データを得た。動画のノイズを平滑化するためにバタワース型ローパスフィルターを用い，カットオフ周波数を 6Hz とした。VB は Area61 ビデオブラウザ [53] を用いた。この VB はフリーソフトであり，ほとんどの PC でダウンロードして活用できる。再生，停止，コマ送りなどの操作の他に，任意の場面で静止画をキャプチャーすることも可能である。歩行路中央の側方に設置されたデジタルビデオカメラを用い，VB に取り込まれた動画を 3D と比較するために動画を同期させた。

### 3.2.3　実験手順

実施手順として，対象者に予備路を前後に 3m 設けた 10m 歩行路を快適速度で 3 回歩行させた。歩行条件は装具なし（以下，正常歩行）および着用あり（以下，装具歩行）の 2 通りであった。被検者毎に 4 歩から 6 歩分の歩行を撮影し，撮影された画像を PC に取り込んだ。その後，3D および VB を用い，歩行時間・空間変数を解析した。

### 3.2.4　データ処理

歩行の時間変数として，左右ステップ時間，空間変数として左右歩幅を採用した。これらの変数は歩行分析の妥当性や信頼性の検討，さらに治療効果の検証など先行研究においても用いられている [54-57]。ステップ時間の操作的定義は一側踵接地から他側踵接地までに要した時間とし，右踵接地から左踵接地まで要した時間を左ステップ時間，左踵接地から右踵接地まで要した時間を右ステップ時間とした。歩幅は一側の踵接地から他側の踵接地までの最大空間とした。

3D によるステップ時間および歩幅の計測では，PC に取り込んだ動画を解析することによって任意のデータを得た。VB によるステップ時間の測定では，取り込んだ動画を VB 上で再生し，コマ送りで踵接地を確認し，左右のステップ時間（単位：フレーム数）を測定した。これを対象者 1 名当たり 4 歩から 6 歩分測定し平均値を算出した。VB を用いた歩幅の測定では，まず VB 上で歩行場面を再生しコマ送りで画像を進めた。適切な場面で画像を停止し，その画面を静止画ファイルとして保存した。次に画像処理ソフト（ImageJ[58]，NIH）を用い，各歩幅を画像上で計測した。ImageJ は Area61 ビデオブラザと同様，インターネットでダウンロードできるフリーソフトである。本ソフトは静止画の画像処理が可能で，歩行分析としては距離や関節角度の変数を抽出できる。その後，次の数式によって左右の歩幅を推定した（式を導いた詳細な過程は追補を参照）。

$$右歩幅（m）＝\frac{2\times平均歩幅（m）}{R+L(画素数)}\times R(画素数) \tag{3.1}$$

$$左歩幅（m）＝\frac{2\times平均歩幅（m）}{R+L(画素数)}\times L(画素数) \tag{3.2}$$

L は画像処理ソフトで得られた左歩幅の空間（画素数），R は画像処理ソフトで得られた右歩幅の空間（画素数）を意味する（図 3.3）。平均歩幅は歩行空間をそれに要した歩数で除して算出した。

なお，各歩行変数の評価者は PT と学生の 2 名とし，測定はともに十分練習した上で行われた。VB での測定は，PT については数日の間隔を置き 2 度実施し，学生については 1 度だけ実施した。

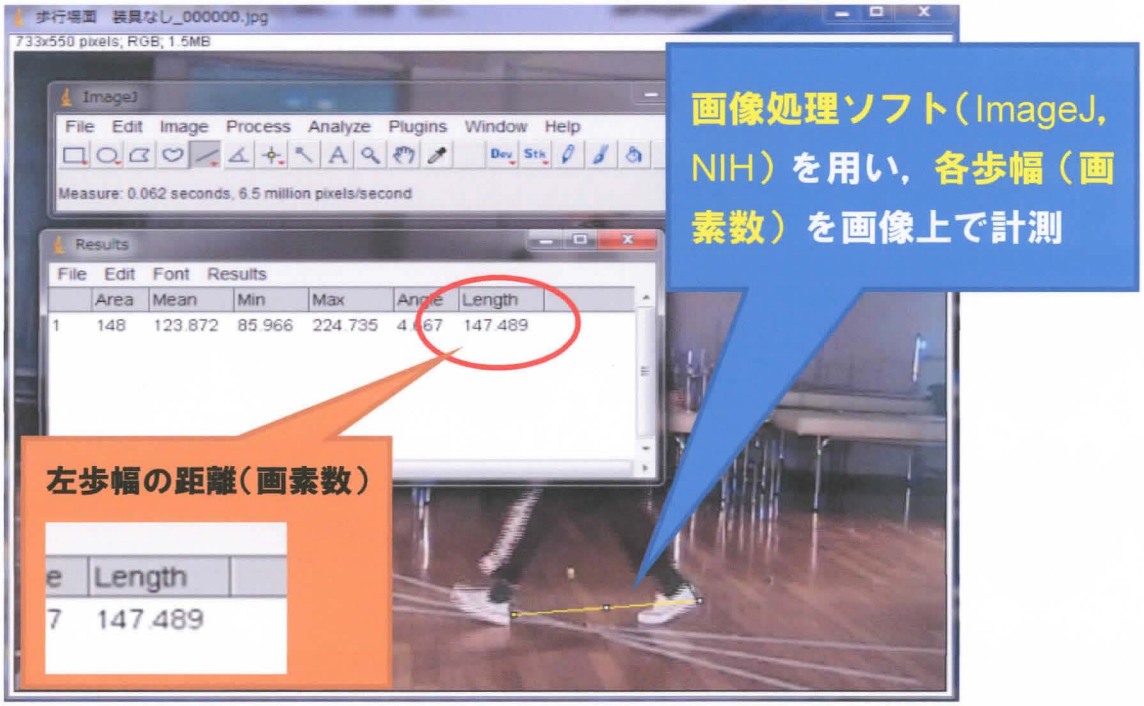


図 3.3　画像処理ソフト上における歩幅の計測場面

### 3.2.5 統計学的解析方法

同時的妥当性の検討では，正常歩行および装具歩行において，VB の各歩行変数を 3D から推定するために単回帰分析を用い分析した。単回帰分析では説明変数を 3D，目的変数を VB として回帰式を推定し，回帰式の適合度の評価には調整済み決定係数[注3)] を用いた。

VB のデータは PT が測定したものを用いた。評価者内信頼性の検討では，各歩行条件において PT が測定した 1 回目と 2 回目の各歩行変数について級内相関係数（以下，ICC）(1,1)を用いた。評価者間信頼性の検討では，各歩行条件において PT および学生が測定した 1 回目の各歩行変数について ICC(2,1)を用いた[59)]。また，各信頼性の検討には測定値の標準誤差（以下，SEM）[60)]および百分率誤差[61)]も用いた。なお，すべての統計学的解析は危険率 5%未満を有意水準とした。

注 3) 調整済み決定係数：決定係数は回帰式の適合度の指標であるが，説明変数の数が多くなるほど決定係数は高くなる性質を持つため，説明変数の数やデータ数で決定係数を補正する。

## 3.3 結果

各歩行条件におけるステップ時間および歩幅の記述統計データを表 3.1 に示した。

表 3.1 各歩行条件におけるステップ時間および歩幅の記述統計データ

| | | 正常歩行(n=10) | | 装具歩行(n=10) | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 3D (60Hz) | VB (30Hz) | 3D (60Hz) | VB (30Hz) |
| ステップ時間 | 平均値 | 30.1 | 15.2 | 35.7 | 17.6 |
| (フレーム数) | 標準偏差 | 1.7 | 0.9 | 4.6 | 2.3 |
| | 最小値—最大値 | 27.0—33.0 | 14.0—17.0 | 30.0—44.0 | 15.0—22.0 |
| 歩幅 | 平均値 | 0.73 | 0.74 | 0.62 | 0.62 |
| (m) | 標準偏差 | 0.1 | 0.09 | 0.1 | 0.1 |
| | 最小値—最大値 | 0.58—0.95 | 0.62—0.90 | 0.46—0.84 | 0.46—0.81 |

単回帰分析の結果を表 3.2 に示す。ステップ時間において各歩行条件で VB を目的変数とする回帰式を検討した結果，正常歩行では調整済み決定係数＝0.641 で統計学的に有意な回帰式（y=0.439x＋1.996）が得られた。装具歩行でも調整済み決定係数＝0.9626 で統計的に有意な回帰式（y=0.493x－0.018）が得られ，VB は 3D から有意に説明できることが示された。

歩幅においても同様に検討した結果，正常歩行では調整済み決定係数＝0.840 で統計的に有意な回帰式（y=0.779x＋0.178）が得られた。装具歩行でも調整済み決定係数＝0.892 で統計学的に有意な回帰式（y=0.926x＋0.048）が得られ，VB は 3D から有意に説明できることが示された。

