

「脳卒中患者に対する歩容評価と
身体機能, 歩行との関係」

弘前大学大学院保健学研究科保健学専攻

提出者氏名: 奈川 英美

所 属: 健康支援科学領域 老年保健学分野

指導教員: 對馬 栄輝

目次

略語一覧.....	3
序論	4
研究 1:歩容評価表の検者間・検者内信頼性の検討.....	6
研究 2:脳卒中患者に対する歩行観察と身体機能, 歩行能力の関係について.....	16
研究 3:歩容評価表の観察項目の変更とその妥当性の検討.....	28
研究 4:新しい歩容評価表の検者間信頼性の検討	37
研究 5:脳卒中患者の歩行所要時間に影響を及ぼす歩容の観察項目について.....	71
研究 6:時間的な左右対称性と歩容の関係について	76
研究 7:回復期脳卒中患者における歩行に対する満足度と歩容観察項目との関係.....	85
結論	90
謝辞	92
引用文献.....	93
英文要旨.....	100

略語一覧

ADL: 日常生活動作 (Actiivity of Daily Living)

BBS: バーグバランス検査 (Berg Balance Scale)

Br.S: ブルンストロームリカバリーステージ (Brunnstrom Recovery Stage)

FIM: 機能的自立度評価表 (Functional Independence Mesure)

IC: 初期接地 (Initial Contact)

ICC: 級内相関係数 (Intraclass Correlation Coefficients)

ISw: 遊脚初期 (Initial Swing)

LR: 荷重応答期 (Loading Response)

MMAS: 修正版アシュワーススケール (Modified Modified Ashworth Scale)

MMSE: ミニメンタルステート検査 (Mini Mental State Examination)

MSt: 立脚中期 (Mid Stance)

MSw: 遊脚中期 (Mid Swing)

PSw: 前遊脚期 (Pre Swing)

QOL: 生活の質 (Quality Of Life)

ROM: 関節可動域 (Range Of Motion)

TSt: 立脚後期 (Terminal Stance)

TSw: 遊脚終期 (Terminal Swing)

VAS: 視覚的評価スケール (Visual Analogue Scale)

序論

脳卒中患者は歩行障害を呈することが多い。Jorgensen ら¹⁾は、発症時 63%の患者において自立歩行が困難であったと報告している。また、歩行速度が速いほど、日常生活の自立度が高いことも知られている^{2,3)}。従って、理学療法において、脳卒中患者の歩行改善を目的として介入することは多い。

理学療法分野において、歩行や移動性に関する評価は多く存在する。Mudge ら⁴⁾の調査では、157編の論文を調査し、61種類の歩行能力評価が存在することが報告されている。Toro ら⁵⁾は、英国の理学療法士を対象として臨床的に用いる歩行分析法を調査したところ、時間的な制約等から 42.7%は決まった方法を用いていないことを見出している。決まった方法を用いる者では、直接観察する方法(31.3%)、ビデオカメラに撮影する方法(24%)の順に多いと述べている。リハビリテーション領域の研究では、歩行能力評価に関する報告は多いが、臨床的には主観的な歩行の観察に留まることが多いという現状である。その理由は、理学療法プログラム立案における思考過程にある。Gotz-neumann は、歩行観察とその観察に基づく歩行分析について、『機能的な主たる問題を探し当て、その逸脱運動の原因を特定し、問題解決の戦略を立てることが可能となる⁶⁾』と述べている。歩行能力向上に向けた理学療法プログラムを決定するためには、歩行の逸脱運動を観察・分析し、歩行能力評価指標および筋力低下などの機能的な問題との関係性を明らかにする必要がある。故に、臨床的には歩行観察が多く用いられると考える。

脳卒中患者の歩行の特徴として、歩行速度の低下と歩幅、ケイデンスの減少、非麻痺側立脚時間の延長、両脚支持時間の延長、初期接地での股関節屈曲角度の減少と膝関節屈曲角度の増加および足関節背屈角度の減少、足尖離地での股関節屈曲角度の増加と膝関節屈曲角度の減少および足関節底屈角度の減少、遊脚中期での股関節屈曲角度の減少と膝関節屈曲角度の減少および足関節背屈角度の減少、股関節最大伸展角度の減少、左右非対称性の増加などが挙げられる⁷⁾。このような逸脱は、3次元動作解析や電子歩行路などの測定機器を用いて測定されている。盆子原ら⁸⁾は、理学療法士と理学療法士養成課程に在籍する学生を対象に、歩行映像から股関節伸展角度・膝関節屈曲角度・足関節底屈角度の観察させたところ、平均して股

関節は 6.3～13.8 度、膝関節は 9.5～27.8 度、足関節は 11.0～18.0 度の誤差があり、理学療法士の経験年数とは関係がないと報告している。このことから、先に述べた脳卒中患者の歩行の特徴である、関節角度などの変化を、歩行観察の中で高い信頼性をもって見分けることができるかは疑問である。

歩行観察は、信頼性が乏しい⁹⁾とされることから、脳卒中患者の歩行観察を客観的に行うための評価表がいくつか考案されている。Tinetti¹⁰⁾は高齢者を対象として Tinetti mobility score を作成している。これは、バランスと歩行の評価から構成され、歩行の評価は Tinetti gait assessment と呼ばれ、9 項目の評価で構成されている。評価作成時の対象は脳卒中患者ではないが、脳卒中患者に用いた報告もみられる¹¹⁾。Hughes ら¹²⁾は脳卒中患者を対象に、Visual assessment of hemiplegic gait を作成している。これは、18 項目で構成されている。Rodriquez ら¹³⁾は脳卒中患者を対象として Wisconsin gait scale を作成している。14 項目の評価で構成されている。Lord ら¹⁴⁾は、神経疾患を対象として Rivermead Visual Gait Assessment を作成している。20 項目で構成されている。これも脳卒中患者に対しても用いられている¹⁵⁾。Daly ら¹⁶⁾は、脳卒中患者を対象として Gait Assessment and Intervention Tool を作成している。31 項目で構成されている。これらの評価表は、信頼性や妥当性を検討しているものもあるが、臨床的に普及しているものは見受けられない¹⁷⁾。また、評価表によっては、観察項目が異なり、脳卒中患者の歩行観察評価として必要な項目が明らかではない。

これまでに既存の脳卒中患者の歩容評価表を統合した新しい歩容評価表を作成し、その信頼性と妥当性を確認してきた¹⁸⁾。歩容評価表合計点と身体機能や歩行パラメーターとの関係を確認したが、脳卒中患者の歩行観察に必要な項目は不明確であった。また、評価表を使用にあたり、判断に迷いやすい項目や判断指標が不足している項目が見出された。

そこで、本研究の目的は、①歩容評価表の信頼性を確認すること、②歩容評価表と身体機能・歩行能力との関係を明らかにすること、③歩行や患者満足度との関係から理学療法士が臨床で観察可能かつ重要な歩容観察項目を明らかにすることとした。

なお論文の一連の研究は、弘前大学医学研究科倫理審査委員会による承認(整理番号 2013-363)を得て実施された。

研究 1: 歩容評価表の検者間・検者内信頼性の検討

1.はじめに

我々は、歩行観察評価を客観的なものとするべく、歩容評価表を作成してきた。これまでに理学療法士が2人1組で合議した上で、一定の検者間信頼性が保たれていることを報告してきた¹⁹⁾。しかし、臨床場面においては、理学療法士1名で歩容評価を行う場面が多い。

そこで、本研究の目的は、理学療法士1名での歩容評価表使用時の検者間・検者内信頼性を確認することである。

2.方法

2.1 対象

2.1.1 検査者

弘前市内に勤務する理学療法士で、本研究への協力が得られた4名(男性2名, 女性2名)を検査者とした。平均臨床経験年数は3年(2年~4年)であった。

2.1.2 被検者

次の条件を満たす者を被検者とした。①回復期リハビリテーション病棟に入院している脳卒中患者, ②発症前の modified Rankin Scale が1以下の者, ②装具・補助具の使用を問わず歩行自立~近位監視で20m以上連続歩行が可能な者, ③本研究の趣旨を理解し同意が得られる者。被検者は14名(男性11名, 女性3名)となった。

2.2 歩行映像の撮影

被検者に10m歩行路を快適歩行速度で1往復してもらい、中間5mの歩行を矢状面・前額面の2方向からデジタルスチルカメラ(カシオ社製 EXFH100)で撮影した。歩行撮影時は転倒の危険性を考慮して、理学療法士1名が付き添って歩行させた。歩行時は、日常生活あるいは歩行練習時に使用している装具・補助具を使用させた。歩行映像は、ノート型のパーソナルコンピュータ (NEC 社製 LS550/C; 15-インチ・液晶

ディスプレイ; OS: Windows 7.)へ取り込んだ。

2.3 歩容評価表の採点

検査者には、写真と動画を交えた資料を用いて、歩容評価表(表 1)について説明した。次に、4名分の被検者の歩行映像を観察させ、歩容評価表の使用方法を練習させた。練習中は、資料の参照および、筆者に対する不明点の質問は自由とした。その後、10名分の歩行映像を観察させ、歩容評価表を採点させた。それぞれの被検者の情報を表 2 にまとめた。10名分を採点している時は、資料の参照および質問は禁止とした。検査者には周囲に人がいない静かな環境で、1人で評価を実施してもらった。検査者には、歩行映像は、音声・動画再生ソフトウェアである Windows media player バージョン 12 (Microsoft 社) で動画ファイルを再生(全画面表示)した。歩行映像の観察にあたり、動画の再生回数は自由とし、判断のつかない部位は一時停止して確認してもよいこととした。また、歩行中に歩容のばらつきがある場合は、一番悪い状態を評価するよう定めた。

検者内信頼性を確認するために、検査者には同じ測定を2回実施した。1回目と2回目の間は1ヵ月の間をあけて実施した。

表 1 歩容評価表

麻痺側初期接地(IC):脚が地面に接触する瞬間	
1	麻痺側初期接地 膝関節の屈伸 1. 正常 中間位(0°~5°) 2. 屈曲/過伸展あり 屈曲位/過伸展 2 麻痺側初期接地 1. 踵接地 初期接地は踵 2. 足底接地 足全体で体重を分散し足底で接地する 3. 踵接地なし 爪先や、足部側面で接地する
麻痺側荷重応答期(LR):麻痺側ICから非麻痺側脚が地面から離れるまで	
3	麻痺側荷重応答期~立脚中期 膝関節の屈伸 1. 正常 15°屈曲位から中間位(伸展位)へ 2. 急激な伸展あり 屈曲位から急激に伸展する 3. 屈曲/伸展位で変化なし 屈曲位あるいは伸展位のまま変化しない 麻痺側立脚中期(MSt):非麻痺側脚が地面から離れた瞬間から麻痺側踵が床から離れる瞬間まで
4	麻痺側立脚中期 体幹(前傾/後傾) 1. 正常 直立位を保持している 体幹の前傾/後傾あり、 2. 前傾/後傾あり 足外果垂直線上に大転子があるとき、肩峰は前方あるいは後方へ偏位している 3. 顕著な前傾/後傾 前傾:足関節外果垂直線上に大転子があるとき、肩峰が足尖より

	も前方にある 後傾:足関節外果垂直線上に大転子があるとき、肩峰が踵より後方にある
5 麻痺側立脚中期 骨盤の側方変位	立脚期を通して、左右へのめだった偏位なし
1. 正常	立脚中期に左右へ明らかな骨盤の側方偏位あり
2. 骨盤側方偏位あり	
6 麻痺側立脚中期 膝関節の屈伸	膝関節中間位(0~5°)
1. 正常	屈曲位/過伸展
2. 屈曲/過伸展あり	
麻痺側立脚終期(TSt)と前遊脚期(PSw): 足尖離地麻痺側踵が床から離れた瞬間から麻痺側つま先が床から離れる瞬間まで	
7 麻痺側立脚終期と前遊脚期 股関節伸展	踵離地の間、非麻痺側と同等に伸展し、TstとPswの間体幹が直立位を維持する
1. 非麻痺側と等しい	股関節は少なくとも中間位、非麻痺側より伸展は減少
2. 股関節伸展の減少あり	体幹前傾し、足尖離地では股関節屈曲位
3. 顕著な減少あり	
8 麻痺側立脚終期と前遊脚期 足関節底屈の減少	非麻痺側と同程度の足関節底屈が認められる
1. 正常	非麻痺側よりも足関節底屈が減少している
2. 底屈の減少あり	足尖離地がない。あるいは、非麻痺側接地に伴い受動的に踵が浮く程度
3. 顕著な減少あり	
9 麻痺側立脚終期と前遊脚期 慎重さ(麻痺側足が前進する前のためらい、休止)	ためらいはなく前方へ勢いよく振り出す
1. なし	足尖離地前に減速する
2. わずか	足尖離地前に休止する
3. 顕著なためらい	
麻痺側立脚相	
10 麻痺側立脚時間	単脚支持時に、非麻痺側肢と比べ、麻痺側肢で同等の時間を費やしている
1. 等しい	単脚支持時に、非麻痺側肢の時間と比較して、麻痺側肢の単脚支持時間は短い
2. 等しくない	単脚支持時間は、非麻痺側が前進する為にごくわずかな時間しか費やしていない
3. 顕著に短い	
11 麻痺側への重心移動(杖の有無は問わず)	麻痺側足内側からの垂直線と頭部と体幹が交わる。
1. 正常な重心移動	麻痺側足上まではいかないが、頭部と体幹が正中線と交わる
2. 重心移動の減少あり	頭部と体幹は正中線と交わらず、麻痺側方向へ最小限の重心移動
3. 重心移動の相当な制限	
麻痺側遊脚初期(ISw):麻痺側つま先が床から離れた瞬間から両側の足関節が矢状面で交差するまで	
12 麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲	麻痺側の膝関節屈曲は、非麻痺側と同等
1. 正常	麻痺側の膝関節は屈曲(わずかな屈曲も含む)するが、非麻痺側の膝関節屈曲より少ない
2. 屈曲の減少	遊脚期を通して、膝関節は伸展位
3. 屈曲なし	
13 麻痺側遊脚初期での外旋(つま先の向きで判断)	非麻痺側と同程度の外旋角度
1. 非麻痺側と同等	外旋は45°より小さいが、非麻痺側よりも大きい
2. 外旋の増加	外旋は45°より大きい
3. 顕著な外旋の増加あり	
麻痺側遊脚中期(MSw)と遊脚終期(TSw):麻痺側遊脚中期 両側の足関節が矢状面で交差する瞬間から麻痺側初期接地まで	
14 麻痺側遊脚中期 体幹の前傾/後傾	直立位を保持している
1. 正常	体幹の前傾/後傾あり、両側の足関節が矢状面で交差するとき、肩峰は前方あるいは後方へ偏位している
2. 前傾/後傾あり	

	3. 顕著な前傾/後傾あり	前傾:遊脚中期に肩峰が非麻痺側足尖よりも前方にある 後傾:遊脚中期に肩峰が非麻痺側踵より後方にある
15	麻痺側遊脚中期 体幹側方傾斜(麻痺側/非麻痺側)	
	1. 正常	遊脚期を通して直立位を保持
	2. 側方傾斜あり	遊脚中期に、体幹の側方傾斜があるが、頭部は傾斜側の足部垂直線上
	3. 顕著な側方傾斜あり	遊脚中期に、体幹の側方傾斜があり、傾斜側の足部垂直線上より外側へ頭部が移動する
16	麻痺側遊脚中期での骨盤挙上	
	1. なし	遊脚の間、骨盤はわずかに下がる
	2. 骨盤挙上あり	遊脚の間、骨盤は挙上される
	3. 顕著な骨盤挙上あり	遊脚の間、わずかに股関節屈曲し、体幹側方の筋を短縮させ、骨盤を挙上する
17	麻痺側遊脚中期での分回し(麻痺側踵の軌跡を観察)	
	1. なし	遊脚の間、非麻痺側足と同程度に麻痺側足は内転する
	2. 中等度の分回し	遊脚の間、足1足分程度麻痺側足を内転または外転させ分回しする
	3. 顕著な分回し	遊脚の間、足1足分よりも大きく麻痺側足を分回しする
18	麻痺側遊脚中期 過剰な足関節底屈	
	1. 正常	底背屈中間位あるいは背屈位
	2. 足関節底屈あり	足関節底屈位
	3. 顕著な足関節底屈あり	あきらかに足関節底屈位で、つま先が床にひっかかることがある
19	非麻痺側への重心移動(杖の有無は問わず)	
	1. 正常な重心移動	非麻痺側足内側からの垂直線と頭部と体幹が交わる
	2. 重心移動の減少あり	非麻痺側足上まではいかないが、頭部と体幹が正中線と交わる
	3. 重心移動の相当な制限	頭部と体幹は正中線と交わらず、非麻痺側方向へ最小限の重心移動
麻痺側遊脚終期(TSw):麻痺側下腿が床に対し直角になった瞬間から麻痺側 IC まで		
20	麻痺側遊脚終期での骨盤回旋(麻痺側 ASIS を観察)	
	1. 前方	麻痺側骨盤は、踵接地のために前方へ回旋する
	2. 中間位	麻痺側骨盤は中間位で姿勢は直立
	3. 後退	麻痺側骨盤は非麻痺側骨盤の後方で、明らかに遅れている
歩幅とクリアランス		
21	非麻痺側歩幅(画面中央付近の歩行周期で判断する)	
	1. 正常	非麻痺側の踵が接地する際に、明らかに麻痺側のつま先を越える
	2. 歩幅の減少あり	非麻痺側の踵が接地する際に、麻痺側のつま先を越えない
	3. 顕著な減少あり	非麻痺側の足が麻痺側足を越えないが、後方または並んで接地する
22	麻痺側歩幅(画面中央付近の歩行周期で判断する)	
	1. 正常	麻痺側の踵が接地する際に、明らかに非麻痺側のつま先を越える
	2. 歩幅の減少あり	麻痺側の踵が接地する際に、非麻痺側のつま先を越えない
	3. 顕著な減少あり	麻痺側の足が非麻痺側足を越えないが、後方または並んで接地する
23	麻痺側クリアランス	
	1. 正常	遊脚期の間、引きずりなし
	2. わずかに引きずり	遊脚期の初めに、わずかに引きずる
	3. 顕著な引きずりあり	遊脚期のほとんどの間引きずる
全体		
24	杖の使用	
	1. 杖なし	
	2. 最小限の杖の使用	杖への荷重は最小限に、任意に使用。前方へ重心移動するときに四点杖では足が動くかもしれない
	3. 顕著な杖の使用	杖への荷重、杖を通して重心移動

25	歩隔(麻痺側足尖離地と前足の間隔。踵の間隔を観察。)
1. 正常	両足の上に1足分の歩隔
2. 中等度	両足の上に2足分の歩隔
3. 広い	両足の上は2足分より広い

表 2 被検者の基礎情報

	年齢	性別	下肢 Br.S	10m 歩行時間
練習時	62	男	4	9.37
	50	女	4	20.71
	83	女	4	36.25
	58	男	3	46.48
採点時	63	男	4	6.05
	49	男	5	6.59
	60	男	5	18.12
	69	男	5	10.95
	77	女	3	27.12
	45	男	3	22.96
	60	男	5	6.34
	59	男	4	19.78
	67	男	3	37.11
	50	男	5	5.1

2.4 統計解析

検者間信頼性は、各観察項目の採点結果について、ケンドールの一致係数および Kappa 係数を用いた。ケンドールの一致係数および Kappa 係数は、順序尺度で測定されたデータにおいて、検者間信頼性を求めることができる検定である。対馬²⁰⁾によると、Kappa 係数は、不一致の人数に反応するが、不一致の量には反応しない。一方ケンドールの一致係数は、不一致の量に反応するが、飛び離れた判定では無視する傾向がある。従って、両者の欠点を補う為に、同時に用いることが望ましい。故に2つの

検定を用いることとした。歩容評価表合計点について級内相関係数 (ICC) を用いた。検者内信頼性は各観察項目の採点結果について Kappa 係数, 歩容評価表合計点について ICC を用いた。有意水準は 5% とした。統計ソフトは, R バージョン 2.8.1 (CRAN, Free ware) を用いた。

3.結果

3.1 検者間信頼性

各項目の検者間信頼性は, ケンドールの一致係数で 0.49~1.00 (表 3), κ 係数で 0.46~1.00 であった (表 4)。有意確率が 5% より大きい項目も存在した。詳細は表に示す。また合計点の検者間信頼性は ICC (2, 1) を用いて 1 回目の測定では 0.87 (95% 信頼区間: 0.64~0.96), 2 回目の測定では 0.82 (0.58~0.95) であった。

表 3 歩容評価表の各項目における検者間信頼性 (ケンドールの一致係数)

ケンドールの一致係数 (W 係数)	1 回目	2 回目
麻痺側初期接地 膝関節の屈伸	0.49*	0.53*
麻痺側初期接地	0.76*	0.76*
麻痺側荷重応答期~立脚中期 膝関節の屈伸	0.66*	0.73*
麻痺側立脚中期 体幹	0.74*	0.65*
麻痺側立脚中期 骨盤の側方変位	0.53*	0.49*
麻痺側立脚中期 膝関節の屈伸	0.66*	0.72*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 股関節伸展	0.76*	0.64*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 足関節底屈の減少	0.79*	0.66*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 慎重さ	0.87*	0.78*
麻痺側立脚時間	0.71*	0.78*
麻痺側への重心移動	0.77*	0.69*
麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲	0.68*	0.66*
麻痺側遊脚初期での外旋	0.77*	0.84*

麻痺側遊脚中期 体幹	0.78*	0.78*
麻痺側遊脚中期 体幹側方傾斜	0.45	0.70*
麻痺側遊脚中期での骨盤挙上	0.77*	0.73*
麻痺側遊脚中期での分回し	0.72*	0.68*
麻痺側遊脚中期 過剰な足関節底屈	0.56*	0.75*
非麻痺側への重心移動	0.25	0.33
麻痺側遊脚終期での骨盤回旋	0.61*	0.75*
非麻痺側歩幅	0.44	1.00*
麻痺側歩幅	0.27	0.50*
麻痺側クリアランス	0.73*	0.77*
杖の使用	0.93*	0.92*
歩隔	0.85*	0.76*

*p<0.05

表 4 歩容評価表の各項目における検者間信頼性 (Kappa 係数)

Kappa 係数 (κ 係数)	1 回目	2 回目
麻痺側初期接地 膝関節の屈伸	0.57*	0.63*
麻痺側初期接地	0.64*	0.62*
麻痺側荷重応答期～立脚中期 膝関節の屈伸	0.62*	0.69*
麻痺側立脚中期 体幹	0.49*	0.73*
麻痺側立脚中期 骨盤の側方変位	0.59*	0.58*
麻痺側立脚中期 膝関節の屈伸	0.73*	0.79*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 股関節伸展	0.55*	0.58*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 足関節底屈の減少	0.60*	0.45*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 慎重さ	0.71*	0.64*
麻痺側立脚時間	0.64*	0.76*
麻痺側への重心移動	0.62*	0.45*

麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲	0.63*	0.66*
麻痺側遊脚初期での外旋	0.68*	0.71*
麻痺側遊脚中期 体幹	0.63*	0.82*
麻痺側遊脚中期 体幹側方傾斜	0.46*	0.76*
麻痺側遊脚中期での骨盤挙上	0.68*	0.72*
麻痺側遊脚中期での分回し	0.68*	0.69*
麻痺側遊脚中期 過剰な足関節底屈	0.46*	0.64*
非麻痺側への重心移動	0.35	0.47
麻痺側遊脚終期での骨盤回旋	0.52*	0.57*
非麻痺側歩幅	0.59*	1.00*
麻痺側歩幅	0.49	0.65*
麻痺側クリアランス	0.66*	0.60*
杖の使用	0.81*	0.79*
歩隔	0.71*	0.60*

*p<0.05

3.2 検者内信頼性

各項目の検者内信頼性は、 κ 係数で 0.38～1.00 であった(表 5)。有意確率が 5%より大きい項目も存在した。詳細を表に示す。合計点の検者内信頼性は ICC(1.1)を用いて、検査者 4 名でそれぞれ 0.94(0.78～0.98), 0.82(0.45～0.95), 0.98(0.92～0.99), 0.96(0.85～0.99)であった。

表 5 歩容評価表の各項目における検者内信頼性(Kappa 係数)

Kappa 係数(κ 係数)	検査者			
	1	2	3	4
麻痺側初期接地 膝関節の屈伸	0.40	0.20	0.62	0.21
麻痺側初期接地	0.69*	0.64*	0.58*	0.52*

麻痺側荷重応答期～立脚中期 膝関節の屈伸	0.70*	0.71*	0.82*	0.69*
麻痺側立脚中期 体幹	0.03	0.03	1.00*	0.60*
麻痺側立脚中期 骨盤の側方変位	0.05	0.58*	0.62	0.60*
麻痺側立脚中期 膝関節の屈伸	0.78*	0.60*	0.80*	0.35
麻痺側立脚終期と前遊脚期 股関節伸展	0.84*	0.19	0.83*	0.40*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 足関節底屈の減少	0.39*	0.62*	1.00*	0.58*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 慎重さ	0.84*	0.44	0.60*	0.82*
麻痺側立脚時間	0.83*	1.00*	0.67*	0.67*
麻痺側への重心移動	0.26	-0.02	0.29	0.53*
麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲	0.52	0.80*	0.35	0.63*
麻痺側遊脚初期での外旋	0.06	0.80*	0.83*	0.82*
麻痺側遊脚中期 体幹	0.26	0.11	1.00*	0.78*
麻痺側遊脚中期 体幹側方傾斜	0.03	0.15	1.00*	0.40
麻痺側遊脚中期での骨盤挙上	0.67*	0.80*	1.00*	0.23
麻痺側遊脚中期での分回し	0.64*	0.64*	0.41	0.63*
麻痺側遊脚中期 過剰な足関節底屈	0.24	0.55*	0.51*	0.70*
非麻痺側への重心移動	0.38*	0.17	1.00*	0.63
麻痺側遊脚終期での骨盤回旋	0.29	0.24	0.69*	1.00*
非麻痺側歩幅	0.00	0.38	1.00*	0.38
麻痺側歩幅	0.62	0.00	0.00	0.00
麻痺側クリアランス	0.32	0.85*	0.34	0.75*
杖の使用	0.85*	0.84*	1.00*	0.55*
歩隔	0.46*	0.29	0.51	0.74*

*p<0.05

4.考察

歩容評価表の合計点は、検者間および検者内信頼性ともに高い一致を示した。

各観察項目では、検者間信頼性はほとんどの項目で中等度の一致～高い一致を示した。歩容評価表の観察項目を理解し、4名分の採点を練習することで、検者間信頼性が得られることが明らかとなった。十分な練習を行うことで、さらに高い一致を得られる可能性がある。観察項目の中では、非麻痺側への重心移動、非麻痺側歩幅、麻痺側歩幅の項目で、有意水準が5%を越え、検者間信頼性があるとはいえない結果であった。非麻痺側への重心移動は、検査者によって大きく採点結果が異なっていた。理由の一つとして、似ている項目である麻痺側への重心移動を採点していた可能性、非麻痺側への重心移動の解釈が誤っていた可能性を考える。非麻痺側歩幅と麻痺側歩幅については、歩行映像の中で画面中央付近に被検者が写っている時と、画面の端に被検者が写っている時で、見え方が異なる。画面の端に写っている時は、画面中央に写っている時に比べ、片側の下肢の歩幅が大きく、反対側の下肢の歩幅が小さく見える。故に、画面中央に写っている時に観察するよう評価表に記載している。しかし、検査者が見落とす可能性は高い。今後は、観察項目への理解が誤っているかどうか判断するために、4名分の採点を練習する際に解答を用意するという工夫が必要だろう。

検者内信頼性は、観察項目によって信頼性が高い検査者と低い検査者が分かれた。検査者にかかわらず、ある観察項目が一致しているからといって、他の観察項目が一致しているとは限らないということである。これは、検査者によって観察が行いやすい項目と行いにくい項目があるためと考える。また、観察項目が多いため、見落としや集中しきれないこともあり得る。歩容評価表を用いる際には、検査者自身の観察が行いにくい項目の把握と、歩容評価表使用の練習を行った上で、検者内信頼性の確認が必要となる。検者内信頼性を高める工夫については、今後検討が必要である。

研究 2:脳卒中患者に対する歩行観察と身体機能, 歩行能力の関係について

1. はじめに

脳卒中患者は歩行能力が高いほど、日常生活の自立度が高いことが知られている²¹⁾。故に、理学療法の研究では多くの脳卒中患者の歩行に対する評価や治療を扱う報告がある。理学療法士が臨床場面で用いる歩行能力の評価として、10m歩行テストや6分間歩行テスト、歩容の観察などが挙げられる⁴⁾。特に歩容の観察は、簡便且つ機器が不要であり、長い歩行路を確保する必要もない為、臨床場面において多用されている⁵⁾。歩容は、時間・空間的な偏位、運動力学的な偏位、運動学的な偏位で構成されている⁷⁾。これらの偏位について複数の項目を設けて、歩容を観察する。歩容の逸脱が存在する状態とは、ある項目の偏位の程度が、標準的な歩容と比較して異なる状態となっているときである。歩容の逸脱が多い状態とは、項目の逸脱の程度が大きい、または複数の項目が逸脱しているときである。脳卒中患者を対象とした先行研究において、歩容の逸脱に関する項目のうち、非麻痺側の立脚期の割合、立脚終期の股関節伸展角度、麻痺側歩幅、前遊脚期の延長、立脚中期の膝関節角度、遊脚中期の足関節角度、そして遊脚初期～遊脚中期の股・膝関節角度などが歩行速度と関連していると報告されている²²⁻²⁵⁾。しかし、これらの項目が重複して存在するような逸脱が多い場合や、逸脱の程度が大きい場合には、歩行速度が低下するのか、明らかにされていない。また歩容の逸脱と、身体機能との関連についても明らかにされていない。

そこで、本研究では、観察による歩容の逸脱の多さと、身体機能、歩行能力との関連を明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2.1. 対象

脳卒中患者を対象とし、次の条件を満たす者を測定した。①回復期病棟に入

院している脳卒中患者（急性期治療後発症 2 ヶ月以内に入院し、入院後 150 日以内の者）、②発症前の **Modified Rankin Scale** が 1 以下の者、②装具・補助具の使用を問わず歩行自立～近位監視で 20m 以上連続歩行が可能な者、③本研究の趣旨を理解し同意が得られる者。被検者は 57 名（男性 37 名、女性 20 名）となった。年齢は 62.2 ± 11.2 歳、発症からの経過期間は 90.9 ± 39.9 日であった。病型は脳出血が 28 名、脳梗塞が 29 名であった。

2.2. 測定方法

以下の項目の測定・評価を行った。なお、ROM 以外の測定・評価は、評価者 1 名（筆頭著者）によって行われた。

2.2.1. 下肢麻痺

下肢の **Brunnstrom recovery stage**²⁶⁾（以下、**Br.S**）を測定した。

2.2.2. 下肢の感覚

表在感覚の測定は足底の触覚を対象とした。検査の手順は、コットンを使用し、検者は左右の足底をランダムに刺激した。被検者には閉眼してもらい、左右の足底の部位を口頭にて回答させた。検者は左右の足底を各 4 回刺激し、1 回でも正答できなければ感覚障害ありと判定した。

深部感覚は、股関節、膝関節、足関節、母趾の位置覚検査とし、背臥位になった被検者の麻痺側の下肢を、験者はランダムに動かす。被検者はそれに合わせて、非麻痺側下肢を同様に動かした。4 回の施行で、1 回でも正答できなければ感覚障害ありと判定した。

2.2.3. 下肢の痙性

痙性の評価として、**Modified Modified Ashworth Scale**²⁷⁾（以下、**MMAS**）を使用した（表 6）。**MMAS** は、股関節屈曲筋・伸展筋・内転筋、膝関節屈曲筋・伸展筋、足関節底屈筋を測定した。股関節内転筋、足関節底屈筋は背臥位で測定し、股関節屈曲筋・伸展筋、膝関節屈曲筋・伸展筋は側臥位で測定した。いずれの関節も全可動域を 1 秒程度で動かし、**MMAS** を採点した。

表 6:Modified Modified Ashworth Scale (MMAS)

0	筋緊張に増加なし
1	軽度の筋緊張の増加あり、患部の運動をすると、引っ掛かりと消失、 または最終可動域でわずかな抵抗がある
2	明らかな筋緊張の増加あり、可動域の中間でひっかかりがあり、残りの可動域を通して 抵抗がある、しかし患部は容易に動かせる
3	かなりの筋緊張の増加があり、他動運動は困難
4	患部は固まっいて、屈曲あるいは伸展できない

2.2.4. 関節可動域(以下, ROM)

測定部位は、左右の股関節外転、股関節内転、股関節内旋、股関節伸展、膝関節伸展、足関節背屈（膝関節屈曲位）、足関節背屈（膝関節伸展位）、の 7 箇所とした。測定方法は日本リハビリテーション医学会および日本整形外科学会による「関節可動域表示ならびに測定法²⁸⁾」に準じて行った。評価は筆頭著者と別の理学療法士 1 名の 2 名で行い、1 名が体幹・下肢を動かし固定し、1 名が角度計にて測定を行った。測定には東大式ゴニオメーターを使用し、記録は 5°刻みとした。これらの測定は、事前に検者内信頼性を保証できる回数だけ測定し、平均値を求めた。スピアマン・ブラウンの公式を用いて ICC=0.81 以上となる為に必要な測定回数を求めた。

2.2.5. 下肢筋力

徒手筋力測定法²⁹⁾に基づき、麻痺側の股関節屈曲筋、股関節伸展筋、股関節外転筋、膝関節伸展筋、足関節底屈筋について 3 以上あるか否かを測定した。MMT3 未満を筋力低下ありと定義した。

2.2.6. 下肢荷重率

市販の体重計（商品名：タニタ アナログヘルスマーター RAINBOW THA-528-SW）2 台を使用した。被検者の非麻痺側下肢と麻痺側下肢をそれぞれ 1 台の体重計に乗せた。被検者は、立位において両踵間の距離は 10 cm、足角は 45°とさせた。次に、右下肢へ最大荷重させ、その位置で 5 秒間静止させ

た。体重計の目盛をデジタルスチルカメラ（カシオ 社製 EXFH100，以下カメラ）を用いて動画撮影した。右下肢へ3回，左下肢へ3回ずつ最大荷重を行わせた。撮影した動画は，パーソナルコンピュータへ取り込み，Windows media player バージョン 12 (Microsoft 社) で再生した。最大荷重時の，体重計目盛の最大値と最小値を読み取り，その平均値を算出した。3回測定分の平均値を計算し，それぞれ非麻痺側下肢最大荷重量，麻痺側下肢最大荷重量とした。非麻痺側下肢最大荷重量と，麻痺側下肢最大荷重量をそれぞれ体重で除し，非麻痺側下肢最大荷重率と麻痺側下肢最大荷重率を求めた。

2.2.7. バランス

Berg Balance scale³⁰⁾（以下，BBS）によって，合計点を記録した。評価にあたり，歩行時に装具を着用している者は，装具を着用させたままで評価した。

2.2.8. 10m歩行

16m直線歩行路の中間 10mの歩行時間と歩数を計測した。測定にあたり，可能な限り速く歩行する様説明した。3回の施行を行い，最も歩行時間が短い値を 10m歩行時間と 10m歩行歩数として記録した³¹⁾。

2.2.9. 歩容評価

a) 歩容評価表について

観察による歩容評価は頻繁に行われているにも関わらず，正確性や再現性に欠けることが危惧される。歩行観察の正確性や信頼性を改善するものとして，脳卒中患者に特化した歩容評価表はいくつか作成されている。または脳卒中患者を対象とした評価表ではないが，脳卒中患者における歩容評価として使用される例も見受けられる^{4,10,12-16)}。しかし，これらのうち，標準的に用いられている歩容評価表は存在しない³²⁾。そこで，事前に，複数の歩容評価表を対象として，脳卒中患者における歩容の逸脱を評価するために有効な項目を抽出した。その抽出された項目によって構成した評価表を作成し¹⁹⁾，用いることにした。

具体的には，脳卒中患者に対して用いられる Tinetti gait assessment^{10,33)}，Wisconsin gait scale^{13,33)}，Rivermead visual gait assessment^{14,34)} の3つを統合，