また，調整済み決定係数の結果から，いずれの歩行変数においても装具歩行は正常歩行と比較して回帰式の適合度が良好であった。

表 3.2　単回帰分析の結果

| | | 回帰係数 | 定数 | F値 | p値 | 調整済み決定係数 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| ステップ時間 | 正常歩行 | 0.439 | 1.996 | 17.085 | 0.003 | 0.641 |
| | 装具歩行 | 0.493 | −0.018 | 231.476 | 0.000 | 0.962 |
| 歩幅 | 正常歩行 | 0.779 | 0.178 | 48.405 | 0.000 | 0.840 |
| | 装具歩行 | 0.926 | 0.048 | 75.344 | 0.000 | 0.892 |

説明変数: 3D, 目的変数: VB

評価者内および評価者間信頼性の結果を表 3.3，表 3.4 に示した。ステップ時間の評価者内および評価者間信頼性において，ICC は装具歩行が 0.9 以上で高値を示したが，SEM および百分率誤差はほとんど差がなかった。

歩幅の評価者内および評価者間信頼性において，ICC は 0.9 以上と高値を示し，SEM および百分率誤差はともに低値を示した。

表 3.3　VB によるステップ時間測定の評価者内および評価者間信頼性

mean±SD

| | | ICC(1,1) | SEM | 百分率誤差 |
|---|---|---|---|---|
| 評価者内信頼性 | 正常歩行 | 0.89** | 0.3 | 0.0± 1.5% |
| | | (95%信頼区間=0.65−0.97) | (95%信頼区間=0.2−0.6) | |
| | 装具歩行 | 0.97** | 0.4 | − 0.2± 1.5% |
| | | (95%信頼区間=0.90−0.99) | (95%信頼区間=0.3−0.7) | |
| | | ICC(2,1) | SEM | 百分率誤差 |
| 評価者間信頼性 | 正常歩行 | 0.78** | 0.4 | − 0.6± 2.0% |
| | | (95%信頼区間=0.35−0.94) | (95%信頼区間=0.3−0.8) | |
| | 装具歩行 | 0.97** | 0.4 | 0.3± 1.7% |
| | | (95%信頼区間=0.90−0.99) | (95%信頼区間=0.3−0.7) | |

**$p<0.01$

表 3.4　VB による歩幅測定の評価者内および評価者間信頼性

mean±SD

| | | ICC(1,1) | SEM | 百分率誤差 |
|---|---|---|---|---|
| 評価者内信頼性 | 正常歩行 | 1.00** | 0.003 | − 0.2 ± 0.3% |
| | | (95%信頼区間 = 0.99−1.00) | (95%信頼区間 =0.002−0.006) | |
| | 装具歩行 | 1.00** | 0.002 | − 0.1 ± 0.3% |
| | | (95%信頼区間 = 1.00−1.00) | (95%信頼区間 =0.002−0.004) | |
| | | ICC(2,1) | SEM | 百分率誤差 |
| 評価者間信頼性 | 正常歩行 | 0.99** | 0.006 | − 0.3 ± 0.5% |
| | | (95%信頼区間 =0.97−1.00) | (95%信頼区間 =0.004−0.011) | |
| | 装具歩行 | 1.00** | 0.004 | 0.2 ± 0.5% |
| | | (95%信頼区間 =0.99−1.00) | (95%信頼区間 =0.003−0.008) | |

**$p<0.01$

## 3.4 考察

本章では，簡易的な歩行分析の手段として，VB を用いたステップ時間および歩幅測定の同時的妥当性および評価者内・間信頼性について検討した。

単回帰分析による検討の結果，3D は VB を有意に説明することができ，VB を用いて歩行中のステップ時間および歩幅を妥当に測定できることが示唆された。調整済み決定係数は 0.5 以上で回帰式の適合度が良好とされている [59]。つまり，得られた回帰式は VB の予測に適していると考えられ，ステップ時間および歩幅の計測における VB の同時的妥当性が認められた。正常歩行に比べ装具歩行で高い調整済み決定係数を示したのは，装具歩行は正常歩行より得られたデータ範囲が広かったため，データ分布の特性上高値を示したものであると推察される [62]。

ステップ時間において 3D のサンプリング周波数は 60Hz, VB は 30Hz であるため，3D の回帰係数は特に装具歩行において 0.5 に近似した。臨床上，歩行障害を示す症例に対する測定を想定すると，ステップ時間を妥当に測定できると考える。歩幅においては装具歩行で回帰係数が 1 により近似した。歩幅はステップ時間のようにサンプリング周波数には影響されないため，VB のような二次元動画においても空間因子を予測できることが期待される。ただし，二次元のビデオ映像の特徴として画面端に生じる歪曲があるため [63]，撮影方法を工夫する必要がある。今回は被写体を画面の歪みが生じにくい画面中央で捕らえ，データを収集した。

評価者内・間信頼性を検討した結果，VB を用いたステップ時間および歩幅の測定は良好な信頼性を示した。ステップ時間において，とくに装具歩行の場合に ICC は高値を示し，評価者内・間で高い一致度を示した。しかし，それは前述と同様データ分布の特徴に起因していると考えられるため，単に ICC が高値を示したことは，装具歩行がより正確であると言及できない。ICC は相対的な一致度を表す係数であり絶対量で正確性を表記できないため，正確性を言及するには測定値の誤差を絶対量で表現できる SEM も提示する必要がある [60,64]。ステップ時間における SEM は正常および装具歩行で 0.3～0.4 で，この誤差は 1 フレーム分すなわち 0.033 秒にも満たない。また，百分率誤差は JIS（日本工業規格）において±1%を正確な計器として測定できることを意味するため [61]，ス

テップ時間の測定は精度が高かったと言える。歩幅においても同様に SEM の結果から誤差は 1cm 未満，百分率誤差も±1%未満で，測定精度は優秀であった。以上の結果，本研究においてステップ時間および歩幅の測定の信頼性は良好であると考える。しかし，評価者間は評価者内より，百分率誤差の標準偏差は若干大きく，PC の操作や踵接地の判断などで誤差を生じやすいことが推測される。そのため，関節可動域測定の信頼性研究でも同様に言われているように[65]，歩行変数の測定はできる限り同一評価者で実施することが望ましい。また，評価者間の誤差を小さくするためにはマニュアルなどによる測定の標準化や測定の反復練習を実施することが望ましい。

近年，より簡便に歩行分析するために電子センサー付マットを使用した報告が散見される[55-58,66]。これは 3D に比べ関節角度などのパラメータを収集できないが，その上を対象者に歩いてもらうだけで接地状態から時間・空間的なデータを定量的に測定でき，煩雑な操作も必要としないので極めて有用である。しかし，高価な機器であることから臨床場面にすぐ導入できるものではない。今回の結果は VB によって手軽に歩幅やステップ時間の測定が実施でき，信頼度の高いデータを提供できることを示している。ただし，今回の測定には限界もある。歩行路中央の 90 度側方から撮影しているため，両足を揃えて歩行するような症例の場合，足部が重なってしまい歩幅や接地を視認できない場合がある。このような症例の場合は測定が困難であるが，本測定方法は筋骨格系や中枢神経系疾患において歩行障害を呈した症例の歩行分析に応用が期待できる。今後は歩行変数としてストライド長や立脚時間，遊脚時間，両脚支持期などを取り入れ，歩行障害を呈する症例についてさらなる測定の検討を実施したい。

## 3.5 まとめ

本章では、VB を用いた歩行のステップ時間および歩幅の簡易的測定の同時的妥当性および評価者内・間信頼性を検討し、以下の知見を得た。

1. 各歩行条件で 3D と VB との間に有意な回帰係数を示し，VB はステップ時間および歩幅の測定における妥当性を示した。また，級内相関係数は 0.78～1.00，測定における誤差値は低値を示し，評価者内及び評価者間信頼性は良好であった。
2. VB を用いたステップ時間および歩幅の測定は簡便で客観性及び経済性を有し，歩行障害を呈する症例の歩行分析において臨床場面での応用が期待された。
3. 機器の特性や症例の歩き方によって歩行場面を十分に捉え切れない場合があるため，VB における測定の限界も踏まえる必要性も示唆された。