一部改変し作成した¹⁹⁾ (表 1)。歩容評価表は、25 項目で構成され、1 項目の選択肢は 2 ないし 3 である。合計点数は 25 点～72 点数となり、点数が高い程正常からの逸脱が多いと判断できる。観察項目は、初期接地 (IC) の膝関節/足接地、荷重応答期 (LR) ～立脚中期 (MSt) での膝関節、MSt での体幹/骨盤/膝関節、立脚終期 (TSt) での股関節/足関節/慎重さ、麻痺側の立脚時間、麻痺側への重心移動量、遊脚初期 (ISw) ～遊脚中期 (MSw) での膝関節、ISw での外旋、MSw～遊脚終期 (TSw) の体幹 (前後・側方) /骨盤挙上/分回し/足関節/非麻痺側への重心移動量、TSw での骨盤、非麻痺側/麻痺側の歩幅、麻痺側のクリアランス、杖の使用、歩隔とした。

b) 歩容評価方法

被検者の歩行映像を撮影した。被検者には、10m 歩行路を快適歩行速度で 1 往復してもらい、中間 5m の歩行をカメラで撮影した。被検者には、歩きやすい速さで歩行するよう指示した。カメラは三脚に水平となるように固定し、三脚の高さは各被検者の大転子の高さとなるように設定した。カメラは、10m 歩行路の中央から側方 4.5m と、歩行路から 1m 離れた延長上の 2 箇所に設置した。被検者が歩行路を 1 往復する様子を、2 箇所から同時に撮影した (図 1)。歩行に際しては、日常生活あるいは理学療法中に用いる歩行補助具と補装具を使用させた。転倒の危険性に配慮して、歩行撮影時は、被検者の横に理学療法士 1 名が付き添った。歩行映像は、ノート型のパーソナルコンピュータ (NEC 社製 LS550/C; 15-インチ・ディスプレイ; OS: Windows 7.) へ取り込んだ。被検者を前方・後方から撮影した歩行映像、非麻痺側側方・麻痺側側方から撮影した歩行映像の 2 つの動画ファイルを作成した。音声・動画再生ソフトウェアである Windows media player バージョン 12 (Microsoft 社) を用いて動画ファイルを再生 (全画面表示) した。評価者が歩行映像を観察し、歩容評価表を用いて評価し、合計点を歩容評価表合計点として記録した。

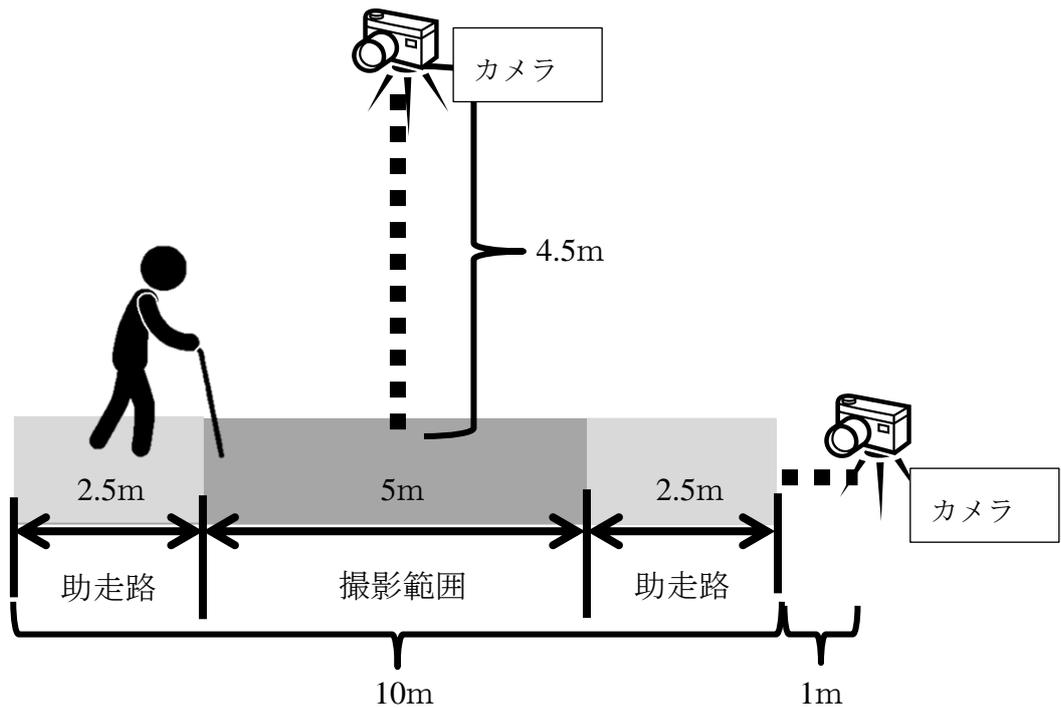


図1 歩行路とカメラの設置場所

2.2.10. その他の項目

診療録より、年齢、発症からの経過期間、病型（脳梗塞または脳出血）、機能的自立度評価表（以下、FIM）、ミニメンタルステート検査（以下、MMSE）の情報を収集した。

2.3. 統計解析

歩容の正常から逸脱の多さと、身体機能、歩行能力との関連をみるために、歩容評価表の合計点を従属変数とし、性別、年齢、発症からの経過期間、麻痺側、病型、BBS 合計点、10m歩行時間、10m歩行歩数、Br.S、MMAS（股関節屈曲筋、股関節伸展筋、股関節内転筋、膝関節屈曲筋、膝関節伸展筋、足関節底屈筋）、表在感覚（足底）、深部感覚（股・膝関節、足関節、足趾）、股関節外転筋力、股関節屈曲筋力、膝関節伸展筋力、足関節底屈筋力、非麻痺側最大荷重率、麻痺側最大荷重率、ROM（股関節外転、股関節内転、股関節内旋、膝関節伸展、足関節背屈（膝関節屈曲位）、足関節背屈（膝関節伸展位）を独立変数とした。股関節伸展筋力と股関節伸展の関節可動域は、腹臥位をとれない患者

が存在したため、解析からは除外した。これらについてステップワイズ法（変数増減法）による重回帰分析を行い、有意水準は 5%とした。統計解析ソフトは、SPSS12.0J (SPSS Japan)を用いた。

3. 結果

3.1. 各測定項目の結果（表 7）

Br.S は、Ⅲ17 名、Ⅳ10 名、Ⅴ14 名、Ⅵ16 名であった。下肢感覚障害が認められた者は、表在感覚（足底）では 19 名、深部感覚では股・膝関節で 11 名、足関節で 10 名、足趾で 23 名であった。下肢の痙性が認められた者は股関節屈曲筋で 25 名（MMAS1=17 名、2=8 名）、股関節伸展筋で 14 名（1=12 名、2=2 名）、股関節内転筋で 22 名（1=11 名、2=11 名）、膝関節屈曲筋で 6 名（1=3 名、2=3 名）、膝関節伸展筋で 4 名（2=4 名）、足関節底屈筋で 29 名（1=6 名、2=22 名、3=1 名）であった。麻痺側下肢筋力低下がみられた者は、股関節伸展筋で 30 名（57 名中 8 名は腹臥位となれず測定不可）、股関節外転筋は 34 名、股関節屈曲筋は 9 名、膝関節伸展筋は 22 名、足関節底屈筋は 50 名であった。ROM は、非麻痺側股関節外転が $31.1 \pm 5.9^\circ$ 、麻痺側股関節外転が $29.5 \pm 5.6^\circ$ 、非麻痺側股関節内転が $9.3 \pm 2.9^\circ$ 、麻痺側股関節内転が $9.6 \pm 2.7^\circ$ 、非麻痺側股関節内旋が $18.3 \pm 11.1^\circ$ 、麻痺側股関節内旋が $18.5 \pm 8.5^\circ$ 、非麻痺側股関節伸展は $19.8 \pm 7.2^\circ$ （57 名中 8 名は腹臥位となれず測定不可）、麻痺側股関節伸展は $18.3 \pm 6.5^\circ$ （57 名中 8 名は腹臥位となれず測定不可）、非麻痺側膝関節伸展は $0.4 \pm 2.7^\circ$ 、麻痺側膝関節伸展は $0.6 \pm 3.8^\circ$ 、非麻痺側足関節背屈（膝関節屈曲位）は $26.1 \pm 8.0^\circ$ 、麻痺側足関節背屈（膝関節屈曲位）は $21.5 \pm 7.3^\circ$ 、非麻痺側足関節背屈（膝関節伸展位）は $11.5 \pm 7.4^\circ$ 、麻痺側足関節背屈（膝関節伸展位）は $7.5 \pm 5.7^\circ$ であった。非麻痺側下肢最大荷重率は 0.85 ± 0.06 、麻痺側下肢最大荷重率は 0.72 ± 0.16 であった。BBS 合計点は 48.6 ± 6.5 点であった。10m 歩行時間は 15.9 ± 10.4 秒であり、10m 歩行歩数は 23.7 ± 7.8 歩であった。歩容評価表合計点は 38.2 ± 8.1 点であった。FIM 合計点は 105.3 ± 15.0 点であった。MMSE は 26.2 ± 4.4 点であった。

表 7 測定結果

Br.S (人)	Ⅲ / Ⅳ / Ⅴ / Ⅵ	17 / 10 / 14 / 16
表在感觉(人)	足底	19
深部感觉(人)	股・膝/足/足趾	11 / 10 / 23
MMAS(人)		1 2 3
	股 屈曲筋	17 8 0
	伸展筋	12 2 0
	内転筋	11 11 0
	膝 屈曲筋	3 3 0
	伸展筋	0 4 0
	足 底屈筋	6 22 1
筋力低下(人)	股 伸展筋	30
	外転筋	34
	屈曲筋	9
	膝 伸展筋	22
	足 底屈筋	50
ROM(°)		非麻痺側 / 麻痺側
	股 外転	31.1±5.9 / 29.5±5.6
	内転	9.3±2.9 / 9.6±2.7
	内旋	18.3±11.1 / 18.5±8.5
	伸展	19.8±7.2 / 18.3±6.5
	膝 伸展	0.4±2.7 / 0.6±3.8
	足 背屈(膝屈曲位)	26.1±8.0 / 21.5±7.3
	背屈(膝伸展位)	11.5±7.4 / 7.5±5.7
下肢最大荷重率		非麻痺側 / 麻痺側
		0.85±0.06 / 0.72±0.16
BBS 合計点		48.6±6.5
10m 歩行	時間(秒)	15.9±10.4

歩数(歩)	23.7±7.8
歩容評価表合計点	38.2±8.1
FIM 合計点	105.3±15.0
MMSE 合計点	26.2±4.4

3.2. 歩容評価表の合計点に影響する変数

変数増減法による重回帰分析の結果を表 8 に示す。歩容評価表合計点に影響する変数として、10m歩行時間と股関節外転筋力、MMAS（足関節底屈筋）、非麻痺側最大荷重率が選択された。R²=0.80 となり、回帰式は高い予測精度であった。歩容評価表合計点と 10m歩行時間、股関節外転筋力、MMAS（足関節底屈筋）、非麻痺側最大荷重率の関係を散布図に示す（図 2）。

表 8 歩容評価表の合計点に影響する変数

	偏回帰係数	標準誤差	標準偏 回帰係数	有意確率 (p)
定数	11.35	7.91		0.16
10m 歩行時間	0.53	0.06	0.68	0
股関節外転筋力	-3.8	1.31	-0.23	0.01
MMAS(足関節底屈筋)	1.53	0.61	0.18	0.02
非麻痺側最大荷重率	21.74	9.47	0.16	0.03

ANOVA p<0.01; R²=0.80, Adjusted R²=0.78, Durbin-Watson ratio=2.067

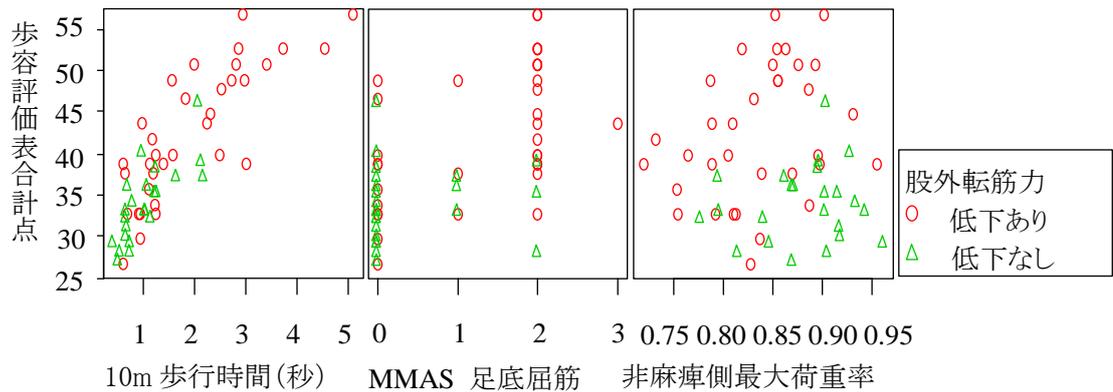


図2 歩容評価表合計点に影響する変数の散布図

4. 考察

4.1. 歩容に影響する変数との関係について

結果より、歩容の正常からの逸脱の多さは、10m歩行時間、股関節外転筋力、足関節底屈筋の痙性、非麻痺側への荷重量が影響した。脳卒中患者における、歩容の正常からの逸脱は、機能障害によるものと、それを補う代償動作で構成されている⁷⁾。脳卒中患者において、発症3週から48週までの経過において、歩行能力の向上が認められても、関節運動の正常からの逸脱は残存していることが報告されている³⁵⁾。脳卒中患者と歩行速度をマッチングさせた健常人の歩容を比較すると、同程度の歩行速度においては単脚支持時間や前遊脚期～遊脚期での関節運動に差異があることが報告されている³⁶⁾。本研究の結果においても、歩容の逸脱の多さには、10m歩行時間と麻痺側の股関節外転筋力、足関節底屈筋の痙性、非麻痺側最大荷重率が影響しており、同程度の歩行速度だとしても他の機能障害によって歩容の逸脱の多さが変化する(図2)。

10m歩行時間は、歩容評価表合計点と最も関連が強い。つまり、歩容の逸脱が多いほど、歩行速度は遅くなる。脳卒中患者において、歩行速度は、下肢麻痺の程度だけではなく、下肢筋力¹³⁾、バランスが影響し³⁷⁾、生活期での歩行自立度を表す指標の一つである^{3,21)}。本研究で用いた歩容評価表は、歩行速度低下に関連する歩容をよく捉えてしていたと考える。

次に麻痺側の股関節外転筋力は、下肢の随意性に影響を受ける。本研究にお

いて Br.S IIIの対象者は全て、股関節外転筋力が MMT3 未満であり、他のステージの対象者に比べ歩容評価表合計点が高い傾向にあった。(図 3) 従って、股関節外転筋力が歩容に影響した理由として、下肢の随意性も影響していたといえる。脳卒中患者の歩行において、麻痺側下肢筋力は歩行速度、ケイデンス、自立度に関連することは報告されている³⁷⁾。特に股関節屈曲筋²⁴⁾、膝関節伸展筋³¹⁾、足関節底屈筋²⁴⁾が歩行速度に影響することは報告されている。一方股関節外転筋は、前額面上で左右の重心移動に関与し³⁸⁾、他の筋に比べケイデンス³⁹⁾への関連に加え、足関節背屈筋とともに両脚支持時間と時間的な左右対称性に関与していることが報告されている⁴⁰⁾。本研究においても、10m歩行時間とは別に歩容に影響する変数として選択されており、歩容との関連を評価する上で、股関節外転筋力が MMT で 3 以上あるか否かは簡便な指標として利用できる。

足関節底屈筋の痙性は、歩幅の減少やケイデンスの減少^{41,42)}、歩幅や単脚支持時間の左右非対称性に関連し²⁴⁾、関節運動の逸脱に影響する。本研究では、日常生活や訓練時に使用する下肢装具を着用していた患者も存在したが、足関節底屈筋の痙性が歩容に影響する変数として選択された。その理由として、足関節底屈筋の痙性には Br.S が関連していることと他関節における痙性の影響が予想できる。まず麻痺の程度と痙性の出現は関連する⁴³⁾ことから、下肢装具を着用していても随意性の低下が歩容に影響した可能性がある。そして足関節底屈筋の痙性が存在する場合、他関節においても痙性が生じている場合もあり、下肢装具を着用していても歩容が正常から逸脱する可能性がある。

非麻痺側最大荷重率について、健常成人では体重の 94.9%、脳卒中患者では 85%であり、脳卒中患者では非麻痺側への荷重も障害を受けることが報告されている⁴⁴⁾。本研究でも平均 85.39%を示し、同様の結果が得られている。歩容評価表合計点との関係を見ると、歩容評価表合計点が高くなるほど、非麻痺側最大荷重率が約 80~90%の範囲に収まっており、歩容評価表合計点が高いほど非麻痺側最大荷重率のばらつきが大きい。その理由として、下肢麻痺の重症度に関わらず非麻痺側への荷重は障害を受けるが、麻痺側下肢機能の低下(痙性、筋力低下、感覚障害など)が大きい対象者は、非麻痺側最大荷重率が 80~90%

に満たない場合、監視～自立歩行に至らず、対象から除外されているのではないかと考える。今後、非麻痺側最大荷重率の歩容への影響をみる上では、発症からの時期と重症度から対象者の層別化が必要となる。

4.2. 本研究の限界

歩容の評価を客観的にするためには、3次元動作解析装置や加速度計、床反力計を用いる方法が適切である。しかし、本研究では臨床場面において簡便に評価できることを目的として、歩容評価表を使用した。脳卒中患者を対象とした歩容評価表はいくつか報告されているが^{10,12-16)}、脳卒中患者の歩容評価を行う上で、必要な評価項目は明らかではない。しかし、本研究で用いた歩容評価表の合計点は、身体機能、歩行能力と相関を示し、内容的妥当性を有する評価表であると判断する。ただし、歩行評価表の評価と真の値が合致しているかについての検証を行う必要がある。

また、本研究は横断研究であり、縦断的に変化を捉えることができるかは今後も継続して確認する必要がある。

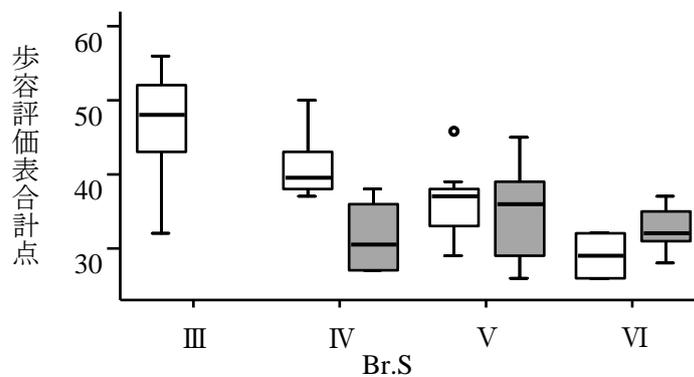


図3 下肢 Br.S と股関節外転筋力ごとの歩容評価表合計点の箱ひげ図

□ : 股関節外転筋力低下あり ■ : 筋力低下なし

研究 3: 歩容評価表の観察項目の変更とその妥当性の検討

1.はじめに

脳卒中患者の理学療法において、歩行練習を行う機会が多い。歩行評価の一つに、歩行観察が挙げられる。歩行観察は簡便で、利用頻度が高い評価ではあるが⁵⁾、信頼性や正確性が不十分とされている⁹⁾。我々は、その問題を解決するために、歩容評価表を作成し、信頼性と妥当性について報告してきた¹⁹⁾。