【追補】

歩幅を推定する式は下記のように導いた。

ストライド長（m）は右歩幅（m）と左歩幅（m）の和であるから，

$$\text{ストライド長} = \text{右歩幅} + \text{左歩幅} \tag{3.3}$$

右を基準にした比として，L（画素数）／R（画素数）[注4)]を取るとき，

$$\text{左歩幅} = \text{右歩幅} \times \frac{L}{R} \tag{3.4}$$

（3.3）式に（3.4）式を代入

$$\begin{aligned}\text{ストライド長} &= \text{右歩幅} + \text{右歩幅} \times \frac{L}{R} \\ &= \text{右歩幅} \times \left(1 + \frac{L}{R}\right) \\ &= \text{右歩幅} \times \frac{R+L}{R}\end{aligned} \tag{3.5}$$

すなわち，

$$\text{右歩幅} = \text{ストライド長} \times \frac{R}{R+L} \tag{3.6}$$

また，ストライド長は平均歩幅（m）の 2 倍と同様であるため，

$$\text{ストライド長} = 2 \times \text{平均歩幅} \tag{3.7}$$

となり，（3.6）式に（3.7）式を代入

$$\therefore \text{右歩幅} = \frac{2 \times \text{平均歩幅}}{R+L} \times R \tag{3.8}$$

以上，1 画素数あたりの距離（m）に右側の画素数を乗じることによって右歩幅（m）を推定できる。したがって，左側歩幅も同様に（3.9）式となる。

$$\therefore \text{左歩幅} = \frac{2 \times \text{平均歩幅}}{R+L} \times L \qquad (3.9)$$

注 4）R は画像処理ソフト上で得られた右歩幅の距離で，単位は画素数である。L も R と同様に画像処理ソフトで得られた左歩幅の距離（単位：画素数）である（図 3.3）。

# 第4章

# 脳卒中片麻痺患者の歩行における時間・空間変数と左右差の検討
## —健常成人女性との比較検討—

## 4.1 研究目的

脳卒中片麻痺患者の歩行（以下，片麻痺歩行）は，麻痺側の立脚時間の減少や下肢荷重の減少，遊脚時間の増加する一方，非麻痺側では立脚時間の増加や歩幅の減少を示し，その結果歩行速度が減少する[41]。また，片麻痺歩行では，歩行に要求される推進力と制動力を非麻痺側が麻痺側を補う結果，歩行中の下肢運動に左右差が生じている[17]。脳卒中後の歩行訓練において，下肢運動の左右差を改善することは歩行訓練の目的の1つであり，左右差を改善することによって効率的な歩行を実現できる[18,57]。したがって，左右差の改善を図っていくためには，左右差がいかに変化したかを捉えられえる指標が必要である。

歩容における左右差の評価には，観察による方法と機器を用いた方法の2通りがある。観察による評価は歩幅や立脚時間，体幹運動など左右差を数段階の順序尺度によって評価する[9,10,67-69]。基本的にその判断は主観的であり経験によって信頼性は左右されるが，信頼性を高めるために評価にガイドラインを提示する工夫が見られる。一方，機器を用いた方法では，三次元動作解析装置や電子センサー内蔵マットなどを使用することによって歩行変数を収集し，歩行の時間空間変数の左右差を簡単な指数を用いることで客観的に評価する方法も試みられている[18,22,23,46,70,71]。しかし，これらの測定機器は測定上環境的制約を受けることや高価であることから，臨床的にどの施設でも有用であるとは言い難く，容易に客観的データを収集し先行研究と比較検討できないという難点がある。また，左右差の客観的データは種々の方法で収集されているものの，統一された手段で十分に標準化されたデータはまだ少ない。十分にデータが蓄積されれば左右差の程度の把握や治療効果の判定，治療経過の追跡に有用となりうる。第3章での研究において，簡便で客観的な歩行分析を実現するためにビデオブラウザ（以下，VB）を応用した歩行分析の妥当性や信頼性を検討した[72]。その結果，歩行の時間・空間変数の計測に有用であり，歩行障害を呈する症例に対する応用も期待できることが示唆された。

歩容の左右差と歩行速度の関連性について，いくつかの先行研究で検討されている。歩行速度と時間・空間変数は関連すると報告がある一方で，歩行速度と左右差は関連しないという報告もあり，一貫した見解が得られていない[22,23,25,70,73]。更なる検討によって歩行の左右差と歩行速度との関連が明らかにな

れば，歩行訓練プログラムの立案に有用になると考える。

そこで本章では，VB による簡易的歩行分析によって脳卒中後に示す片麻痺歩行の時間・空間変数とその左右差を健常成人と比較検討し，さらに左右差と麻痺の重症度および歩行速度との関係を明らかにすることを主な目的とした。

## 4.2 方法

### 4.2.1 対象

対象は健常成人女性（以下，健常群）10 名（平均年齢 21 歳，20－21 歳，身長 158.1±5.3cm，体重 52.0±4.6kg，BMI20.8±1.3）と脳卒中片麻痺患者（以下，片麻痺群）29 名（平均年齢 68 歳，43－88 歳，身長 158.3±8.3cm，体重 55.0±9.0kg，BMI21.8±3.5）であった。本研究は近森リハビリテーション病院倫理委員会の承認を得て，対象者に本研究の趣旨を十分説明し，同意を得た上で実施した。

### 4.2.2 使用機器および実験環境

測定環境として，まず前後に予備路 3m 延長した 10m 歩行路を設けた（図 4.1）。歩行路中央から約 4.5m 側方にはデジタルカメラ（CASIO 社製 EXILIM，サンプリング周波数 30Hz）を設置し，矢状面上に対象者の歩行場面を撮影できるよう設定した。歩行場面は設置したデジタルカメラで動画撮影し，撮影した動画はパーソナルコンピュータ（以下，PC）に取り込んだ。取り込んだ動画は VB（Area61 ビデオブラウザ，サンプリング周波数 30Hz）および画像処理ソフト（ImageJ，NIH）を用い歩行変数を収集した[72]。VB と画像処理ソフトはフリーソフトであり，その有用性は第 3 章に記述したとおりである。

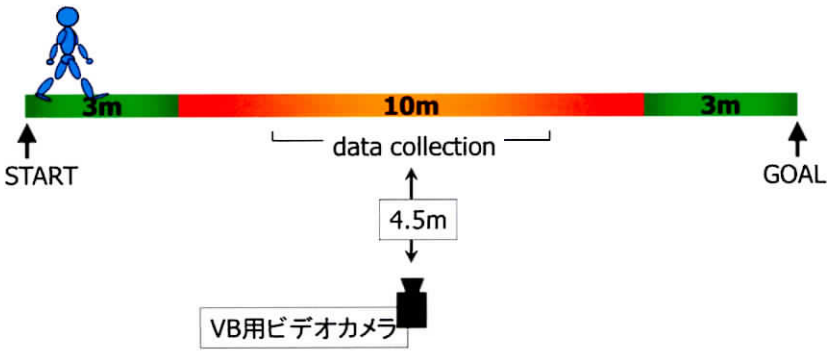


図 4.1　歩行路およびビデオの設置

### 4.2.3 実験手順

測定手順は，対象者を歩行開始ラインに立たせ，スタートの合図で歩行を開始させた。計測開始ラインを対象者の足が踏むか超えて接地したときにストップウォッチをスタートさせ，計測終了ラインを完全に足が超えたときにストップウォッチを止め，所要時間とした[74]。歩行条件として，健常群は10m歩行路を快適速度で3回歩行し平均値を用いた。片麻痺群は最大速度で5回歩行し，最大歩行速度のデータを採用した。

### 4.2.4 データ処理

歩行時間変数にはステップ時間（以下，ST），歩行空間変数には歩幅を採用しVBを用いて計測した[72]。これらの変数は歩行分析の妥当性や信頼性の検討，さらに治療効果の検証など先行研究においても用いられている。[50,55,56,57,71,73]。STの操作的定義は一側踵接地から他側踵接地までに要した時間とし，右（非麻痺側）踵接地から左（麻痺側）踵接地まで要した時間を左（麻痺側）ST，左（麻痺側）踵接地から右（非麻痺側）踵接地まで要した時間を右（非麻痺側）STとした。撮影した動画をVB上で再生し，コマ送りで踵接地を確認し，左右のST（単位：フレーム数）を測定した。また，STは歩行速度に相関するためSTを歩行速度で除したST速度比を算出し，STを正規化した。

$$\text{ST 速度比} = \frac{\text{ステップ時間（フレーム数）}}{\text{歩行速度}({}^{\text{m}}/_{\text{min}})} \qquad (4.1)$$

左右歩幅の測定では，まずVB上で歩行場面を再生しコマ送りで画像を進めた。一側の足底が接地した場面で画像を停止し，その画面を静止画ファイルとして保存した。これを連続する左右の歩幅で実施し，次に画像処理ソフトを用い，各歩幅を画像上で計測した。その後，次の数式によって左右の歩幅を推定した。

$$\text{右歩幅（m）} = \frac{2\times\text{平均歩幅（m）}}{\text{R+L(画素数)}} \times \text{R(画素数)} \qquad (4.2)$$

$$左歩幅（m）＝\frac{2\times平均歩幅（m）}{R+L(画素数)}\times L(画素数) \qquad (4.3)$$

L は画像処理ソフトで得られた左歩幅の空間（画素数），R は画像処理ソフトで得られた右歩幅の空間（画素数）を意味する。平均歩幅は 10m 歩行に要した歩数で除して算出した。

片麻痺群の場合は，上式に基づき以下の式によって歩幅を推定した。

$$麻痺側歩幅（m）＝\frac{2\times平均歩幅（m）}{A+B(画素数)}\times A(画素数) \qquad (4.4)$$

$$非麻痺側歩幅（m）＝\frac{2\times平均歩幅（m）}{A+B(画素数)}\times B(画素数) \qquad (4.5)$$

A は画像処理ソフトで得られた非麻痺側歩幅の空間（画素数），B は麻痺側歩幅の空間（画素数）を意味する。平均歩幅は 10m 歩行に要した歩数で除して算出した。また，歩幅は身長に相関するため，推定された歩幅を身長で除した歩幅身長比を算出し，歩幅を正規化した。これら歩行変数を対象者 1 名当たり 4 歩から 6 歩分測定した。

$$歩幅身長比＝\frac{歩幅（m）}{身長（m）} \qquad (4.6)$$

各歩行変数の左右差の程度の検討には左右比を算出した。健常群および片麻痺群の左右比は以下の式で求めた[23,25]。

$$ST 左右比および歩幅左右比＝\frac{左側変数（麻痺側変数）}{右側変数（非麻痺側変数）} \qquad (4.7)$$

左右比＝1 のとき左右差は全くないことを意味する。左右比>1 では左側あるいは麻痺側変数が大きいことを意味し，左右比<1 では右側あるいは非麻痺側変数が大きいことを意味する。

### 4.2.5　統計学的解析方法

統計学的解析では，健常群および片麻痺群の各歩行変数および左右比の記述統計を算出した後，健常群と片麻痺群との間で各歩行変数および左右比の比較検討にはマン・ホイットニ検定，各群内の歩行変数の左右差の比較検討にはウィルコックソン符号付順位和検定を用いた。片麻痺の重症度別に歩行変数の左右差を比較検討するために，Brunnstrom Recovery Stage（以下，BRS）のⅢおよびⅣレベルを中等度麻痺群，ⅤおよびⅥレベルを軽度麻痺群と分類した[73]。その後，上述と同様に両群間・内で各歩行変数および左右比の差を検討した。片麻痺群において ST および歩幅の左右比と最大歩行速度との関係をスピアマンの順位相関係数（rs）を用い比較検討した。なお，統計ソフトは PASW Statistics 18（SPSS Inc.）を使用し，すべての統計学的解析は危険率 5%未満を有意水準とした。

## 4.3 結果

片麻痺群の属性を表 4.1 に示す。片麻痺群全 29 例のうち，中等度麻痺群は 10 例，軽度麻痺群は 19 例であった。また，歩幅は VB を使った測定において，左右足部が重なってしまい踵部を画面上で認識できない症例を認めたため，データ数が ST と異なり 22 例（中等度麻痺群 7 例，軽度麻痺群 15 例）となった。

表 4.1　片麻痺群の属性

| 項目 | | 片麻痺群 | 健常群 |
|---|---|---|---|
| 年齢（歳）（平均，最小—最大） | | 68，43—88 | 21，20—21 |
| 性別（N 数） | 男性 | 15 | 0 |
| | 女性 | 14 | 10 |
| 身長（cm）（平均±標準偏差） | | 158.3±8.3 | 158.1±5.3 |
| 体重（kg）（平均±標準偏差） | | 55.0±9.0 | 52.0±4.6 |
| BMI（平均±標準偏差） | | 21.8±3.5 | 20.8±1.3 |
| 疾患のタイプ（N 数） | 脳出血 | 11 | |
| | 脳梗塞 | 17 | |
| | クモ膜下出血 | 1 | |
| 発症からの期間（週目） | | 15.9±6.2, | |
| （平均±標準偏差，最小—最大） | | 5—28 | |
| 麻痺側（N 数） | 右側 | 18 | |
| | 左側 | 11 | |
| BRS（下肢）（N 数） | Ⅲ | 6 | |
| | Ⅳ | 4 | |
| | Ⅴ | 14 | |
| | Ⅵ | 5 | |

BRS：Brunnstrom Recovery Stage

健常群および片麻痺群の歩行速度，歩行率，両側 ST，両側 ST 速度比，ST 左右比，両側歩幅，両側歩幅身長比，歩幅左右比を表 4.2，表 4.3 に示す。

歩行時間変数の検討において，歩行速度および歩行率は片麻痺群が健常群に

比べ有意に低値を示した（p<0.05）。ST（frame）は健常群で右側，左側の順に15.1±0.8，15.0±0.8，片麻痺群で非麻痺側，麻痺側の順に17.5±3.4，23.7±9.6であった。片麻痺群は健常群よりも有意に高値を示し（p<0.05），麻痺側は非麻痺側に比べ有意に高値を示した（p<0.01）。ST速度比もSTと同様の傾向を示した。ST左右比は健常群，片麻痺群の順に1.0±0.0，1.3±0.4で片麻痺群が有意に高値を示した（p<0.01）。

表4.2　歩行時間変数における健常群と片麻痺群との比較

| | | 健常群(n=10) | | 片麻痺群全体(n=29) | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 平均 | SD | 平均 | SD |
| 歩行速度（m/min） | | 86.3 | 12.3 | 40.3[b] | 19.6 |
| 歩行率（step/min） | | 116.6 | 6.3 | 96.4[b] | 21.3 |
| ステップ時間（frame） | 右，非麻痺側 | 15.1 | 0.8 | 17.5[a] | 3.4 |
| | 左，麻痺側 | 15.0 | 0.8 | 23.7[b,c] | 9.6 |
| ステップ時間速度比 | 右，非麻痺側 | 0.17 | 0.01 | 0.42[b] | 0.08 |
| | 左，麻痺側 | 0.17 | 0.01 | 0.54[b,c] | 0.20 |
| ステップ時間左右比 | | 1.0 | 0.0 | 1.3[b] | 0.4 |

a：p<0.05（健常群と比較したとき），b：p<0.01（健常群と比較したとき），c：p<0.01（非麻痺側と比較したとき）

歩行空間変数の検討において，片麻痺群の歩行速度および歩行率は健常群に比べ有意に低値を示した（p<0.05）。歩幅（m）は健常群で右側，左側の順に0.73±0.09，0.75±0.09，片麻痺群で非麻痺側，麻痺側の順に0.43±0.13，0.41±0.14で，健常群，片麻痺群ともに左右間には有意差は認められなかった（p>0.05）。歩幅身長比も歩幅と同様に健常群，片麻痺群ともに左右間には有意差は認められなかった（p>0.05）。歩幅左右比は健常群，片麻痺群の順に1.0±0.1，1.1±0.6で，健常群と片麻痺群との間で有意差は認められなかった（p>0.05）。

表 4.3　歩行空間変数における健常群と片麻痺群との比較

| | | 健常群(n=10) | | 片麻痺群全体(n=22) | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 平均 | SD | 平均 | SD |
| 歩行速度（m/min） | | 86.3 | 12.3 | 42.2[b] | 17.9 |
| 歩行率（step/min） | | 116.6 | 6.3 | 96.5[a] | 20.2 |
| 歩幅（m） | 右，非麻痺側 | 0.73 | 0.09 | 0.43[b] | 0.13 |
| | 左，麻痺側 | 0.75 | 0.09 | 0.41[b] | 0.14 |
| 歩幅身長比 | 右，非麻痺側 | 0.46 | 0.05 | 0.27[b] | 0.08 |
| | 左，麻痺側 | 0.47 | 0.05 | 0.26[b] | 0.09 |
| 歩幅左右比 | | 1.0 | 0.1 | 1.1 | 0.6 |

a : $p<0.05$（健常群と比較したとき），b : $p<0.01$（健常群と比較したとき），c : $p<0.01$（非麻痺側と比較したとき）

中等度麻痺群および軽度麻痺群の歩行速度，歩行率，両側 ST，両側 ST 速度比，ST 左右比，両側歩幅，両側歩幅身長比，歩幅左右比を表 4.4，表 4.5 に示す。