我々が作成した歩容評価表は、25項目で構成され、1項目の選択肢は2ないし3である。合計点数は25点～72点数となり、点数が高い程正常からの逸脱が多いと判断できる。観察項目は、初期接地の膝関節/足接地、荷重応答期～立脚中期(MSt)での膝関節、MStでの体幹/骨盤/膝関節、立脚終期(TSt)での股関節/足関節/慎重さ、麻痺側の立脚時間、麻痺側への重心移動量、遊脚初期(ISw)～遊脚中期(MSw)での膝関節、ISwでの外旋、MSw～遊脚終期(TSw)の体幹(前後・側方)/骨盤挙上/分回し/足関節/非麻痺側への重心移動量、TSwでの骨盤、非麻痺側/麻痺側の歩幅、麻痺側のクリアランス、杖の使用、歩隔である。

作成した歩容評価表を採点した理学療法士から意見を聞くと、判断に迷う観察項目がいくつか存在することがわかった。そこで、判断に迷いやすい観察項目の評価基準の変更を行うこととした。

観察項目の評価基準変更の妥当性を証明するために、歩行パラメーターとの相関関係の変化を利用することとした。我々は、歩容評価表合計点と10m歩行時間、歩数は高い相関を示すことを報告している⁴⁵⁾。そこで、歩容評価表の観察項目の変更の妥当性を確認する指標として10m歩行時間および10m歩行歩数を測定することとした。

本研究では、変更前と変更後の観察項目で、評価結果と歩行パラメーターとの関係を明らかにし、変更の妥当性を示すことを目的とした。

2.方法

2.1 対象

脳卒中患者を対象とし、次の条件を満たす者を測定した。①回復期病棟に入院している脳卒中患者(急性期治療後発症2ヵ月以内に入院し、入院後150日以内の者)、②発症前の modified Rankin Scale が1以下の者、③装具・補助具の使用を問わず歩行自立～近位監視で20m以上連続歩行が可能な者、④本研究の趣旨を理解し同意が得られる者。被検者は57名(男性37名、女性20名)となった。年齢は 62.2 ± 11.2 歳、発症からの経過期間は 90.9 ± 39.9 日であった。病型は脳出血が28名、脳梗塞が29名であった。詳細は(表9)に示す。

表9 対象者の基本情報

項目	値
性別(人)	
男性	37
女性	20
年齢(歳)	62.2 ± 11.2
発症からの経過期間(日)	90.9 ± 39.9
麻痺側(人)	
右	23
左	34
病型(人)	
脳出血	28
脳梗塞	29
Brunnstrom stage(人)	
III	17
IV	10
V	14
VI	16

2.2 項目の変更

次の観察項目を変更することとした。観察項目の選定は、歩容評価表を使用した理学療法士の意見を参考に、筆頭著者が決定した。

杖の使用, 非麻痺側歩幅, 麻痺側歩幅, TS_w 骨盤回旋, MSt 体幹前傾/後傾, MS_w 体幹前傾/後傾, IS_w~MS_w 膝関節屈曲の7項目とした。

杖の使用, TS_w 骨盤回旋, MSt 体幹前傾/後傾, MS_w 体幹前傾/後傾, IS_w~MS_w 膝関節屈曲の5項目については、採点時に迷いが生じやすいと項目と判断した。

TS_w 骨盤回旋および MSt と MS_w の体幹前傾/後傾は、判断基準を3段階から2段階に減らした。

杖の使用と IS_w~MS_w 膝関節屈曲は、判断基準の内容をわかりやすく変更した。非麻痺側と麻痺側の歩幅については、歩幅の大きい者を評価できないという問題があったため、判断基準を3段階から4段階へ増やした。判断基準の設定は、筆頭著者が行った。観察項目について、変更前の判断基準と変更後の判断基準を並べて提示する(表 10)

表 10 変更前と変更後の歩容観察項目

杖の使用(変更前)	
1. 杖なし	
2. 最小限の杖の使用	杖への荷重は最小限に、任意に使用。 前方へ重心移動するときに四点杖では足が動くかもしれない
3. 顕著な杖の使用	杖への荷重、杖を通して重心移動
杖の使用(変更後)	
1. 杖なし	
2. 最小限の杖の使用	杖への荷重は最小限に、任意に使用。 2動作歩行
3. 顕著な杖の使用	杖への荷重、杖を通して重心移動 3動作歩行

非麻痺側歩幅(変更前)

1. 正常 非麻痺側の踵が接地する際に、明らかに麻痺側のつま先を越える
2. 歩幅の減少あり 非麻痺側の踵が接地する際に、麻痺側のつま先を越えない
3. 顕著な減少あり 非麻痺側の足が麻痺側足を越えないが、後方または並んで接地する

非麻痺側歩幅(変更後)

1. 歩幅が大きい 非麻痺側の踵が接地する際に、麻痺側のつま先を1足分以上越える
2. 正常 非麻痺側の踵が接地する際に、明らかに麻痺側のつま先を越える
3. 歩幅の減少あり 非麻痺側の踵が接地する際に、麻痺側のつま先を越えない
4. 顕著な減少あり 非麻痺側の足が麻痺側足を越えないが、後方または並んで接地する

麻痺側歩幅(変更前)

1. 正常 麻痺側の踵が接地する際に、明らかに非麻痺側のつま先を越える
2. 歩幅の減少あり 麻痺側の踵が接地する際に、非麻痺側のつま先を越えない
3. 顕著な減少あり 麻痺側の足が非麻痺側足を越えないが、後方または並んで接地する

麻痺側歩幅(変更後)

1. 歩幅が大きい 麻痺側の踵が接地する際に、非麻痺側のつま先を1足分以上越える
2. 正常 麻痺側の踵が接地する際に、明らかに非麻痺側のつま先を越える
3. 歩幅の減少あり 麻痺側の踵が接地する際に、非麻痺側のつま先を越えない
4. 顕著な減少あり 麻痺側の足が非麻痺側足を越えないが、後方または並んで接地する

麻痺側遊脚終期での骨盤回旋(変更前)

1. 前方 麻痺側骨盤は、踵接地のために前方へ回旋する
2. 中間位 麻痺側骨盤は中間位で姿勢は直立
3. 後退 麻痺側骨盤は非麻痺側骨盤の後方で、明らかに遅れている

麻痺側遊脚終期での骨盤回旋(変更後)

- | | |
|---------------|--------------------------------------|
| 1. 正常(前方・中間位) | 麻痺側骨盤は、踵接地のために前方へ回旋または、
中間位で姿勢は直立 |
| 2. 後退 | 麻痺側骨盤は非麻痺側骨盤の後方で、明らかに遅れている |

麻痺側立脚中期 体幹 (前傾/後傾)(変更前)

- | | |
|-------------|--|
| 1. 正常 | 直立位を保持している |
| 2. 前傾/後傾あり | 体幹の前傾/後傾あり、
足外果垂直線上に大転子があるとき、肩峰は前方あるいは後方へ
偏位している |
| 3. 顕著な前傾/後傾 | 前傾:足関節外果垂直線上に大転子があるとき、肩峰が足尖よりも
前方にある
後傾:足関節外果垂直線上に大転子があるとき、肩峰が踵より後方
にある |

麻痺側立脚中期 体幹 (前傾/後傾)(変更後)

- | | |
|------------|--|
| 1. 正常 | 直立位を保持している |
| 2. 前傾/後傾あり | 体幹の前傾/後傾あり、
足外果垂直線上に大転子があるとき、肩峰は前方あるいは後方へ
偏位している |

麻痺側遊脚中期 体幹の前傾/後傾(変更前)

- | | |
|-------------|--|
| 1. 正常 | 直立位を保持している |
| 2. 前傾/後傾あり | 体幹の前傾/後傾あり、
両側の足関節が矢状面で交差するとき、肩峰は前方あるいは後方へ偏位している |
| 3. 顕著な前傾/後傾 | 前傾:遊脚中期に肩峰が非麻痺側足尖よりも前方にある
後傾:遊脚中期に肩峰が非麻痺側踵より後方にある |

麻痺側遊脚中期 体幹の前傾/後傾(変更後)

- | | |
|------------|---|
| 1. 正常 | 直立位を保持している |
| 2. 前傾/後傾あり | 体幹の前傾/後傾あり、
両側の足関節が矢状面で交差するとき、肩峰は前方あるいは後方へ偏位している |

麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲(変更前)

- | | |
|----------|--|
| 1. 正常 | 麻痺側の膝関節屈曲は、非麻痺側と同等 |
| 2. 屈曲の減少 | 麻痺側の膝関節は屈曲(わずかな屈曲も含む)するが、
非麻痺側の膝関節屈曲より少ない |
| 3. 屈曲なし | 遊脚期を通して、膝関節は伸展位 |

麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲(変更後)

- | | |
|----------|-------------------------------|
| 1. 正常 | 麻痺側の膝関節屈曲は、非麻痺側と同等 |
| 2. 屈曲の減少 | 麻痺側の膝関節は屈曲するが、非麻痺側の膝関節屈曲より少ない |
| 3. 屈曲なし | ほとんど角度変化しない、または膝関節は伸展位 |

2.3 測定項目

2.3.1 観察項目の採点

対象者に 10m 歩行路を快適歩行速度で 1 往復してもらい、中間 5m の歩行を矢状面・前額面の 2 方向からデジタルスチルカメラ(カシオ社製 EXFH100.)で撮影した。歩行時は、日常生活あるいは歩行練習時に使用している装具・補助具を使用した。撮影したビデオ映像を観察し、筆頭著者が変更前の観察項目及び、変更した観察項目をそれぞれ採点し、歩容評価表の合計点も記録した。

2.3.2 10m 歩行時間と歩数の測定

16m 直線歩行路の中間 10m の歩行時間と歩数を計測した。測定にあたり、可能な限り速く歩行する様説明した。3 回の施行を行い、最も歩行時間が短い値を 10m 歩行時間と 10m 歩行歩数として記録した。

2.3 統計解析

各観察項目の採点結果および歩容評価表合計点と、10m 歩行時間、10m 歩数との関係をみるために、Spearman の順位相関係数を用いた。有意水準は 5%とした。統計ソフトは SPSS12.0J (SPSS Japan)を使用した。

3.結果

結果を表 11 に示す。7 つの観察項目と歩容評価表合計点全てで、有意な相関関係が認められた。10m 歩行時間と各項目および合計点は全て、相関係数が不変または、高い値となった。10m 歩行歩数は TS_w 骨盤回旋以外の項目において、不変または高い値となった。TS_w 骨盤回旋は、項目変更前が $r_s = 0.55$ 、項目変更後が $r_s = 0.54$ と 0.01 低くなった程度であった。最も相関係数の変化がみられた項目は、麻痺側の歩幅であった。

表 11 各項目および合計点と歩行パラメーターに関する Spearman の順位相関係数

		杖の使用	非麻痺側 歩幅	麻痺側歩幅	TSw 骨盤回旋
10m 歩行	変更前	0.82	0.64	0.34	0.55
時間(秒)	変更後	0.82	0.70	0.53	0.66
10m 歩行	変更前	0.68	0.68	0.38	0.55
歩数(歩)	変更後	0.68	0.78	0.62	0.54

		MSt 体幹 前傾/後傾	MSw 体幹 前傾/後傾	ISw~MSw 膝関節屈曲	歩容評価表 合計点
10m 歩行	変更前	0.54	0.49	0.53	0.84
時間(秒)	変更後	0.54	0.50	0.58	0.84
10m 歩行	変更前	0.57	0.49	0.44	0.75
歩数(歩)	変更後	0.57	0.54	0.48	0.77

全て $p < 0.05$

4.考察

歩行観察項目の評価基準変更は、評価の妥当性を損なわないもしくは、評価の妥当性が増す結果となった。特に、非麻痺側歩幅および麻痺側歩幅については、他の項目よりも相関係数が高くなっていた。方法でも述べたとおり、変更前の評価基準では、歩幅の大きい者を評価できないという問題があった。当然ながら歩幅が大きいと、10m歩行歩数は少なくなる。従って、評価基準の変更により、歩幅が大きい者を評価することができ、歩行パラメーターの相関係数が高くなったといえる。

一方で、その他の項目は、採点時に迷いが生じやすいと項目であり、評価基準をわかりやすく変更した項目である。歩幅のように新しい基準を設けてはいないため、相関係数は大きく変化はみられなかった。唯一変更後に、相関係数が低くなった 10m歩行歩数とTSw 骨盤回旋についても、相関係数は0.01しか変化なく、ほぼ変化はないと判断する。従って、評価内容は変更前のものと大きく変わらず、内容が損なわれていないと

いえる。

本研究の限界として、評価者が筆頭著者のみであり、評価内容を熟知しているため、歩行パラメーターとの相関係数が不変または高くなった可能性は否定できない。特に、歩幅以外の 5 項目については、評価基準をわかりやすく変更したものであり、今後は検者間・検者内信頼性を測定する必要がある。

研究 4: 新しい歩容評価表の検者間信頼性の検討

1.はじめに

我々は、歩行観察評価を客観的なものとするべく、歩容評価表を作成してきた。歩行観察が客観的な評価とならない理由として、信頼性や正確性の問題がある。

脳卒中患者に対して用いられる歩容評価表はいくつか報告されている。

Tinetti¹⁰⁾が高齢者を対象として作成した Tinetti mobility score は、バランスと歩行の評価から構成される。歩行の評価は Tinetti gait assessment と呼ばれ、9項目の評価で構成され、脳卒中患者に用いた報告もある¹¹⁾。Kegelmeyerら⁴⁶⁾は、Tinetti mobility score の検者間信頼性を測定し、合計点は ICC で 0.87 であったと報告している。

Rodriquez ら¹³⁾が脳卒中患者を対象として作成した、Wisconsin gait scale は、14項目の評価で構成されている。各項目の検者間信頼性は、ケンドールの一致係数で 0.44~0.85 と報告されている。

Lordら¹⁴⁾が神経疾患を対象として作成した、Rivermead Visual Gait Assessment は、20項目で構成されている。検者間信頼性は、合計点がケンドールの一致係数において 0.84 であったと報告している。脳卒中患者に対しても用いられている¹⁵⁾。

Daly ら¹⁶⁾が脳卒中患者を対象として作成した Gait Assessment and Intervention Tool は、31項目で構成されている。合計点の検者間信頼性は、ICC で 0.83 であると報告している。

いずれも、検者間信頼性について報告しているが、その評価表の使用方法をどのように説明し、練習したかは明確に記されていない。また、検者間信頼性は各項目で検討したものと、合計点で検討したものがあり、一様な解釈が困難である。そこで、我々は上述の歩容評価表のうち3点について、検者間信頼性を確認した¹⁸⁾。しかし、評価基準が明確ではない項目や記載された評価基準では解釈が分かれる項目があり、一致度は低い結果となった。一般的に利用可能な評価表を作成するためには、経験者や作成者から説明を受けなくても、誰もが利用可能で、明確な評価基準を定めることが必要である。

そこで本研究では、歩容評価表の使用に関する説明書を定め、説明書を利用して

評価表の評価基準を理解させた上で、歩容評価表の検者間信頼性を確認することを目的とした。歩容評価表は研究 3 で改訂した新しい歩容評価表(以下、歩容評価表)を用いた。

2.方法

2.1 対象

2.1.1 検査者

弘前市内に勤務する理学療法士で、本研究への協力が得られた4名(男性1名,女性3名)を検査者とした。平均臨床経験年数は11年(6年~19年)であった。

2.1.2 被検者

次の条件を満たす者を被検者とした。①回復期リハビリテーション病棟に入院している脳卒中患者,②発症前の modified Rankin Scale が1以下の者,②装具・補助具の使用を問わず歩行自立~近位監視で20m以上連続歩行が可能な者,③本研究の趣旨を理解し同意が得られる者。被検者は14名(男性10名,女性4名)となった。

2.2 歩行映像の撮影

被検者に10m歩行路を快適歩行速度で1往復してもらい,中間5mの歩行を矢状面・前額面の2方向からデジタルスチルカメラ(カシオ社製 EXFH100)で撮影した。歩行撮影時は転倒の危険性を考慮して,理学療法士1名が付き添って歩行させた。歩行時は,日常生活あるいは歩行練習時に使用している装具・補助具を使用させた。歩行映像は,ノート型のパーソナルコンピュータ(NEC社製 LS550/C; 15-インチ・ディスプレイ; OS: Windows 7.)へ取り込んだ。

2.3 歩容評価表の採点

検査者には,資料「歩容評価表の図解」を参照させ,歩容評価表(表12)について理解させた。次に,4名分の被検者の歩行映像を観察させ,歩容評価表の使用を練

習させた。練習中は、資料の参照は自由とした。練習用の歩行映像には、解答を準備した。検査者には誤っている項目を確認させ、歩行映像を再度観察させた。その後、10名分の歩行映像を観察させ、歩容評価表を採点させた。10名分を採点している時は、資料の参照は禁止とした。検査者には周囲に人がいない静かな環境で、1人で評価を実施してもらった。検査者には、歩行映像は、音声・動画再生ソフトウェアである Windows media player バージョン 12 (Microsoft 社) で動画ファイルを再生 (全画面表示) した。歩行映像の観察にあたり、動画の再生回数は自由とし、判断のつかない部位は一時停止して確認してもよいこととした。また、歩行中に歩容のばらつきがある場合は、一番悪い状態を評価するよう定めた。また、歩容の逸脱があるかどうか悩むほどわかりにくい、わずかな逸脱は「逸脱なし」と判断して構わないことを取り決めた。練習時の歩行映像と、採点時の歩行映像の被検者の基礎情報について表 13 にまとめた。