歩行時間変数の検討において，歩行速度および歩行率は両群間で有意差は認められなかった（$p>0.05$）。ST（frame）は中等度麻痺群で非麻痺側，麻痺側の順に 17.7±3.5，26.0±10.3，軽度麻痺群で非麻痺側，麻痺側の順に 17.7±3.3，21.1±6.6 で両群間に有意差は認められなかったが（$p>0.05$），各郡内において麻痺側が有意に高値を示した（$p<0.01$）。ST 速度比も ST と同様の傾向を示した。ST 左右比は中等度麻痺群，軽度麻痺群の順に 1.5±0.4，1.2±0.3 で中等度麻痺群が有意に高値を示した（$p<0.05$）。

歩行空間変数の検討において，歩行速度および歩行率は両群間で有意差は認められなかった（$p>0.05$）。歩幅（m）は中等度麻痺群で非麻痺側，麻痺側の順に 0.37±0.15，0.34±0.17，軽度麻痺群で非麻痺側，麻痺側の順に 0.46±0.12，0.44±0.12 で，両群間および各群内において有意差は認められなかった（$p>0.05$）。歩幅身長比も歩幅と同様の傾向を示した。歩幅左右比は中等度麻痺群，軽度麻痺群の順に 1.2±1.1，1.0±0.3 で，中等度麻痺群と軽度麻痺群との間で有意差は認められなかった（$p>0.05$）。

表 4.4　歩行時間変数における軽度麻痺群と中等度麻痺群との比較

| | | 中等度麻痺群 BRS：3～4（n=10） | | 軽度麻痺群 BRS：5～6（n=19） | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 平均 | SD | 平均 | SD |
| 歩行速度（m/min） | | 33.0 | 22.3 | 44.2 | 17.3 |
| 歩行率（step/min） | | 88.8 | 23.3 | 100.5 | 19.6 |
| ステップ時間（frame） | 非麻痺側 | 17.7 | 3.5 | 17.7 | 3.3 |
| | 麻痺側 | 26.0[c] | 10.3 | 21.1[c] | 6.6 |
| ステップ時間速度比 | 非麻痺側 | 0.42 | 0.08 | 0.42 | 0.08 |
| | 麻痺側 | 0.62[c] | 0.25 | 0.50[c] | 0.16 |
| ステップ時間左右比 | | 1.5 | 0.4 | 1.2[a] | 0.3 |

BRS：Brunnstrom Recovery Stage

a：$p<0.05$（中等度麻痺群と比較したとき），b：$p<0.01$（中等度麻痺群と比較したとき），c：$p<0.01$（非麻痺側と比較したとき）

表 4.5　歩行空間変数における軽度麻痺群と中等度麻痺群との比較

| | | 中等度麻痺群 BRS：3～4（n=7） | | 軽度麻痺群 BRS：5～6（n=15） | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 平均 | SD | 平均 | SD |
| 歩行速度（m/min） | | 31.9 | 15.4 | 46.9 | 17.4 |
| 歩行率（step/min） | | 86.3 | 17.5 | 101.3 | 20.2 |
| 歩幅（m） | 非麻痺側 | 0.37 | 0.15 | 0.46 | 0.12 |
| | 麻痺側 | 0.34 | 0.17 | 0.44 | 0.12 |
| 歩幅身長比 | 非麻痺側 | 0.23 | 0.09 | 0.29 | 0.08 |
| | 麻痺側 | 0.21 | 0.10 | 0.28 | 0.08 |
| 歩幅左右比 | | 1.2 | 1.1 | 1.0 | 0.3 |

BRS：Brunnstrom Recovery Stage

a：$p<0.05$（中等度麻痺群と比較したとき），b：$p<0.01$（中等度麻痺群と比較したとき），c：$p<0.01$（非麻痺側と比較したとき）

また，歩行速度と左右比との関連において，歩行速度と ST 左右比との間には有意な負の相関を認めたが（rs=－0.673，p<0.01），歩幅との間には有意な相関は認められなかった（rs=0.053，p>0.05）。

## 4.4 考察

本研究の目的は，VB による簡易的歩行分析によって片麻痺歩行の時間空間変数とその左右差を健常成人と比較検討し，さらに左右差と麻痺の重症度および歩行速度との関係を明らかにすることであった。

健常群において，ST および歩幅は有意な左右差を認めなかった。通常，正常歩行における一側の ST は 1 歩行周期の 50%にあたる [75]。すなわち，1 歩行周期の中で左右の ST は同値を示し，左右比は 1 に近似すると言える。健常群の ST および歩幅の左右比は各々1.0±0.0，1.0±0.1 であり，Patterson ら [23]や Balasubramanian ら [25]が報告する左右比の標準値 0.9～1.1 に一致した。Titianova ら [71]は健常者における歩行時間変数には左右差は認められないと報告しており，定義上，統計学的に左右の変数間に有意差がないとき「左右差は認めらない」とするならば [44,75,76]，健常群はこれらの歩行変数において左右差を認めないことが示唆された。

片麻痺群において，ST は非麻痺側より麻痺側が有意に延長したが，歩幅では有意差を認めなかった。また，健常群と片麻痺群で左右比を比較検討した結果，ST の左右比は有意に片麻痺群が高値を示したが，歩幅では有意差を認めなかった。ST は一側の接地から他側の接地にかかる時間であるため両脚支持期と遊脚期を含み，そのうち ST の 80%は遊脚期にあたる。本研究における麻痺側 ST の延長は，歩行時において非麻痺側に体重が優位に負荷されたことが推察され，片麻痺歩行の典型的特徴である遊脚期延長と同様の傾向を示した。片麻痺歩行において，遊脚期および ST の延長や中等度から重度の片麻痺患者で遊脚期の左右差が大きくなることが報告されている [57,46,71,73]。また，歩行時間変数と歩行速度との間にも関連性を有することが示されている [22,23,73]。今回の研究はこれらの所見を支持し，片麻痺歩行では遊脚期だけでなく ST の延長も認められ，ST の左右差増大と歩行速度低下との関係も明確になった。

片麻痺群の歩幅は有意な左右差を認めず，さらに歩行速度との関連も示さな

かった。片麻痺歩行の歩幅に関して，非麻痺側より麻痺側で歩幅が大きく，歩幅の左右差は歩行速度と関連するとの報告がある一方[25,37,70,77]，左右差を示さず空間変数と関連がなかったと報告する研究[23,73]もあり，統一した見解は得られていない。今回の検討では，片麻痺群の歩幅は麻痺側，非麻痺側それぞれ0.10m～0.66m，0.10m～0.59mまで分布しており，それに伴い左右比も0.2～3.4と広く分布し，左右比1を中心に大きなばらつきが生じていた。すなわち，歩幅において麻痺側が延長する場合と非麻痺側が延長する場合の2つのタイプが認められた。STと異なり左右差が認められなかったのは，データが麻痺側のみに偏位しなかったことに起因すると考える。一般的には前述したように片麻痺歩行では非麻痺側に優位な荷重がかかるため，麻痺側の遊脚期が延長する。その結果，足を前方に振り出す時間に余裕が生じるため，麻痺側の歩幅が延長する。逆に，非麻痺側の歩幅は麻痺側立脚時間の短縮に伴い，歩幅も短縮するのが一般的である。しかし，もう1つのタイプである非麻痺側歩幅の延長は，麻痺側立脚期において非麻痺側下肢を前方に大きく振り出した結果生じた現象である。これは歩行条件である最大歩行速度とそれに付随する関節運動が関与したと考える。最大歩行速度で歩こうと意識的に非麻痺側の関節運動を促進させ，次いで股関節や骨盤，体幹の運動などの関節運動の増大が生じたと推察する。詳細な分析には三次元動作解析装置のような機器が必要と考えられ推測の域を出ないが，歩幅に関してはこの特性を踏まえ，今後運動麻痺や歩行速度との関連など更なる検討が必要である。

片麻痺の重症度間の比較では歩幅に有意差は認められなかったが，STの左右差は軽度麻痺群で小さい傾向にあった。先行研究[46,70,73]によると片麻痺の回復と歩行速度や左右差との間には相関があることが報告されている。これは選択的な運動制御の獲得が量的にも質的にも歩行能力の向上に寄与すると考えられるが，今回の所見では片麻痺群のデータのばらつきや症例数のバランスの悪さが結果に影響を与えた可能性がある。今後はさらに症例数を重ね，BRSを詳細に分類した上で分析する必要がある。

歩行速度は歩行能力を表す重要な指標として広く利用されている。しかし，歩行速度の測定だけでは脳卒中後の歩行障害の本質を評価することはできない[23]。先行研究では歩行速度のカットオフ値が検討されており[78,79]，臨床上目標

設定として重要な役割を果たすが，歩行訓練では目標とする歩行速度に至るまでに質的な歩容の改善も要求される場合がある。すなわち，片麻痺歩行の特徴である不安定性や非効率性，左右差などの質的要素にも注目する必要がある。その意味で，今回検討した左右差の評価は片麻痺歩行の質的要素を定量的に反映できたという点で有意義であり，治療効果の客観的指標として有用であると考える。ただし，歩容の左右差の改善と歩行速度の改善が縦断的経過としてどのように関連し合うかは十分明確になっておらず今後の課題である。

今回，片麻痺歩行の歩行時間空間変数を分析する手段として VB や画像処理ソフトを活用した結果，先行研究と類似したデータが収集でき，臨床的応用が十分期待できることが示唆された。ただし，VB の利用にあたりいくつか注意する必要がある。第一に，サンプリング周波数の特性である。今回使用した VB のサンプリング周波数は 30Hz で，また利用したビデオカメラも同様に 30Hz に対応している機器であった。撮影された動画は 1 秒間当たり 30 コマでコマ割りされるため，動作速度によっては必要な分析が不可能になる場合がある。今回，健常群を快適速度で設定したのは先行研究 [72]で妥当性や信頼性が確認できた範囲内の歩行速度であり，最大歩行速度に設定した場合，データの信頼性を損なう危惧があったためである。また，歩行周期の分析において，例えば両脚支持期のような短い時間データは測定誤差が大きくなり測定精度が損なわれる可能性もあるので，利用する歩行変数の選択には注意が必要である。第二に，画像の歪みに注意する必要がある。カメラレンズの特性上，画面上の四隅が歪曲してしまう。時間変数の測定には問題はないが，距離や角度などの空間変数の測定には注意が必要である。今回，歪曲の影響を最小限にするため，被写体を画面の中央で捉えた上でその画像を分析した。

観察の尺度化や評価チャートの使用は時間をかけず容易に実施できる利点はあるが，従来 [3]から言われるように主観的要素が強く，経験に左右され，評価者間でのデータの変動も否めない。最近では，デジタル機器やインターネット環境の充足に伴い画像処理の専門家でなくてもある程度の処理が安価で即時的に可能になっている。今後はこれらの機器をさらに応用し，臨床的に活用しやすく信頼性の高い動作分析の手段を考案する必要がある。

## 4.5 まとめ

本章では脳卒中片麻痺歩行の時間・空間変数とその左右差を簡易的分析によって健常成人と比較検討し，さらに左右差と麻痺の重症度および歩行速度との関係を明らかにすることを目的とし、以下の知見を得た。

1. 片麻痺群の ST の左右比は 1.3±0.4 で麻痺側が延長する傾向があり，中等度の麻痺ではより高値を示した。また，ST の左右比と歩行速度の間には負の相関を認めた。歩幅は健常群と比較して片麻痺群で有意に低値を示したものの，左右差において有意差は認められなかった。
2. 脳卒中片麻痺歩行の左右差は時間変数において左右差が出現しやすく，特に ST の延長が麻痺側で生じる一定の傾向を示すことが推察された。また，歩行速度や麻痺の重症度の影響を受けることが示唆された。一方で，空間変数は時間変数のように麻痺の影響によって一側に偏らないことが推察された。
3. 今回検討した左右差の評価は片麻痺歩行の質的要素を定量的に反映できたという点で有意義であり，治療効果の客観的指標として有用である。

# 第5章

# 結　　語

本論文では脳卒中片麻痺患者の歩行（以下，片麻痺歩行）における時間・空間変数の左右差の特徴を簡易的・定量的測定によって明らかにし，左右差と歩行能力および麻痺の重症度との関連性を検証することを目的に，以下3つの研究に取り組んだ。

はじめに，健常成人女性を対象に三次元動作解析装置を用い，歩幅，立脚時間，遊脚時間の左右差の程度を検証した（第2章）。これら歩行変数には統計学的に有意な左右差は認められなかったが，Symmetry Index は立脚時間，歩幅，遊脚時間の順に左右差は小さかった。また，正常歩行における左右差は極めて小さいが，その程度は一様ではないことが示唆された。本研究において，正常歩行における各歩行変数の左右差の基準値や正常範囲を把握することができたが，臨床において左右差を客観的に検証するためにも三次元動作解析装置に代わる簡易的な歩行分析方法も検討する必要があると考えられた。

次に，三次元動作解析装置に代わる簡易的で定量的な歩行分析を確立するために，ビデオブラウザを用いた歩行のステップ時間および歩幅の測定の同時的妥当性および評価者内・間信頼性を検討した（第3章）。正常歩行と脳卒中片麻痺患者の歩行を想定した装具歩行の両歩行条件下において，単回帰分析の結果三次元動作解析装置で得られた数値はビデオブラウザの数値を有意に説明でき（調整済み決定係数 0.641～0.962），ビデオブラウザはステップ時間および歩幅の測定における妥当性を示した。また，級内相関係数は 0.78～1.00，測定における誤差は低値を示し，評価者内及び評価者間信頼性は良好であった。ビデオブラウザを用いたステップ時間および歩幅の測定は簡便で客観性及び経済性を有し，歩行障害を呈する症例の歩行分析において臨床場面での応用が期待された。

最後に，片麻痺歩行の時間・空間変数とその左右差を簡易的分析によって健常成人（健常群）と比較検討し，さらに左右差と麻痺の重症度および歩行速度との関係を検討した（第4章）。脳卒中片麻痺患者（以下，片麻痺群）のステップ時間の左右比は 1.3±0.4 で非麻痺側が延長する傾向があり，中等度の麻痺ではより高値を示した。また，ステップ時間の左右比と歩行速度の間には負の相関を認め，ステップ時間の左右差が著明なほど歩行速度は遅延した。歩幅は健常群と比較して片麻痺群で有意に低値を示したものの，左右差において有意差

は認められなかった。片麻痺歩行の左右差は時間変数において左右差が出現しやすく，特にステップ時間の延長が非麻痺側で生じる一定の傾向を示すことが推察された。また，歩行速度や麻痺の重症度の影響を受けることが示唆された。一方で，空間変数は時間変数のように麻痺の影響によって一側に偏らないことが推察された。今回検討した左右差の評価は片麻痺歩行の質的要素を定量的に反映できたという点で有意義であり，治療効果の客観的指標として有用であると考える。

本論文における研究により，簡易的歩行分析の可能性や歩行の質的要素の定量的分析に関していくつかの知見を得ることができた。脳卒中のみならず歩行障害を呈する患者のほとんどは，歩きたいと希望する。歩行障害は患者にとって社会復帰を阻害する原因の一つであり，理学療法士は歩行障害を有する患者の病態を詳細に評価し，適切な治療介入を実施しなければならない。そして，実施された評価や治療結果はできる限り即時的に患者に伝達し，解釈しやすい結果を提示する必要がある。また，歩行能力の改善には歩容の改善も含まれる。歩行障害を呈する患者にとっていかに「普通」に歩けるか，すなわち，外見上ぎこちなくスムーズに歩くことができるかどうかも重要な課題となる。本論文は歩容の左右差という観点から 3 つの研究を実施し，日常の臨床場面で応用できる評価としての実現可能性を明らかにし，さらに歩容の一環として左右差に着目し客観的情報を提示できたことは，歩行障害の改善に向けて有意義な知見を提示できたと考える。第 1 章でも述べたように，歩行障害は多くの側面から形成される。本論文はその一端を担ったに過ぎないが，今回の知見を元に他の側面についても検証を重ねていきたい。

Evidence Based Medicine が唱えられて久しいが，理学療法士の経験則や主観的な判断のみで曖昧な事実を患者に伝達している状況が今もなおある。現実的に日々の臨床場面で妥当性や信頼性のある測定を実施することは業務上の制約として困難を伴うかもしれないが，医療に携わる者として何らかの手段を講じることは倫理上の責務であると考える。本研究を通じて，今後は歩行分析を始めとする臨床に役立つ理学療法評価がさらに確立し，日常生活への復帰を援助できる基礎データが蓄積されれば幸いである。

# 参 考 文 献

1. Webster's New World Dictionary. Third College Edition.
2. 野村雅一，市川雅：技術としての身体．大修館書店．1999.
3. Whittle MW: Gait analysis. An introduction. Butterworth Heinemann, Edinburgh, pp47-100. 2007.
4. Rose J, Gamble JG: Human walking. Third edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp2, 2006.
5. 長崎浩：動作の意味論．雲母書房．2004.
6. 新村　出・編：広辞苑　第5版．岩波書店，1998.
7. 内山　靖：臨床における動作分析の進め方．臨床動作分析（高橋正明・編）．医学書院，東京，pp46-53.
8. 鈴木堅二：歩行障害の診断と評価．リハビリテーションにおける評価（米本恭三，石神重信，他・編）．医歯薬出版株式会社，東京，pp62-68.
9. Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S: Reliability of observational kinematic gait analysis. Phys Ther 65: 1027-1033, 1985.
10. Hughes KA, Bell F: Visual assessment of hemiplegic gait following stroke: pilot study. Arch Phys Med Rehabil 75: 1100-1107, 1994.
11. Brunnekreef JJ, van Uden CJT, van Moorsel S, et al.: Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. BMC Musculoskeletal Disorders 6: 17-25, 2005.
12. 木村貞治：理学療法における動作分析の現状と今後の課題．理学療法学 33：394-403，2006.
13. 窪田俊夫：歩行分析の臨床応用に関する方法論について．リハ医学 24：237-251．1987.
14. 上田敏：目でみるリハビリテーション医学.
15. 窪田俊夫，大橋正洋（監修）：歩行障害の診断・評価入門．医歯薬出版株式会社．1997.
16. Brunnstrom S: Recording gait patterns of adult hemiplegic patients. J Am Phys Ther Assoc 44:11-18, 1964.
17. 長谷公隆：片麻痺患者の病態と歩行分析．総合リハ 34：125-131，2006.
18. Wall JC, Turnbull GI: Gait asymmetry in resicual hemiplegia. Arch Phys Med

Rehabil 67:550-553, 1986.