表 12 歩容評価表

麻痺側初期接地 (IC) : 脚が地面に接触する瞬間	
1 麻痺側初期接地 膝関節の屈伸	
1. 正常	中間位 (0°~5°)
2. 屈曲/過伸展あり	屈曲位/過伸展
2 麻痺側初期接地	
1. 踵接地	初期接地は踵
2. 足底接地	足全体で体重を分散し足底で接地する
3. 踵接地なし	爪先や、足部側面で接地する
麻痺側荷重応答期 (LR) : 麻痺側 IC から非麻痺側脚が地面から離れるまで	
3 麻痺側荷重応答期~立脚中期 膝関節の屈伸	
1. 正常	15°屈曲位から中間位 (伸展位) へ
2. 急激な伸展あり	屈曲位から急激に伸展する
3. 屈曲/伸展位で変化なし	屈曲位あるいは伸展位のまま変化しない
麻痺側立脚中期 (Mst) : 非麻痺側脚が地面から離れた瞬間から麻痺側踵が床から離れる瞬間まで	

4	麻痺側立脚中期 体幹（前傾/後傾）	
1. 正常	直立位を保持している	
	体幹の前傾/後傾あり、	
2. 前傾/後傾あり	足外果垂直線上に大転子があるとき、肩峰は前方あるいは後方へ偏位している	
5	麻痺側立脚中期 骨盤の側方変位	
1. 正常	立脚期を通して、左右へのめだった偏位なし	
2. 骨盤側方偏位あり	立脚中期に左右へ明らかな骨盤の側方偏位あり	
6	麻痺側立脚中期 膝関節の屈伸	
1. 正常	膝関節中間位(0~5°)	
2. 屈曲/過伸展あり	屈曲位/過伸展	
麻痺側立脚終期(Tst)と前遊脚期(Psw) : 足尖離地		
麻痺側踵が床から離れた瞬間から麻痺側つま先が床から離れる瞬間まで		
7	麻痺側立脚終期と前遊脚期 股関節伸展	
1. 非麻痺側と等しい	踵離地の間、非麻痺側と同等に伸展し、TstとPswの間体幹が直立位を維持する	
2. 股関節伸展の減少あり	股関節は少なくとも中間位、非麻痺側より伸展は減少	
3. 顕著な減少あり	体幹前傾し、足尖離地では股関節屈曲位	
8	麻痺側立脚終期と前遊脚期 足関節底屈の減少	
1. 正常	非麻痺側と同程度の足関節底屈(蹴り出し)が認められる	
2. 底屈の減少あり	非麻痺側よりも足関節底屈(蹴り出し)が減少している	
3. 顕著な減少あり	足尖離地、または蹴り出しがない。非麻痺側接地に伴い受動的に踵が浮く程度	
9	麻痺側立脚終期と前遊脚期 慎重さ(麻痺側足が前進する前のためらい、休止)	
1. なし	ためらいはなく前方へ勢いよく振り出す	
2. わずか	足尖離地前に減速する	
3. 顕著なためらい	足尖離地前に休止する	
麻痺側立脚相		

10	麻痺側立脚時間	<p>単脚支持時に、非麻痺側肢と比べ、麻痺側肢で同等の時間を費やしている</p> <p>1. 等しい</p> <p>単脚支持時に、非麻痺側肢の時間と比較して、麻痺側肢の単脚支持時間は短い</p> <p>2. 等しくない</p> <p>単脚支持時間は、非麻痺側が前進する為にごくわずかな時間しか費やしていない</p> <p>3. 顕著に短い</p>
11	麻痺側への重心移動(杖の有無は問わず)	<p>1. 正常な重心移動 麻痺側足内側からの垂直線と頭部と体幹が交わる。</p> <p>2. 重心移動の減少あり 麻痺側足上まではいかないが、頭部と体幹が正中線と交わる</p> <p>3. 重心移動の相当な制限 頭部と体幹は正中線と交わらず、麻痺側方向へ最小限の重心移動</p>
麻痺側遊脚初期: 麻痺側つま先が床から離れた瞬間から両側の足関節が矢状面で交差するまで		
12	麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲	<p>1. 正常 麻痺側の膝関節屈曲は、非麻痺側と同等</p> <p>2. 屈曲の減少 麻痺側の膝関節は屈曲するが、非麻痺側の膝関節屈曲より少ない</p> <p>3. 屈曲なし ほとんど角度変化しない、または膝関節は伸展位</p>
13	麻痺側遊脚初期での外旋(つま先の向きで判断)	<p>1. 非麻痺側と同等 非麻痺側と同程度の外旋角度</p> <p>2. 外旋の増加 外旋は 45°より小さいが、非麻痺側よりも大きい</p> <p>3. 顕著な外旋の増加あり 外旋は 45°より大きい</p>
麻痺側遊脚中期 (Msw) と遊脚終期 (Tsw): 麻痺側遊脚中期両側の足関節が矢状面で交差する瞬間から麻痺側初期接地まで		
14	麻痺側遊脚中期 体幹の前傾/後傾	<p>1. 正常 直立位を保持している</p> <p>2. 前傾/後傾あり 体幹の前傾/後傾あり、両側の足関節が矢状面で交差するとき、肩峰は前方あるいは後方へ偏位している</p>
15	麻痺側遊脚中期 体幹側方傾斜(麻痺側/非麻痺側)	<p>1. 正常 遊脚期を通して直立位を保持</p>

2. 側方傾斜あり	遊脚中期に、体幹の側方傾斜あるが頭部は傾斜側の足部垂直線上
3. 顕著な側方傾斜あり	遊脚中期に、体幹の側方傾斜があり、 傾斜側の足部垂直線上より外側へ頭部が移動する
16 麻痺側遊脚中期での骨盤挙上	
1. なし	遊脚の間、骨盤はわずかに下がる
2. 骨盤挙上あり	遊脚の間、骨盤は挙上される
3. 顕著な骨盤挙上あり	遊脚の間、わずかに股関節屈曲し、体幹側方の筋を短縮させ、骨盤を 挙上する
17 麻痺側遊脚中期での分回し(麻痺側踵の軌跡を観察)	
1. なし	遊脚の間、非麻痺側足と同程度に麻痺側足は内転する
2. 中等度の分回し	遊脚の間、足1足分程度麻痺側足を内転または外転させ分回しする
3. 顕著な分回し	遊脚の間、足1足分よりも大きく麻痺側足を分回しする
18 麻痺側遊脚中期 過剰な足関節底屈	
1. 正常	底背屈中間位あるいは背屈位
2. 足関節底屈あり	足関節底屈位
3. 顕著な足関節底屈あり	あきらかに足関節底屈位で、つま先が床にひっかかることがある
19 非麻痺側への重心移動(杖の有無は問わず)	
1. 正常な重心移動	非麻痺側足内側からの垂直線と頭部と体幹が交わる
2. 重心移動の減少あり	非麻痺側足上まではいかないが、頭部と体幹が正中線と交わる
3. 重心移動の相当な制限	頭部と体幹は正中線と交わらず、非麻痺側方向へ最小限の重心移動
麻痺側遊脚終期(Tsw):麻痺側下腿が床に対し直角になった瞬間から麻痺側 IC まで	
20 麻痺側遊脚終期での骨盤回旋(麻痺側 ASIS を観察)	
1. 正常(前方・中間位)	麻痺側骨盤は、踵接地のために前方へ回旋または、中間位で姿勢は 直立
2. 後退	麻痺側骨盤は非麻痺側骨盤の後方で、明らかに遅れている
歩幅とクリアランス	
21 非麻痺側歩幅(画面中央付近の歩行周期で判断する)	

- | | |
|------------|--------------------------------|
| 1. 歩幅が大きい | 非麻痺側の踵が接地する際に、麻痺側のつま先を1足分以上越える |
| 2. 正常 | 非麻痺側の踵が接地する際に、明らかに麻痺側のつま先を越える |
| 3. 歩幅の減少あり | 非麻痺側の踵が接地する際に、麻痺側のつま先を越えない |
| 4. 顕著な減少あり | 非麻痺側の足が麻痺側足を越えないが、後方または並んで接地する |

22 麻痺側歩幅(画面中央付近の歩行周期で判断する)

- | | |
|------------|--------------------------------|
| 1. 歩幅が大きい | 麻痺側の踵が接地する際に、非麻痺側のつま先を1足分以上越える |
| 2. 正常 | 麻痺側の踵が接地する際に、明らかに非麻痺側のつま先を越える |
| 3. 歩幅の減少あり | 麻痺側の踵が接地する際に、非麻痺側のつま先を越えない |
| 4. 顕著な減少あり | 麻痺側の足が非麻痺側足を越えないが、後方または並んで接地する |

23 麻痺側クリアランス

- | | |
|--------------|------------------|
| 1. 正常 | 遊脚期の間、引きずりなし |
| 2. わずかに引きずり | 遊脚期の初めに、わずかに引きずる |
| 3. 顕著な引きずりあり | 遊脚期のほとんどの間引きずる |

全体

24 杖の使用

- | | |
|-------------|-------------------------|
| 1. 杖なし | |
| 2. 最小限の杖の使用 | 杖への荷重は最小限に、任意に使用。2動作歩行。 |
| 3. 顕著な杖の使用 | 杖への荷重、杖を通して重心移動。3動作歩行。 |

25 歩隔(麻痺側足尖離地と前足の間隔。踵の間隔を観察。)

- | | |
|--------|--------------|
| 1. 正常 | 両足の上に1足分の歩隔 |
| 2. 中等度 | 両足の上に2足分の歩隔 |
| 3. 広い | 両足の間は2足分より広い |

表 13 被検者の基礎情報

	年齢	性別	下肢 Br.S	10m 歩行時間
練習時	65	男	3	27.96
	60	男	5	6.34
	59	男	4	19.78
	48	男	5	5.10
採点時	71	男	3	15.48
	65	女	5	16.43
	63	女	5	9.40
	63	女	6	6.50
	46	男	3	8.93
	62	男	5	11.15
	82	男	4	11.84
	63	男	6	6.05
	71	男	6	6.91
51	女	5	20.70	

2.4 統計解析

検者間信頼性は、各観察項目の採点結果について、ケンドールの一致係数および κ 係数、歩容評価表合計点について級内相関係数(ICC)を用いた。有意水準は 5% とした。統計ソフトは、R バージョン 2.8.1 (CRAN,Free ware)を用いた。

3.結果

3.1 検者間信頼性

各項目の検者間信頼性は、ケンドールの一致係数で 0.41~1.00, κ 係数で 0.43~1.00 であった。有意水準が 5%より大きい項目も存在した。詳細は表 14 に示す。また合計点の検者間信頼性は ICC (2, 1)を用いて、0.84(95%信頼区間:0.60~0.96)であった。

表 14 歩容評価表の各項目の検者間信頼性

観察項目	W 係数	κ 係数
麻痺側初期接地 膝関節の屈伸	0.61*	0.67*
麻痺側初期接地	0.56*	0.43*
麻痺側荷重応答期～立脚中期 膝関節の屈伸	0.77*	0.77*
麻痺側立脚中期 体幹	0.65*	0.72*
麻痺側立脚中期 骨盤の側方変位	0.57*	0.53*
麻痺側立脚中期 膝関節の屈伸	0.38	0.52*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 股関節伸展	0.74*	0.57*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 足関節底屈の減少	0.64*	0.52*
麻痺側立脚終期と前遊脚期 慎重さ	0.86*	0.70*
麻痺側立脚時間	0.70*	0.70*
麻痺側への重心移動	0.72*	0.65*
麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲	0.71*	0.68*
麻痺側遊脚初期での外旋	0.83*	0.69*
麻痺側遊脚中期 体幹	0.25	0.50*
麻痺側遊脚中期 体幹側方傾斜	0.56*	0.62*
麻痺側遊脚中期での骨盤挙上	0.53*	0.56*
麻痺側遊脚中期での分回し	0.35	0.53*
麻痺側遊脚中期 過剰な足関節底屈	0.53*	0.45*
非麻痺側への重心移動	0.41*	0.58*
麻痺側遊脚終期での骨盤回旋	0.71*	0.76*
非麻痺側歩幅	0.83*	0.82*
麻痺側歩幅	0.71*	0.67*
麻痺側クリアランス	0.70*	0.64*

杖の使用	1.00	1.00
歩隔	1.00	1.00

* $p < 0.05$

4. 考察

本研究の結果から、歩容評価表を説明する資料と、4名分の歩行映像を観察し、採点を練習することで、中等度以上の検者間信頼性を保てることが明らかとなった。

研究3で改訂した項目については、研究1と比較すると非麻痺側歩幅と麻痺側歩幅は検者間信頼性の程度に向上がみられた。また、杖の使用は完全一致となった。一方で、麻痺側遊脚初期から遊脚中期の膝関節屈曲と麻痺側立脚中期の体幹は信頼性の程度に変化がみられなかった。麻痺側遊脚中期の体幹は、検者間信頼性の低下が見受けられた。

他に、改訂していない観察項目においても、研究1と比較して検者間信頼性が低下しているものがある。特に麻痺側立脚中期の膝関節の屈伸と麻痺側遊脚中期での分回しは、研究1では、いずれもかなりの一致を示していた。しかし、本研究では、ケンドールの一致係数で有意な結果ではなかった。その理由として、研究1と比較して、被検者の10m歩行時間が異なる。研究1では、10m歩行時間は平均 16.01 ± 10.86 秒に対し、本研究では平均 11.34 ± 4.85 秒であった。研究2でも述べたように、10m歩行時間が短いほど歩容の逸脱は少なくなる。逸脱の程度が少なく、判断に迷う項目になった可能性がある。また、盆子原ら⁸⁾は歩行速度が速いほど膝関節角度の観察値の誤差が大きくなることを報告している。このことから、検査者が見誤った可能性もある。そのため、結果がばらつき有意な結果とならなかったと考える。

今後は、被検者の歩行速度や麻痺の程度を統一し、検者間信頼性や検者内信頼性の変化を明らかにする必要があるだろう。

資料:歩容評価表の図解

歩容評価表の図解

評価表と併せてご覧ください

信頼性評価時の取り決め

- 動画の再生回数は自由
- 前額面・矢状面からの動画を観察
- 判断のつかない部位は停止して確認してもよい
- ばらつきがある場合は一番悪い状態を評価
- 逸脱があるかどうか悩むほどわかりにくい(わずかな)逸脱は、「逸脱なし」と判断して構わない。

1.麻痺側イニシャルコンタクト 膝関節の屈伸

1. 正常 :中間位(0° ~5°)
2. 屈曲/過伸展あり :屈曲位/過伸展



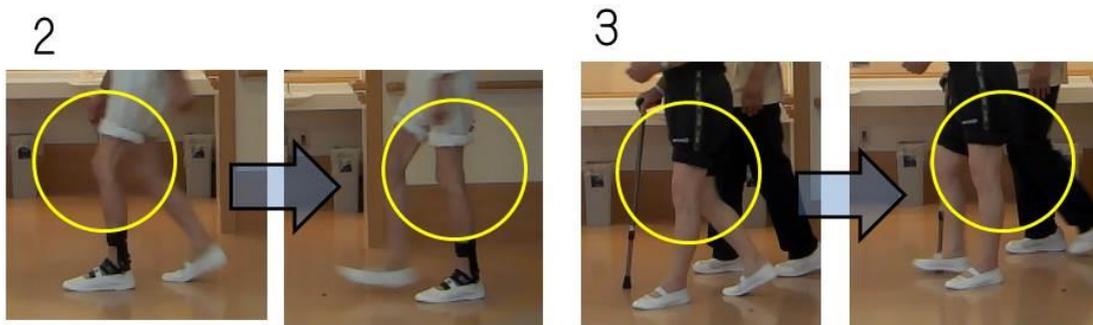
2.麻痺側イニシャルコンタクト

1. 踵接地:イニシャルコンタクトは踵
2. 足底接地:足全体で体重を分散し足底で接地する
3. 踵接地なし:爪先や、足部側面で接地する



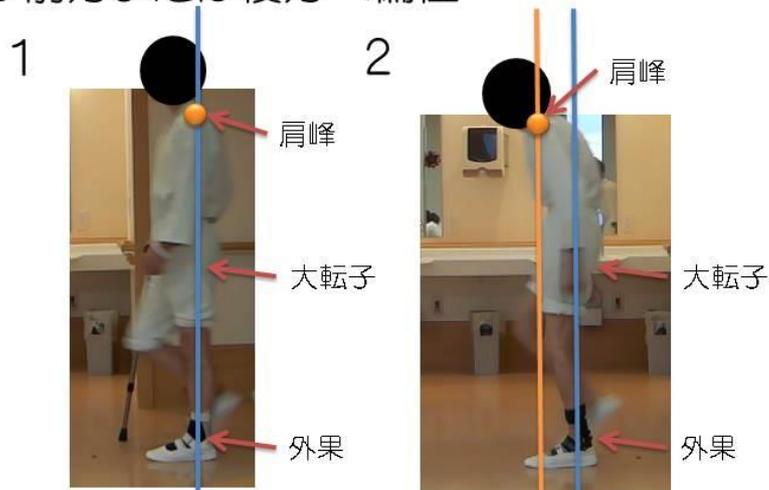
3.麻痺側ローディングレスポンス～ミッドスタンス 膝関節の屈伸

1. 正常:15° 屈曲位から中間位(伸展位)へ
2. 急激な伸展あり:屈曲位から急激に伸展する
3. 屈曲/伸展位で変化なし
:屈曲位あるいは伸展位のまま変化しない



4.麻痺側ミッドスタンス 体幹(前傾/後傾)