19. 松村明・監修：大辞泉．小学館，東京，1998.
20. Sadeghi H, Allard P, Prince F, et al.: Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. Gait Posture 12:34-45, 2000.
21. Titianova EB, Tarkka IM: Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic lateral cerebral infarction. Journal of Rehabilitation Research and Development 1995;32:236-244.
22. Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K,et al.: Hemiplegic gait: relationships between walking speed and other temporal parameters. Am J Phys Med Rehabil 1997;76:128-133.
23. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al.: Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. Arch Phys Med Rehabil 2008;89:304-10.
24. Hsu AL, Tang PF, Jan MH: 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.
25. Balasubramanian CK,Bowden MG,Neptune RR,Kautz SA: Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2007;88;43-49
26. Lin P, Yang Y, Cheng S, Wang R: The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation 2006; 87:562-568
27. Alexander LD, Black SE, Patterson KK, Gao F, Danells CJ, McIlroy WE: Association Between Gait Asymmetry and Brain Lesion Location in Stroke Patients. Stroke 2009;40:537-544.
28. Mattes SJ, Martin PG, Royer TD. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties. Arch Phys Med Rehabil 2000;81:561-8.
29. Hausdorff JM, Ring H: Effects of a new radio frequency–controlled neuroprosthesis on gait symmetry and rhythmicity in patients with chronic hemiparesis. Am J Phys Med Rehabil 2008;87:4–13.

30. Thaut MH, Nickel AK, Rice RR, Argstatter H, Kenyon GP, McIntosh GC, Bolay HV, Fetter M. Rhythmic auditory stimulation improves gait more than NDT/Bobath training in near-ambulatory patients early post stroke: a single-blind, randomized trial. Neurorehabil Neural Repair 2007;21:455–459.
31. Roerdink M, Lamoth CJC, Kwakkel G, et al. Gait coordination after stroke: benefits of acoustically paced treadmill walking. Phys Ther. 2007;87:1009–1022.
32. de Weerdt W, Crossley SM, Lincoln NB, et al.: Restoration of balance in stroke patients: a single case design study. Clin Rehabil 1989;3:139-147.
33. Enoka RM: Neuromechanics of human movement. Third edition. Human Kinetics, Champaigh, IL, 2002, pp179-207.
34. Kaufman KR, Sutherland DH: Kinematics of normal human walking. In: Rose J, Gamble JG: Human walking. Third edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, 2006, pp33-51.
35. Joffeir J: Gait disturbance. Austr Family Physicians 21: 1437-40, 1992.
36. Loizeau J, Allard: Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. Arch Phys Med Rehabil 76: 552-557, 1995.
37. Hesse S, Reiter F, Jahnke M, et al.: Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. Arch Phys Med Rehabil 78: 719-724, 1997.
38. Rigas C: Spatial paremeter of gait related to the position of the foot on the ground. Prosth Orthot Int 8: 130-134, 1984.
39. Handa T, Sahara R, Yoshizaki K, et al.: Examination of reliability and validity of walking speed, cadence, stride length – comparison of measurement with stopwatch and three-dimension motion analyzer -. J Phys Ther Sci 19: 213-222, 2007.
40. Vegenas G, Hoshizaki B: A multivariable analysis of lower extremity kinematic asymmetry in running. Int J Sport Biomech 8: 11-29, 1992.
41. Craik RL, Oatis CA: Gait Analysis. Theory and application. Mosby. St. Louis, Missouri, 143-158, 1995.
42. Wheelwright EF, Minns RA, Law HT, et al.: Temporal and spatial parameters of gait in children. I.: normal control data. Dev Med Child Neurol 35: 102-113, 1993.

43. Hirokawa S: Normal gait characteristics under temporal and distance constraints. J Biomed Eng 11: 449-456, 1989.
44. Gundersen LA, Valle DR, Barr AE, et al.: Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. Phys Ther 69: 640-650, 1989.
45. 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;31:241-246.
46. Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, et al.: Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil, 1983, 64: 583-587.
47. Robinson RO, Herzog W, Nigg BM: Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. J Manipulative Physiol Ther 1987;10:172-176.
48. Karamanidis K, Arampatzis A, Bruggenmann G-P: Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running technique. Med Sci Sports Exerc 2003;35(6):1009-1016, 2003.
49. 臨床歩行分析研究会：臨床歩行計測入門. 医歯薬出版株式会社, 東京, 2008, pp7.
50. Toro B, Nester C, Farren P: A review of observational gait assessment in clinical practice. Physiotherapy Theory Practice, 2003, 19:137-149.
51. 芥川知彰，西上智彦，榎勇人・他：2 次元での簡易的な身体角度の信頼性—臨床普及の観点から—. 理学療法科学，2007, 22(3): 369-372.
52. 前岡浩，福本貴彦，坂口顕・他：画像解析ソフト ImageJ 信頼性の検証—立ち上がり動作を利用して—. 理学療法科学，2008, 23(4): 529-533.
53. 市村哲，福井トシヤ：映像ブラウジングのためのビデオファイルブラウザおよびビデオテープブラウザの試作. インタラクション論文集，2003, 171-172.
54. Pomeroy VM, Chambers SH, Giakas G, et al.: Reliability of measurement of tempo-spatial parameters of gait after stroke using GaitMat II. Clinical Rehabilitation, 2004, 18: 222-227.

55. McDonough AL, Batavia M, Chen FC, et al.: The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. Arch Phys Med Rehabil, 2001, 82: 419-425.
56. van Uden CJT, Besser MP: Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristic measured with an instrumented walkway system. BMC Musculoskeletal Disorders, 2004, 5: 13.
57. Peurala SH, Titianova EB, Mateev P, et al.: Gait characteristics after gait-oriented rehabilitation in chronic stroke. Restorative Neurology and Neuroscience, 2005, 23: 57-65.
58. http://rsbweb.nih.gov/ij/index.html（閲覧日 2011 年 9 月 19 日）.
59. 対馬栄輝：SPSS で学ぶ医療系データ解析. 東京図書, 東京, 2007, pp195-214.
60. Stratford PW, Goldsmith CH: Use of the standard error as a reliability index of interest: an applied example using elbow flexor strength data. Phys Ther, 1997, 77: 745-750.
61. 菅原彪，秋冨勝：よくわかる電子基礎　電気と電子の基礎知識. 東京電機大学出版局，東京，1994, pp159.
62. Bland JM, Altman DG: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet, 1986, i: 307-310.
63. 対馬栄輝：異常歩行の運動学的・運動力学的分析 II. 理学療法, 2009, 26(1): 97-105.
64. Rankin G, Stokes M: Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. Clin Rehabil, 1998, 12: 187-199.
65. Low JL: The reliability of joint measurement. Physiotherapy, 1976, 62: 227-229.
66. Youdas JM, Hollman JH, Aalbers MJ, et al.: Agreement between the GAITRite walkway system and a stopwatch-footfall count method for measurement of temporal and spatial gait parameters. Arch Phys Med Rehabil, 2006, 87: 1648-1652.
67. Eastlack ME, Arvidson J, Snyder-Mackler L, et al.: Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. Phys Ther, 1991, 71: 465-472.
68. Lord SE, Halligan PW, Wade DT: Visual gait analysis: the development of a

clinical assessment and scale. Clin Rehabil, 1998, 12: 107-119.