1. 正常:直立位を保持
2. 前傾/後傾あり
:足外果垂直線上に大転子があるとき,
肩峰が前方または後方へ偏位



5. 麻痺側ミッドスタンス 骨盤の側方変位

1. 正常

:立脚期を通して、左右へのめだった偏位なし

2. 骨盤側方偏位あり

:ミッドスタンスに左右へ**明らかな**骨盤の側方偏位あり



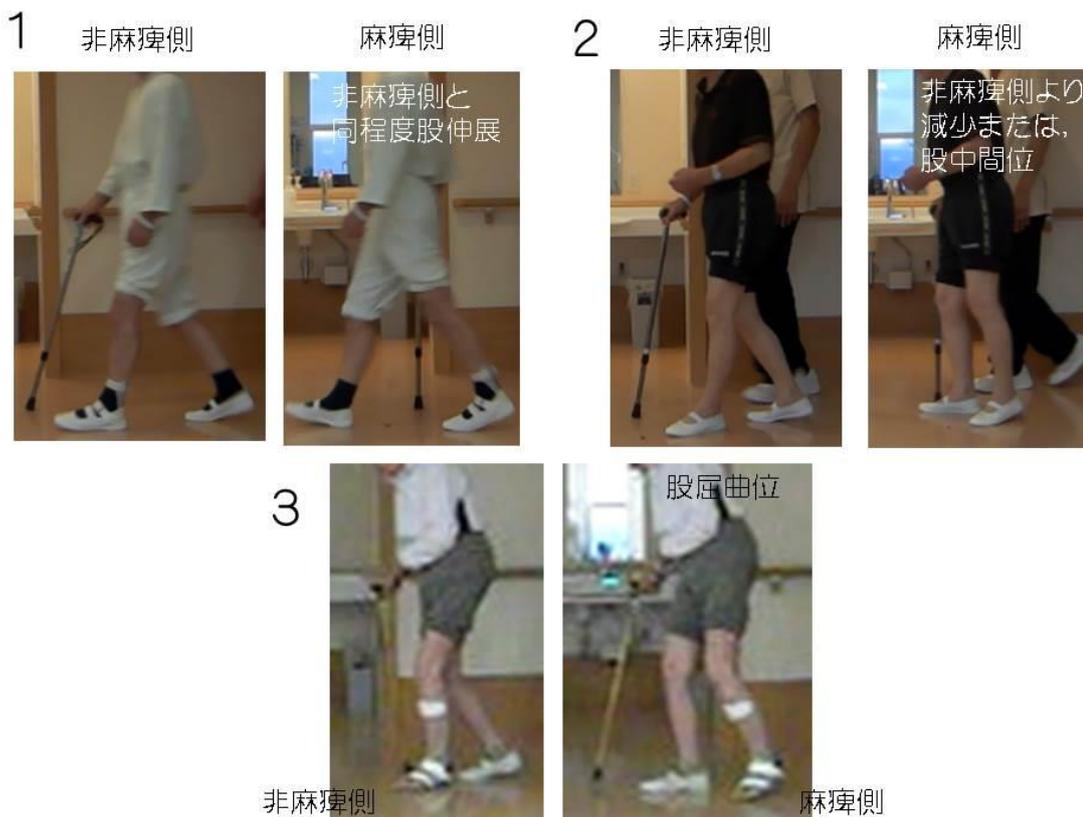
6.麻痺側ミッドスタンス 膝関節の屈伸

1. 正常:膝関節中間位(0~5°)
2. 屈曲/過伸展あり:屈曲位/過伸展



7.麻痺側ターミナルスタンスとプレスイング 股関節伸展

1. 非麻痺側と等しい
:踵離地の間、非麻痺側と同等に伸展し、
TstとPswの間体幹が直立位を維持する
2. 股関節伸展の減少あり
:股関節は少なくとも中間位、非麻痺側より伸展は減少
3. 顕著な減少あり
:体幹前傾し、足尖離地では股関節屈曲位



8. 麻痺側ターミナルスタンスとプレスイング 足関節底屈の減少

1. 正常

:非麻痺側と同程度の
足関節底屈(蹴り出し)が認められる

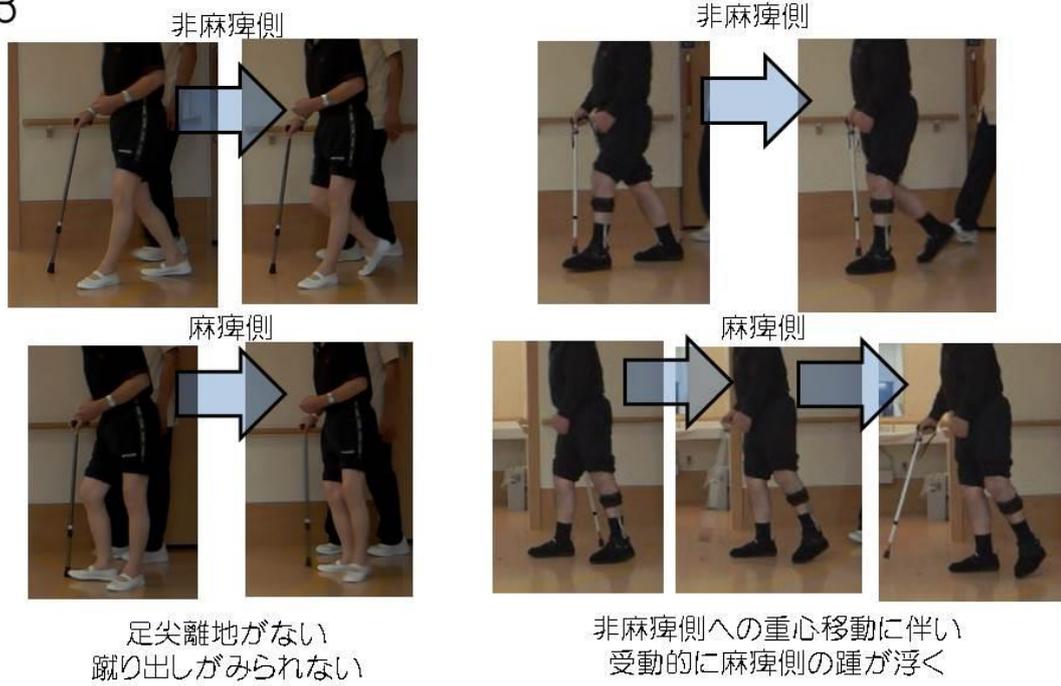
2. 底屈の減少あり

:非麻痺側よりも
足関節底屈(蹴り出し)が減少している

3. 顕著な減少あり

:足尖離地、または蹴り出しがない。
非麻痺側接地に伴い受動的に踵が浮く程度

3



9. 麻痺側ターミナルスタンスとプレスイング 慎重さ(麻痺側足が前進する前のためらい、休止)

1. なし:ためらいはなく前方へ勢いよく振り出す
2. わずか:足尖離地前に減速する
3. 顕著なためらい:足尖離地前に休止する

10.麻痺側立脚時間

1.等しい

:単脚支持時に、非麻痺側肢と比べ、
麻痺側肢で同等の時間を費やしている

2.等しくない

:単脚支持時に、非麻痺側肢の時間と比較して、
麻痺側肢の単脚支持時間は短い

3.顕著に短い

:単脚支持時間は、非麻痺側が前進する為に
ごくわずかな時間しか費やしていない

11.麻痺側への重心移動(杖の有無は問わず)

1.正常な重心移動

:麻痺側足内側からの垂直線と頭部と体幹が交わる。

2.重心移動の減少あり

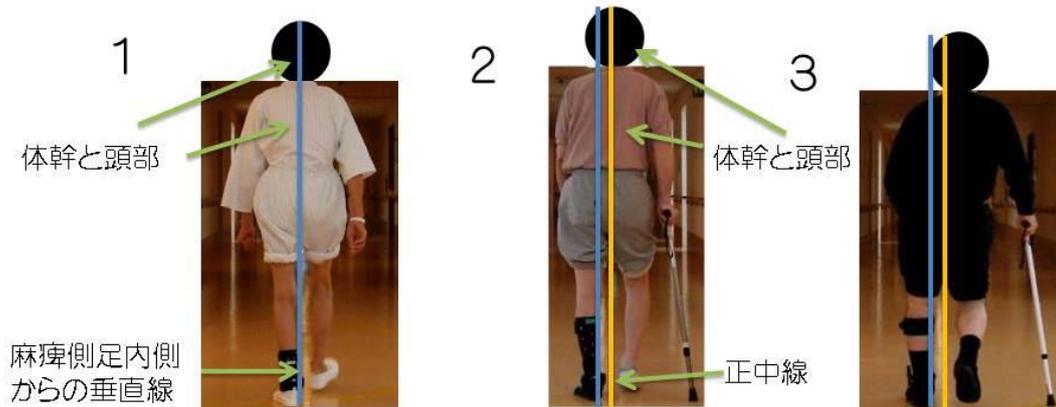
:麻痺側足上まではいかないが、
頭部と体幹が正中線と交わる

3.重心移動の相当な制限

:頭部と体幹は正中線と交わらず、
麻痺側方向へ最小限の重心移動

11.麻痺側への重心移動(杖の有無は問わず)

1. 正常な重心移動
2. 重心移動の減少あり
3. 重心移動の相当な制限



12.麻痺側イニシャルスイングからミッドスイングの膝関節屈曲

1. 正常
:麻痺側の膝関節屈曲は、非麻痺側と同等
2. 屈曲の減少
:麻痺側の膝関節は屈曲するが、非麻痺側の膝関節屈曲より少ない
3. 屈曲なし
:ほとんど角度変化しない、または膝関節は伸展位

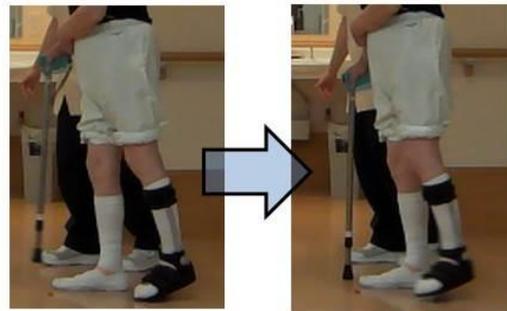
12. 麻痺側イニシャルスイングからミッドスイングの膝関節屈曲

1. 正常
2. 屈曲の減少
3. 屈曲なし

2



3



2



膝関節屈曲みられるが、
非麻痺側より減少

ほとんど角度変化しない、
もしくは膝関節伸展位

13.麻痺側イニシャルスイングでの外旋 (つま先の向きで判断)

1. 非麻痺側と同等

:非麻痺側と同程度の外旋角度

2. 外旋の増加

:外旋は45° より小さいが, 非麻痺側より大きい

3. 顕著な外旋の増加あり

:外旋は45° より大きい

13.麻痺側イニシャルスイングでの外旋 (つま先の向きで判断)

1. 非麻痺側と同等

2. 外旋の増加

3. 顕著な外旋の増加あり

2



3

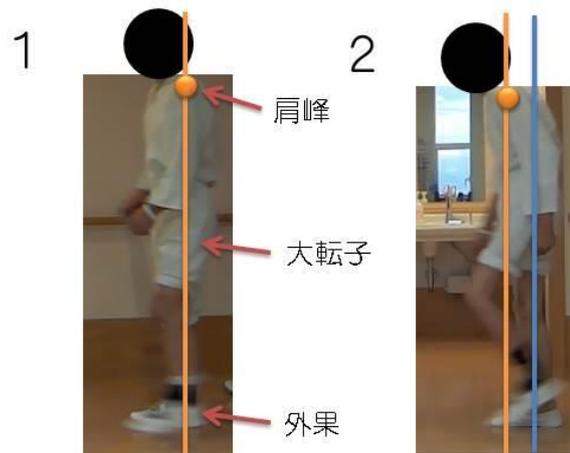


14. 麻痺側遊脚中期 体幹の前傾/後傾

1. 正常:直立位を保持

2. 前傾/後傾あり

:両側の足関節が矢状面で交差するとき,
肩峰は前方または後方へ偏位



15. 麻痺側遊脚中期 体幹側方傾斜 (麻痺側/非麻痺側)

1. 正常

:遊脚期を通して直立位を保持

2. 側方傾斜あり

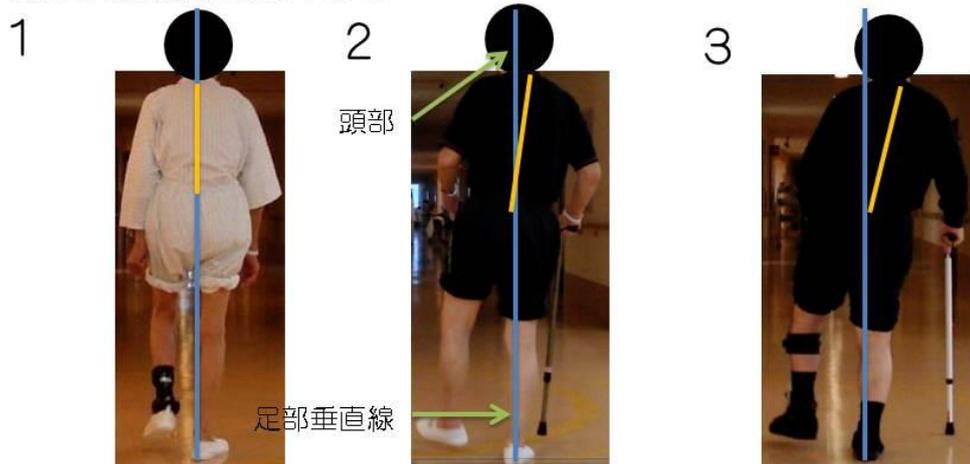
:遊脚中期に, 体幹の側方傾斜あるが,
頭部は傾斜側の足部垂直線上

3. 顕著な側方傾斜あり

:遊脚中期に, 体幹の側方傾斜あり,
傾斜側の足部垂直線上より外側へ頭部が移動

15.麻痺側遊脚中期 体幹側方傾斜 (麻痺側/非麻痺側)

1. 正常
2. 側方傾斜あり
3. 顕著な側方傾斜あり

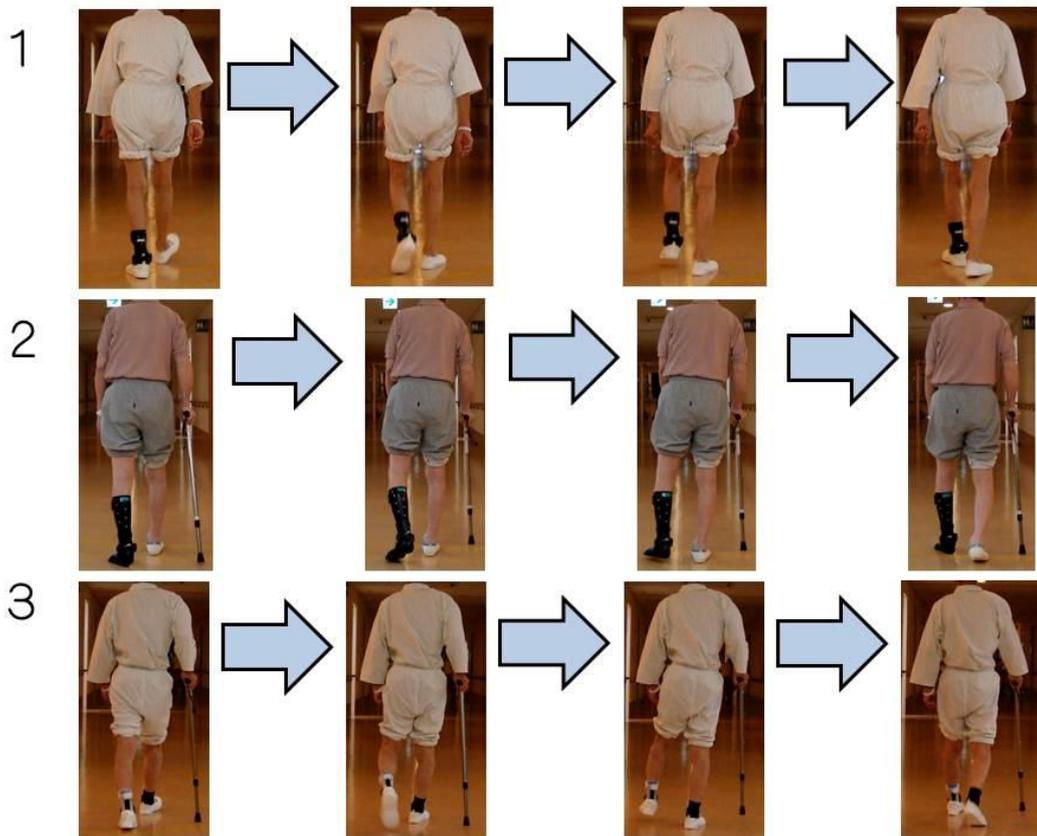


16.麻痺側遊脚中期での骨盤挙上

1. なし
:遊脚の間, 骨盤はわずかに下がる
2. 骨盤挙上あり
:遊脚の間, 骨盤は挙上される
3. 顕著な骨盤挙上あり
:遊脚の間, わずかに股関節屈曲し,
体幹側方の筋を短縮させ, 骨盤を挙上する

16. 麻痺側遊脚中期での骨盤挙上

1. なし
2. 骨盤挙上あり
3. 顕著な骨盤挙上あり



17. 麻痺側遊脚中期での分回し (麻痺側踵の軌跡を観察)

1. なし

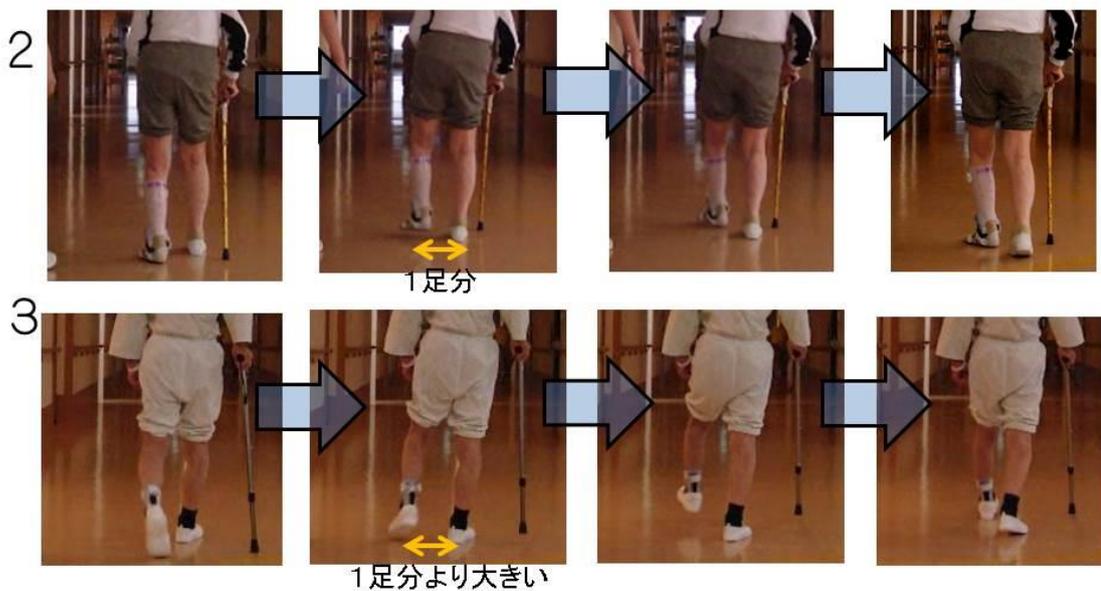
:非麻痺側と同程度

2. 中等度の分回し

:足1足分外転または内転

3. 顕著な分回し

:足1足分より大きく分回し



18.麻痺側遊脚中期 過剰な足関節底屈

1. 正常

:底背屈中間位あるいは背屈位

2. 足関節底屈あり

:足関節底屈位

3. 顕著な足関節底屈あり

:あきらかに足関節底屈位で、
つま先が床にひっかかることがある

18.麻痺側遊脚中期 過剰な足関節底屈

1. 正常

2. 足関節底屈あり

3. 顕著な足関節底屈あり

1



2



足関節底屈あり

3

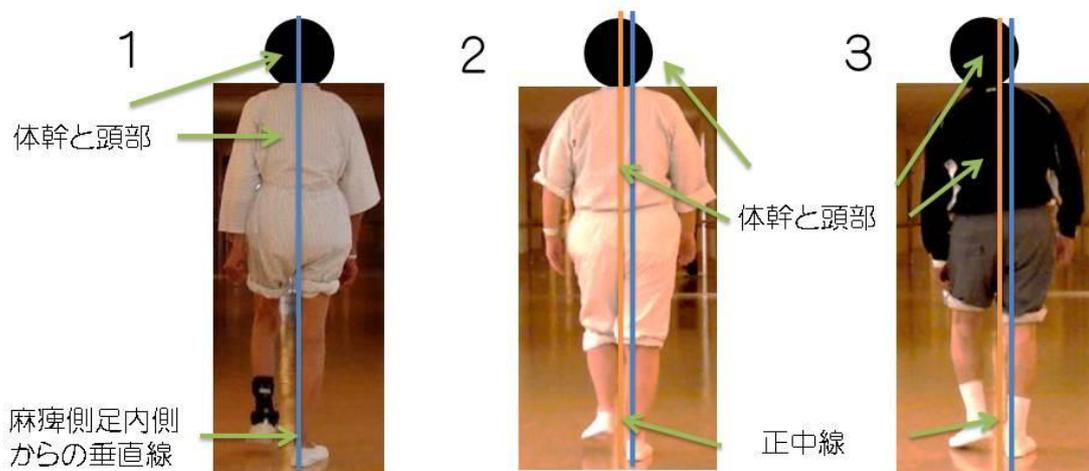


あきらかな足関節底屈
+引っかかり



19. 非麻痺側への重心移動 (杖の有無は問わず)

1. 正常な重心移動
2. 重心移動の減少あり
3. 重心移動の相当な制限



20.麻痺側ターミナルスイングでの骨盤回旋 (麻痺側ASISを観察)

1. 正常(前方または中間位)

:麻痺側骨盤は,踵接地のために
前方へ回旋または中間位で姿勢は直立

2. 後退

:麻痺側骨盤は非麻痺側骨盤の後方で
明らかに遅れている

20.麻痺側ターミナルスイングでの骨盤回旋 (麻痺側ASISを観察)

1. 正常(前方または中間位)

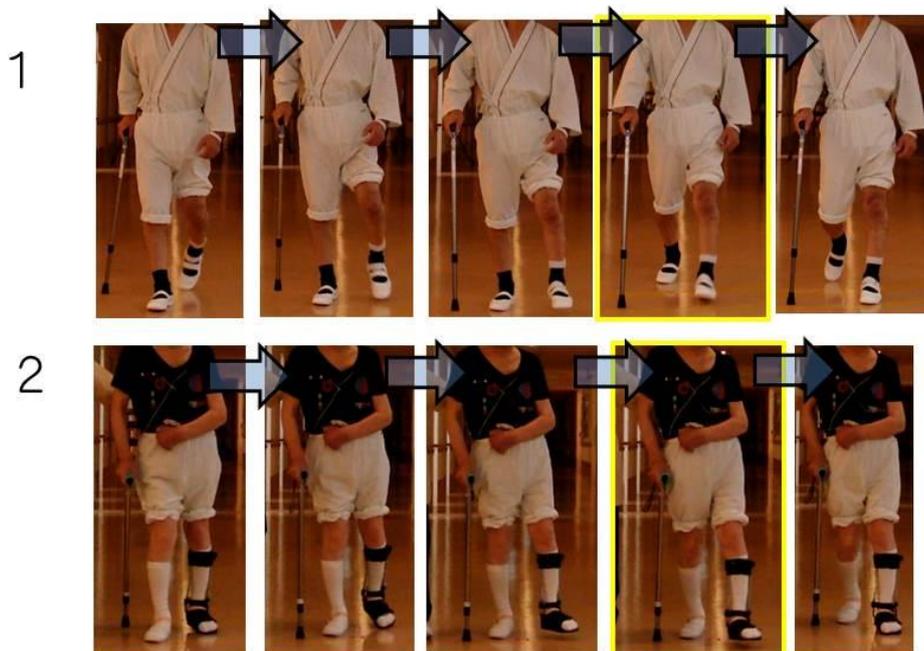
2. 後退

1



2





Tswで麻痺側
骨盤が後方

21.非麻痺側歩幅

(画面中央付近の歩行周期で判断する)

1. 歩幅が大きい

:非麻痺側の踵が接地する際に,
麻痺側のつま先を1足分以上越える

2. 正常

:非麻痺側の踵が接地する際に,
明らかに麻痺側のつま先を越える

3. 歩幅の減少あり

:非麻痺側の踵が接地する際に,
麻痺側のつま先を越えない

4. 顕著な減少あり

:非麻痺側の足が麻痺側の足を越えないが,
後方または並んで接地する

21.非麻痺側歩幅

(画面中央付近の歩行周期で判断する)

1. 歩幅が大きい
2. 正常
3. 歩幅の減少あり
4. 顕著な減少あり



22.麻痺側歩幅

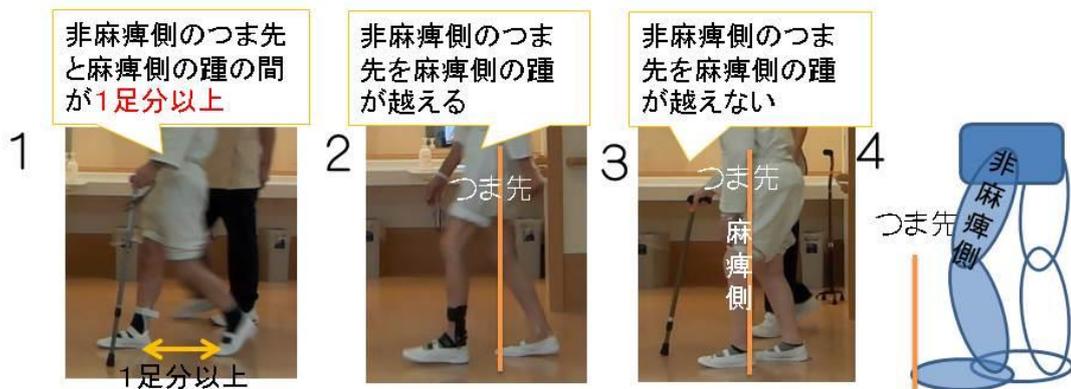
(画面中央付近の歩行周期で判断する)

1. 歩幅が大きい
:麻痺側の踵が接地する際に、
非麻痺側のつま先を1足分以上越える
2. 正常
:麻痺側の踵が接地する際に、
明らかに非麻痺側のつま先を越える
3. 歩幅の減少あり
:麻痺側の踵が接地する際に、
非麻痺側のつま先を越えない
4. 顕著な減少あり
:麻痺側の足が非麻痺側の足を越えないが、
後方または並んで接地する

22.麻痺側歩幅

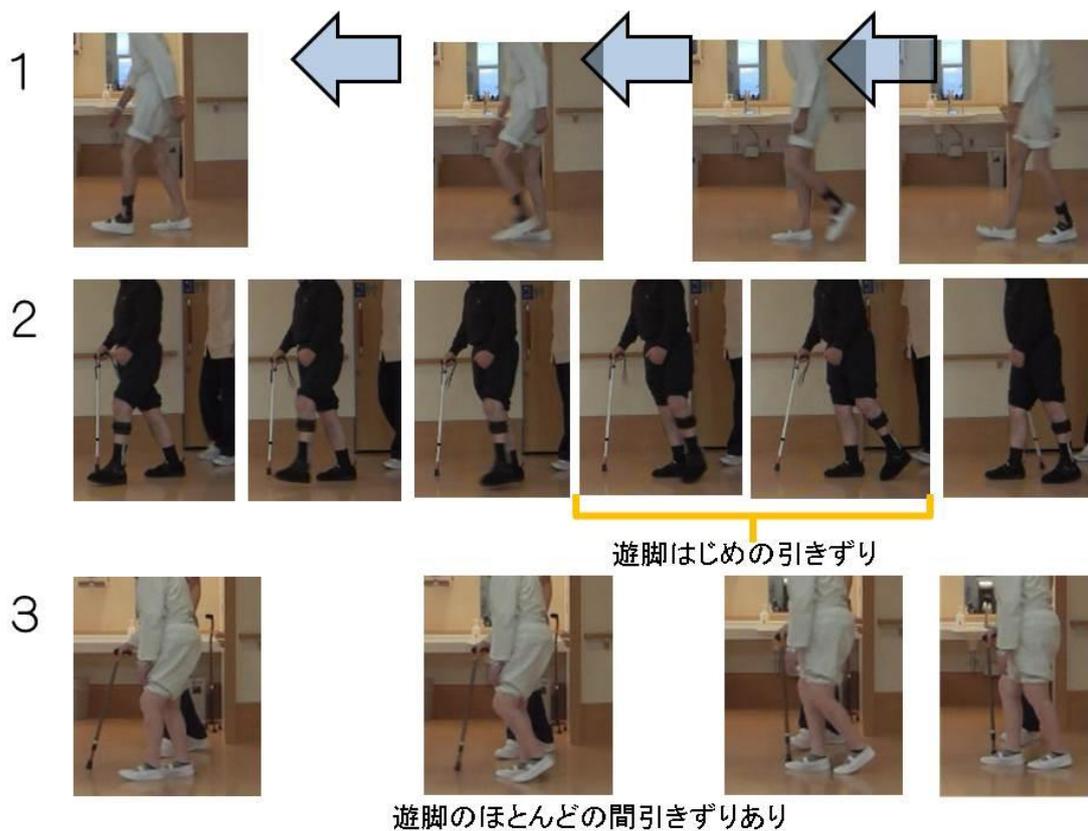
(画面中央付近の歩行周期で判断する)

1. 歩幅が大きい
2. 正常
3. 歩幅の減少あり
4. 顕著な減少あり



23.麻痺側クリアランス

1. 正常
:遊脚期の間, 引きずりなし
2. わずかに引きずり
:遊脚期のはじめに, わずかに引きずる
3. 顕著な引きずりあり
:遊脚期のほとんどの間引きずる



24.杖の使用

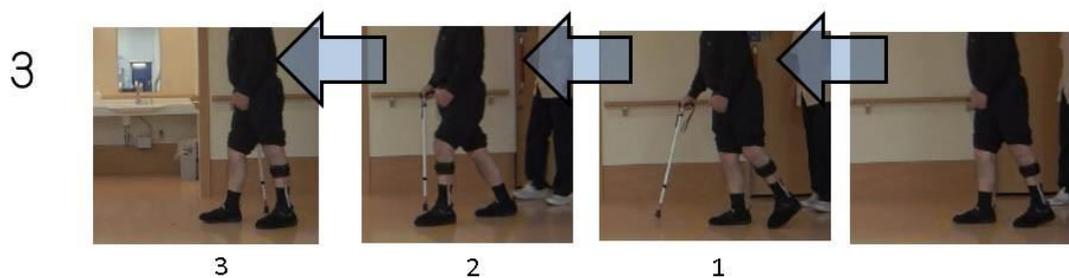
1. 杖なし

2. 最小限の杖の使用

:杖への荷重は最小限に、任意に使用。
2動作歩行

3. 顕著な杖の使用

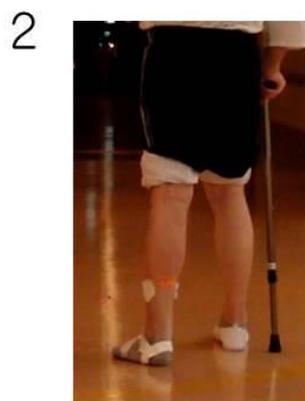
:杖への荷重、杖を通して重心移動
3動作歩行



25.歩隔

(麻痺側足尖離地と前足の間隔。踵の間隔を観察。)

1. 正常:両足の上に1足分の歩隔
2. 中等度:両足の上に2足分の歩隔
3. 広い:両足の間は2足分より広い



研究 5: 脳卒中患者の歩行所要時間に影響を及ぼす 歩容の観察項目について

1. はじめに

歩行能力を評価する指標として歩行速度がある。歩行速度は、立位バランスや膝伸展筋力といった機能障害との関連⁴⁷⁾に加え、日常生活動作や生活関連動作とも関連し²⁾、高い妥当性を有する指標として多用されている。

一方、歩行を評価する指標として歩容の観察がある。歩容の観察項目のうち、非麻痺側の立脚期の割合、立脚終期の股関節伸展角度、麻痺側歩幅、前遊脚期の延長、立脚中期の膝関節角度、遊脚中期の足関節角度。遊脚初期から遊脚中期にかけての股・膝関節角度などは歩行速度と関連がある^{23,25,48)}。これらの報告は3次元動作解析装置を用いて、関節角度や距離などを精密に計測している。

臨床場面において歩容を評価する場合は、観察による目測か、カメラを用いた撮影が多い⁵⁾。しかし、歩行中の関節角度の観察は、注目する関節の違いによって再現性が異なり、理学療法士は関節角度よりも逸脱運動の有無を観察する傾向にあることが報告されている⁸⁾。それに対して観察による歩容評価の検者間・検者内信頼性を向上させるため、歩容評価表が考案されている^{10,13,14,33,34)}。これらは、主に逸脱運動の有無・程度を観察によって評価するものである。これまでに既存の歩容評価表を統合した新しい歩容評価表を作成し、歩行所要時間に影響する歩容の観察項目を報告してきた¹⁹⁾。しかし、歩容評価表を改訂したことで、異なる結果が得られると考える。

そこで本研究では、脳卒中患者の歩行所要時間に対して、改定した新しい項目を含めた25項目の歩容の観察項目のいずれが影響するかを検討することを目的とした。

2. 研究方法

2.1 対象

筆頭著者所属の施設において初発の脳卒中と診断され入院加療した患者のうち、①回復期病棟に入院し、②装具・補助具の使用を問わず歩行自立あるいは近位監視

で 20m以上連続歩行が可能で, ③本研究の趣旨を理解し同意が得られた者 46 名 (男性 31 名, 女性 15 名)を対象とした. 年齢は 61.5 ± 11.4 歳, 発症からの経過期間は 89.6 ± 40.4 日であった. 詳細は表 15 に示す.

表 15 対象者の基礎情報

項目	値
性別(人)	
男性	31
女性	15
年齢(歳)	61.5 ± 11.4
発症からの経過期間(日)	89.6 ± 40.4
麻痺側(人)	
右	21
左	25
病型(人)	
出血	23
梗塞	23

2.2 測定方法

以下の項目の測定・評価を行った. 測定・評価は, 評価者 1 名(筆頭著者)によって行われた.

2.2.1 歩行撮影

被検者の歩行映像を撮影した. 被検者には, 10m歩行路を快適歩行速度で1往復してもらい, 中間 5mの歩行をカメラ(カシオ社製 EXFH100)で撮影した. 被検者には, 歩きやすい速さで歩行するよう指示した. カメラは三脚に水平となるように固定し, 三脚の高さは各被検者の大転子の高さとなるように設定した. カメラは, 10m歩行路の中央から側方 4.5mと, 歩行路から 1m離れた延長上の 2 箇所を設置した. 被検者が歩行路を1往復する様子を, 2 箇所から同時に撮影した. 歩行に際しては,

日常生活あるいは理学療法中に用いる歩行補助具と補装具を使用した。歩行撮影時は、転倒の危険性を考慮して、被検者の横に理学療法士1名が付き添った。歩行映像は、ノート型のパーソナルコンピュータ(NEC 社製 LS550/C; 15-インチ・ディスプレイ; OS: Windows 7.)へ取り込んだ。被検者を前方・後方から撮影した歩行映像、非麻痺側側方・麻痺側側方から撮影した歩行映像の2つの動画ファイルを作成した。

2.2.2 歩容評価

音声・動画再生ソフトウェアである Windows media player バージョン 12 (Microsoft 社)を用いた。前方・後方から撮影した歩行映像、非麻痺側側方・麻痺側側方から撮影した歩行映像をそれぞれ再生(全画面表示)した。評価者が歩行映像を観察し、歩容評価表(表 12)を用いて評価した。

2.2.3 5m 歩行時間

歩行映像から、動画解析ソフト Siliconcoach pro7 バージョン 7.0.2.2. (Siliconcoach 社)を用いて、歩行路 5m 間に要した時間を計測し、5m 歩行時間とした。5m 歩行の計測は 10m 歩行の計測と同様に歩行速度が計測できることが報告されている^{49,50)}。遊脚相にある足部が手前のテープを越えた時点から 5m 先のテープを遊脚相の足部が越えるまでの所要時間を、時間計測ツールを用いて計測した。歩行路を 1 往復するため、往路と復路でそれぞれ計測し、その平均を記録した。

2.3 統計解析

5m 歩行時間を従属変数とし、歩容の観察項目 25 項目を独立変数とした変数増減法による重回帰分析を行った。有意水準は 5%とした。統計ソフトは、SPSS12.0J (SPSS Japan)を使用した。

3. 結果

5m 歩行時間は 10.0 ± 5.4 秒であった。重回帰分析の結果を表 16 に示す。5m 歩行

時間に影響する歩容の観察項目は、TSt の慎重さ(標準偏回帰係数 $b=0.33$)、非麻痺側歩幅(0.27)、麻痺側歩幅(0.25)、杖の使用(0.31)の4項目であった。R²は0.86であり、回帰式は高い予測精度を表すことを示した。

表 16 5m 歩行時間に影響する歩容の観察項目

	偏回帰係数	標準誤差	標準偏回帰係数	有意確率(p)
定数	-4.93	1.10		0
TSt の慎重さ	2.40	0.72	0.33	0
非麻痺側歩幅	2.19	0.66	0.27	0
麻痺側歩幅	2.04	0.52	0.25	0
杖の使用	2.23	0.69	0.31	0