69. Miyazaki S, Kubota T: Quantification of gait abnormalities on the basis of continuous foot-force measurement: correlation between quantitative indices and visual rating. Med Biol Eng Comput, 1984, 22: 70-76.
70. Öken Ö, Yavuzer G: Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. Eur J Phys Rehabil Med, 2008, 44: 127-132.
71. Titianova EB, Pitkänen K, Pääkkönen A, et al.: Gait characteristic and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. Am J Phys Med Rehabil, 2003, 82: 778-786.
72. 重島晃史，半田健壽，藤原孝之・他：ビデオブラウザを用いた歩行の時間変数および空間変数の簡易的測定の検討—3 次元動作解析機器との同時的妥当性および評価者内および評価者間信頼性の検討—. 理学療法科学, 2012, 27: 439-443.
73. Chen CL, Chen HC, Tang SFT, et al: Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. Am J Phys Med Rehabil, 2003, 82: 925-935.
74. 半田健壽，若山由香利，中江秀幸・他：歩行距離による歩行速度測定値の差異—5m と 10m 歩行に於ける比較検討—. 東北理学療法学, 1993, 5: 54-58.
75. De Lisa JA. Gait analysis in the science of rehabilitation. Department of Veterans Affairs, Baltimore, 1998, pp1-10.
76. Griffin MP, Olney SJ, McBride ID: Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. Gait Posture, 1995, 3: 132-142.
77. Lehmann JF, Condon SM, Price R, et al.: Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. Arch Phys Med Rehabil, 1987, 68: 763-771.
78. Montero-Odasso M, Schapira M, Soriano ER, et al.: Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2005, 60: 1304-1309.
79. Rabadi MH, Blau A: Admission ambulation velocity predicts length of stay and discharge disposition following stroke in an acute rehabilitation hospital. Neurorehabil Neural Repair, 2005, 19: 20-26.

# 発表論文

1. Koji Shigeshima, Takayuki Fujiwara, Yoshiro Ogoma, Mitsuhiro Ohkura, Hisanaga Nakaya: Symmetry of step length and temporal variability in gait of people without impairment. Journal of Japan Academy of Health Sciences12(1):25-30, 2009.

2. 重島晃史，半田健壽，藤原孝之，小駒喜郎，小松弘典，熊谷匡紘，川畑志乃，森国　裕，川島隆史：脳卒中片麻痺歩行における時間空間変数と左右差の検討—健常成人女性との比較検討—. 理学療法科学 27:205-201, 2012.

3. 重島晃史，半田健壽，藤原孝之，小駒喜郎，小松弘典，熊谷匡紘，川畑志乃，森国　裕，川島隆史：ビデオブラウザを用いた歩行の時間変数および空間変数の簡易的測定の検討．理学療法科学 27．印刷中．

# 国際会議発表

1. Koji Shigeshima, Takayuki Fujiwara, Ogoma Yoshiro: Symmetry of step length and temporal variability in gait with normal subjects. 10th International Congress of the Asian Confederation for Physical Therapy. 平成 20 年 8 月 30 日．千葉県千葉市．

2. Koji Shigeshima, T Handa, T Fujiwara, Y Ogoma, K Katayama, S Sakai, H Kuriyama, T Inaoka, T Miyazaki, T Kashiwa, Y Nakano: Intrarater and interrater reliability of measurement of step time during walking using a video browser: a preliminary study. 11th International Congress of the Asian Confederation for Physical Therapy. 平成 22 年 10 月 11 日．インドネシア，バリ．

3. Koji Shigeshima, Taketoshi Handa, Takayuki Fujiwara, Yoshiro Ogoma, Kunihiro Katayama: Estimation of right and left step lengths during walking using the video browser: a preliminary study. 16th International WCPT Congress. 平成 23 年 6 月 23 日．オランダ，アムステルダム．

## 参考論文


1. 重島晃史，半田健壽，藤原孝之，小駒喜郎，山崎裕司，中屋久長，山本双一，平賀康嗣，高地正音：ビデオブラウザを用いた歩行の一歩時間測定の同時的妥当性と左右差の検討：予備的研究．四国理学療法士会学会誌 33：125-126．2011．

2. 重島晃史，半田健壽，藤原孝之，小駒喜郎，小松弘典，熊谷匡紘，川畑志乃，森国裕，川島隆史：脳卒中片麻痺歩行における歩行時間変数の左右差の客観的評価の検討―脳卒中片麻痺患者と健常成人女性との比較―．四国理学療法士会学会誌 34：106-107．2012．

# 謝　辞

本論文をまとめるにあたり，信州大学繊維学部科学・材料系機能高分子学課程小駒喜郎准教授には大変お世話になりました。修士課程から継続してご指導にあたって頂き，合わせて5年と6ヶ月間，温かいお言葉とご支援を賜りようやくここまで辿り着くことができました。研究のイロハも分からず挫折しそうな気持ちになったことがありましたが，どんな時でも丁寧に熱心にご指導していただき，先生の寛容な懐によって助けられました。心より感謝申し上げます。また，研究経過報告会などでご指導ご鞭撻賜りました信州大学繊維学部山本巌特任教授，阿部康次教授，藤本哲也准教授，上條正義教授，細谷聡准教授，東京工科大学医療保健学部小松泰喜教授に深く感謝申し上げます。

研究に対する姿勢やアイディアを多くの経験から惜しげもなく提供して下さった郡山健康科学専門学校学校長藤原孝之先生，郡山健康科学専門学校半田健壽先生に深く感謝申し上げます。2009年晩秋，藤原先生が特別講義で高知に来られているとき，研究のストーリーについて悩んでいる私の状況を察して頂き，授業でお忙しい中にも関わらず，半田先生に電話で取り次いで頂きました。それがきっかけとなり，年明け早々，半田先生は私のために1日中お時間を割いて頂き，研究のデザインやストーリーの組み立て方，用語の扱い，研究の哲学などご指導頂きました。ご多忙の中恐縮な思いで一杯でしたが，あの時間がなければ今日の私はありません。両先生には本研究を通じ，極めて得がたい経験をさせて頂きました。普段から研究者としての背中を示して頂いたことはもちろんですが，臨床という視点に立って価値のある研究を実践されている姿勢は尊敬して止みません。

近森リハビリテーション病院小松弘典先生をはじめ，熊谷匡紘先生，森国裕先生，川島隆史先生，近森病院川畑志乃先生には，業務で大変お忙しい中ご協力頂き誠にありがとうございました。本研究を始めるにあたり，病院の倫理委員会への手続きや歩行訓練の実施，歩行データなど多くの情報収集などにおいて，限られた時間の中で大変な手間隙をおかけしました。しかし，それにも関わらず根気強くお付き合い頂き，勉強会の開催や学会発表，論文発表を共に成し遂げたことは心より誇りに思います。そして，すばらしい仲間に巡り合え

たことを心より感謝申し上げます。本研究をきっかけに今後も互いに切磋琢磨し合える関係を築き上げていければ幸いです。

高知リハビリテーション学院学院長大倉三洋先生にはいつも暖かいご支援を頂きました。困っているときには耳を傾けて話を聞いて頂き，また悩んでいるときには背中を押して頂き，どれほど励まされたことか分かりません。心より感謝申し上げます。また，前学院長中屋久長先生をはじめ，理学療法学科教員の先生方には多大なご協力とご支援を頂きました。大学院の授業に関わるため業務の調整などでご迷惑をおかけすることがありましたが，今日のこのように筆が執れるのも皆様のお力添えがなければ実現しなかったと思います。この場をお借りして感謝申し上げます。

また，快く被検者として研究に協力して下さった学生や病院利用者の皆様，病院関係者の皆様，大学院の研究報告会を通じてご指導して頂いた皆様にも感謝申し上げます。

最後に家族である父賢了，母登志子，弟祐介にはこれまで多くの援助を頂きました。互いの生活の場所が関東と高知で物理的な距離がある中でも，家族の支えはいつも心のそばにありました。幼少の頃を思うとこのような論文が将来かけるとは夢にも思いませんでしたが，ここに1つの成果として実を結んだのも家族の長年のご支援があったからに他なりません。心より感謝申し上げます。

本研究を振り返ると多くの皆様と出会いやご支援がありました。私が歩んできた道をご支援して下さった皆様が固く踏みしめて下さったおかげで，動じることなく前を向いて歩んでいくことができました。これからは皆様が築いて下さったこの道を礎とさせて頂き，この先も邁進していく所存です。

脳卒中のリハビリテーションにおいて歩行能力の獲得は主要な目的の1つであり，歩行障害を呈する患者さんが自宅復帰や社会復帰するために重要なモチベーションにもなります。本研究が今後の臨床や研究に貢献できることを願うとともに，今後も私が本研究を社会に役立てるよう精進していくことを誓って，ここに謝辞とさせて頂きます。

平成24年9月吉日

重島　晃史