ANOVA $p < 0.01$; $R=0.93$, $R^2=0.86$,

自由度調整済み $R^2=0.85$, ダービンワトソン比=1.979

4. 考察

結果より、TSt の慎重さ、非麻痺側の歩幅、麻痺側の歩幅、杖の使用が歩行所要時間に影響することが明らかになった。TSt の慎重さは、麻痺側下肢が立脚相から遊脚相へ切り替える際に要する時間を観察している。慎重さが増すほど、立脚相から遊脚相への切り替えに時間を要しているため、必然的に歩行所要時間も延長する。非麻痺側歩幅は、非麻痺側の足が、どの程度麻痺側下肢よりも前に接地しているかを観察している。麻痺側歩幅もまた同様である。歩幅が大きい方が、5m間での歩数が少なく、少ない動作で歩行できるため歩行所要時間も短くなる。杖の使用は、杖なし、杖を使用し2動作歩行、杖を使用し3動作歩行と段階付けられている。3動作歩行では、左右下肢の振り出し以外に動作が多くなるため、歩行所要時間が延長する。また、杖の有無を考えると、杖を使用している者は、杖なしの者に比べ、麻痺側単脚支持で不安定さがあるだろう。麻痺側下肢機能が低下しており歩行所要時間が延長していることが想定できる。以上から、これらの観察項目の抽出は妥当な結果であると考えられる。

歩容評価表の観察項目を改訂する前の結果¹⁹⁾と比較すると、歩行時間に影響する歩容の観察項目は異なっていた。先行研究では、麻痺側のクリアランスと ISwでの外旋が選択された。麻痺側のクリアランスは、麻痺側の歩幅と関連し、麻痺側遊脚期の観察項目である。ISwでの外旋は TStの慎重さと関連し、麻痺側の立脚期から遊脚期への切り替えに関連する観察項目である。本研究ではこれらの麻痺側遊脚期に関する項目と麻痺側立脚期から遊脚期への切り替えに関する項目に加え、非麻痺側の歩幅と杖の使用が選択された。非麻痺側の歩幅と杖の使用は、どちらも麻痺側立脚期に関連する観察項目である。以上から、本研究では立脚期・遊脚期・立脚期から遊脚期への移行に関連する項目が選択され、先行研究よりも高い予測精度を示していた。歩容の観察項目の改訂により、歩行時間により影響の高い項目を抽出することができた。

本研究は横断研究であるため、抽出された観察項目が改善することで、歩行所要時間が短くなるかどうかは明らかではない。今後は、縦断研究を行い、観察項目の変化と歩行所要時間の関係や、効果的な練習内容の検討を行っていく必要がある。

研究 6: 時間的な左右対称性と歩容の関係について

1.はじめに

歩行時の左右対称性の評価は歩行速度と並び、歩行を測定するパラメーターである。左右対称性は、歩行の質を評価する⁵¹⁾。歩行時の左右対称性の評価には、遊脚時間の左右対称性を表す swing time ratio や立脚時間の左右対称性を表す stance time ratio, 麻痺側の遊脚時間/立脚時間を非麻痺側の遊脚時間/立脚時間で除した overall temporal symmetry, 歩幅の左右対称性を表す step length ratio などの種類がある^{51,53)}。

横断研究では、時間の左右対称性は、歩行速度及び麻痺側下肢の随意性、特に足部の随意性と相関し、歩行速度が 60cm/s より遅いほど、強い相関がみられたことが報告されている⁵³⁻⁵⁵⁾。

縦断研究では、歩幅の左右対称性の変化は歩行速度と関連し、時間の左右対称性の変化は麻痺側下肢への荷重量に関連したことが報告されている⁵⁶⁾。

理学療法士が、歩行に対する理学療法介入の計画を行うときは、機能障害(麻痺、筋力、痙性、感覚障害、バランスなど)や歩行パラメーター(歩行速度、左右対称性など)の測定だけではなく、歩容の観察も行われる⁶⁾。

歩容の観察も、歩行の左右対称性も歩行の質を評価する。時間や歩幅の測定は、電子歩行路など測定機器を要する⁵²⁾が、歩容観察は高価な機器が不要である。客観的な評価として、歩行の左右対称性の評価は用いられるが、臨床場面において毎日行うことができる歩容観察は、簡便で行いやすい。しかし、歩容観察評価は、信頼性に欠けることが報告されている⁹⁾。この問題に対し、我々は評価表を用いることで客観的な評価になり得ることを報告してきた^{18,19)}。

本研究では、我々が作成した歩容評価表を基に、立脚時間および遊脚時間の左右対称性と観察可能な歩容との関係を明らかにすることとした。

2.方法

2.1 対象

脳卒中患者を対象とし、次の条件を満たす者を測定した。①回復期病棟に入院している脳卒中患者(急性期治療後発症2ヵ月以内に入院し、入院後150日以内の者)、②発症前の modified Rankin Scale が1以下の者、③装具・補助具の使用を問わず歩行自立～近位監視で20m以上連続歩行が可能な者、④本研究の趣旨を理解し同意が得られる者。被検者は56名(男性37名、女性19名)となった。年齢は 61.91 ± 11.11 歳、発症からの経過期間は 90.29 ± 40.03 日であった。病型は脳出血が28名、脳梗塞が28名であった。詳細は表17に示す。

表 17 対象者の基本情報

項目	値
性別(人)	
男性	37
女性	19
年齢(歳)	61.91 ± 11.11
発症からの経過期間(日)	90.29 ± 40.03
麻痺側(人)	
右	23
左	33
病型(人)	
出血	28
梗塞	28
Brunnstrom recovery stage(人)	
III	16
IV	10
V	14
VI	16

2.2 測定

以下の項目の測定・評価を行った。測定・評価は、評価者 1 名(筆頭著者)によって行われた。

2.2.1 歩行撮影

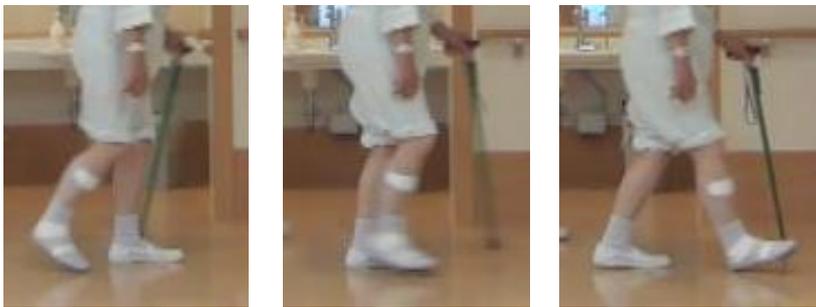
被検者の歩行映像を撮影した。被検者には、10m歩行路を快適歩行速度で1往復してもらい、中間 5mの歩行をカメラで撮影した。被検者には、歩きやすい速さで歩行するよう指示した。カメラは三脚に水平となるように固定し、三脚の高さは各被検者の大転子の高さとなるように設定した。カメラは、10m歩行路の中央から側方 4.5mと、歩行路から 1m 離れた延長上の 2 箇所を設置した。被検者が歩行路を1往復する様子を、2 箇所から同時に撮影した(図 1)。歩行に際しては、日常生活あるいは理学療法中に用いる歩行補助具と補装具を使用させた。転倒の危険性に配慮して、歩行撮影時は、被検者の横に理学療法士1名が付き添った。歩行映像は、ノート型のパーソナルコンピュータ(NEC 社製 LS550/C; 15-インチ・ディスプレイ; OS: Windows 7.)へ取り込んだ。被検者を前方・後方から撮影した歩行映像、非麻痺側側方・麻痺側側方から撮影した歩行映像の 2 つの動画ファイルを作成した。

2.2.2 立脚時間と遊脚時間の測定

立脚時間および遊脚時間は、歩行映像から測定を行った⁵⁷⁾。非麻痺側側方・麻痺側側方から撮影した歩行映像から、動画解析ソフト Siliconcoach pro7 バージョン 7.0.2.2. (Siliconcoach 社)の時間測定ツールを用いて、立脚時間、遊脚時間を測定した。測定に先立って、検者内信頼性を確認し、級内相関係数(ICC(1.1))が 0.81 以上となる測定回数で行った。図 4 に示すように、足部接地から足尖離地までを立脚時間、足尖離地から足部接地までの時間を遊脚時間とした。歩行路 5mでの全歩行周期について測定後、麻痺側、非麻痺側それぞれの平均値を求め、非麻痺側立脚時間、非麻痺側遊脚時間、麻痺側立脚時間、麻痺側遊脚時間とした。さらに、麻痺側立脚時間を非麻痺側立脚時間で除し立脚時間比とし、同様に麻痺側遊脚時間を非麻痺側遊脚時間で除し遊脚時間比とした。



立脚時間: 足部接地から足尖離地までに要した時間



遊脚時間: 足尖離地から足部接地までに要した時間

図 4 立脚時間および遊脚時間の定義

2.2.3 歩容評価

1) 歩容評価表について

脳卒中患者に対して用いられる Tinetti gait assessment, Wisconsin gait scale, Rivermead visual gait assessment の 3 つを統合, 一部改変し作成した表 12 を用いた, 研究. 歩容評価表は, 25 項目で構成され, 1 項目の選択肢は 2~4 である. 合計点数は 25 点~71 点数となり, 点数が高い程正常からの逸脱が多いと判断できる. 観察項目は, 初期接地の膝関節/足接地, 荷重応答期~立脚中期 (MSt) での膝関節, MSt での体幹/骨盤/膝関節, 立脚終期 (TSt) での股関節/足関節/慎重さ, 麻痺側の立脚時間, 麻痺側への重心移動量, 遊脚初期 (ISw)~遊脚中期 (MSw) での膝関節, ISw での外旋, MSw~遊脚終期 (TSw) の体幹(前後・側方)/骨盤挙上/分回し/足関節/非麻痺側への重心移動量, TSw での骨盤, 非麻痺側/麻痺側の歩幅, 麻痺側のクリアランス, 杖の使用, 歩隔とした.

2)歩容評価の方法

音声・動画再生ソフトウェアである Windows media player バージョン 12 (Microsoft 社)を用いた。前方・後方から撮影した歩行映像, 非麻痺側側方・麻痺側側方から撮影した歩行映像をそれぞれ再生(全画面表示)した。評価者が歩行映像を観察し, 歩容評価表(表 12)を用いて評価した。

2.3 統計解析

立脚時間比および遊脚時間比と歩容評価表合計点の関係を調べるために相関係数を求めた。

さらに, 立脚時間比および遊脚時間比に関連する歩容の観察項目を調べるために, 立脚時間比および遊脚時間比のそれぞれを従属変数とし, 歩容の観察項目を独立変数とした変数増減法による重回帰分析を行った。

有意水準は 5%とした。統計ソフトは SPSS12.0J (SPSS Japan)を使用した。

3.結果

3.1 測定値および相関係数

測定の結果, 立脚時間比は 0.89 ± 0.08 , 遊脚時間比は 1.41 ± 0.45 , 歩容評価表合計点は 38.54 ± 8.60 であった。シャピロウィルク検定の結果, いずれも正規分布していなかったため, Spearman の順位相関係数を求めた。立脚時間比と歩容評価表合計点は $rs=-0.65$, 遊脚時間比と歩容評価表合計点は $rs=0.78$ であった(図 5)。いずれも $p < 0.05$ であった。

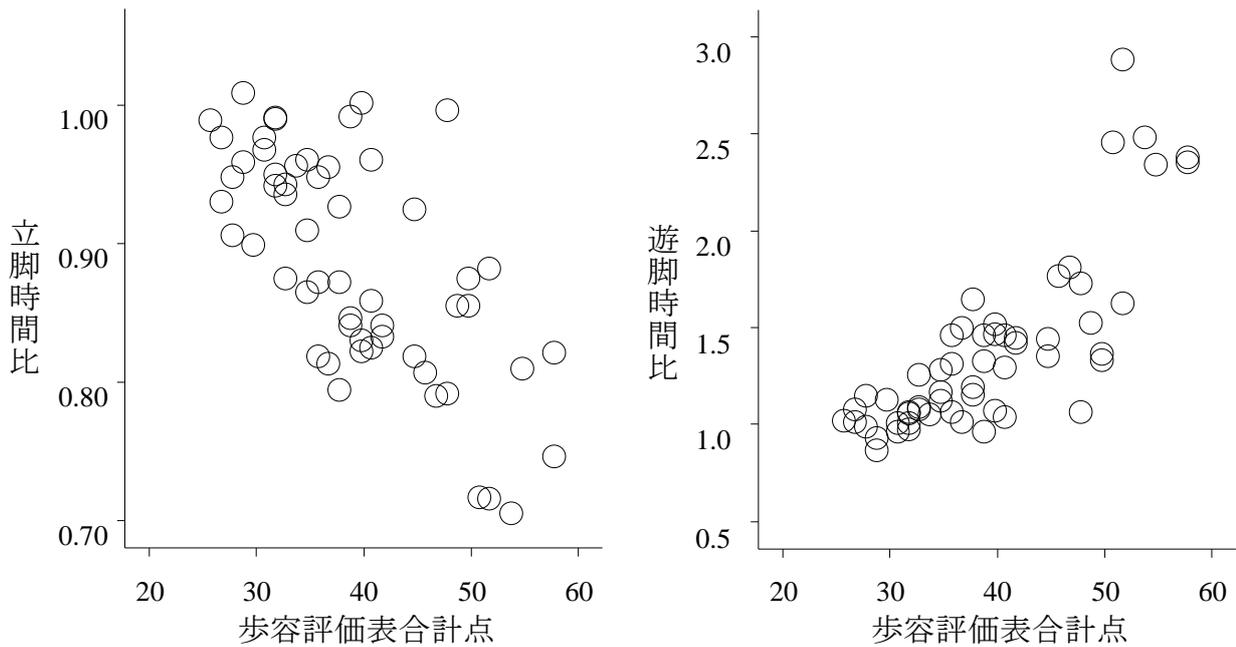


図 5 立脚時間比および遊脚時間比と歩容評価表合計点の散布図

3.2 立脚時間比および遊脚時間比に影響する歩容の観察項目

重回帰分析の結果(表 18, 19), 立脚時間比に影響する歩容の観察項目は, ISw~MSw の膝関節屈曲(標準偏回帰係数:-0.45), 立脚時間(-0.25), MSw 足関節底屈(0.23), TSt 足関節底屈(-0.29)が選択された. 続いて, 遊脚時間比に影響する歩容の観察項目は, TSt 慎重さ(0.41), 立脚時間(0.42), ISw 外旋(0.24), MSw 足関節底屈(-0.13)が選択された. それぞれ R^2 は 0.75, 0.85 と回帰式は高い予測精度が示された.

表 18 立脚時間比に影響する歩容の観察項目

	偏回帰係数	標準誤差	標準偏 回帰係数	有意確率 (p)
定数	1.04	0.02		0.00
ISw~MSw の膝関節屈曲	-0.04	0.01	-0.45	0.00
立脚時間	-0.03	0.01	-0.25	0.03
MSw 足関節底屈	0.04	0.01	0.23	0.00
TSt 足関節底屈	-0.03	0.01	-0.29	0.01

ANOVA $p < 0.01$; $R = 0.87$, $R^2 = 0.75$,

自由度調整済み $R^2 = 0.73$, ダービンワトソン比 = 2.09

表 19 遊脚時間比に影響する歩容の観察項目

	偏回帰係数	標準誤差	標準偏 回帰係数	有意確率 (p)
定数	0.46	0.09		0.00
TSt 慎重さ	0.26	0.06	0.41	0.00
立脚時間	0.30	0.06	0.42	0.00
ISw の外旋	0.13	0.04	0.24	0.00
MSw 足関節底屈	-0.12	0.06	-0.13	0.04

ANOVA $p < 0.01$; $R = 0.92$, $R^2 = 0.85$,

自由度調整済み $R^2 = 0.83$, ダービンワトソン比 = 1.86

4. 考察

結果より、歩容評価表合計点と立脚時間比、遊脚時間比は相関が認められ、歩容の正常からの逸脱が多いほど、立脚時間と遊脚時間の左右非対称性が増すことが明らかとなった。立脚時間比に比べ、遊脚時間比でより歩容評価表合計点と相関が高い。立脚時間は単脚支持期と両脚支持期を含み、遊脚時間は単脚支持時間を反映して

いる。脳卒中患者の歩行の特徴として、麻痺側単脚支持時間の短縮、麻痺側遊脚時間の延長が報告されており⁵⁸⁾、遊脚時間比は麻痺側下肢の逸脱をより反映するものと解釈する。我々の歩容評価表は、麻痺側下肢の歩容の逸脱を評価する項目が多いため、遊脚時間比との相関がより高い結果になったと考える。

また、立脚時間比および遊脚時間比ともに、TSt から MSw に関連した歩行の観察項目と、麻痺側立脚時間の観察項目が影響していた。

立脚時間比は、麻痺側立脚時間が短縮し、非麻痺側立脚時間が延長するほど非対称性が増している。遊脚時間比は、麻痺側遊脚時間が延長し、非麻痺側遊脚時間が短縮するほど非対称性が増している。

立脚時間比では、麻痺側の ISw～MSw 膝関節の屈曲減少と麻痺側の TSt 足関節底屈の減少が影響したことから、麻痺側下肢の立脚から遊脚への切り替えに時間を要し、非麻痺側立脚時間が延長していた。さらに歩行観察による麻痺側立脚時間の減少も影響し、立脚時間の非対称性が増したと考える。

一方遊脚時間比では、麻痺側の TSt 慎重さと ISw 外旋が影響していた。まず麻痺側の TSt 慎重さがある場合、本来であれば麻痺側 TSt での踵離地に非麻痺側の IC がみられるところ、踵離地前に非麻痺側の IC が起こり、非麻痺側遊脚時間の短縮がみられていたと考える。ISw 外旋がみられる場合は、ISw で麻痺側足尖が床から十分離れずに、足尖を引きずったまま麻痺側下肢の振り出しを開始している場合があり、その場合は麻痺側遊脚時間が延長する。また、立脚時間比と同様に、歩行観察による麻痺側立脚時間の減少も影響し、非麻痺側遊脚時間の短縮が起こると想定できる。以上から、これらの歩容がみられる場合に遊脚時間の左右非対称性が増していたと考える。

立脚時間比および遊脚時間比ともに影響する変数として、MSw の足関節底屈が選択されていた。しかし、**図 6** をみると、MSw 足関節底屈しているほど、立脚時間比も遊脚時間比も1に近づき、左右対称性が増す結果となっている。本研究では、日常生活あるいは理学療法中に用いる歩行補助具と補装具を使用させて歩容評価を行った。従って、MSw において足関節背屈が不十分な対象者で、歩行時に補装具が不要な者が MSw 足関節底屈の項目でかなり逸脱がみとめられた。しかし、人数は少なく立脚

時間・遊脚時間が比較的左右対称であった。一方、MSw 足関節底屈の項目が逸脱なしや逸脱が軽度の対象者が多く認められ、その中に、左右非対称性の高い対象者が存在した。従って、MSw 足関節底屈は、重回帰分析で立脚時間比および遊脚時間比に影響する変数として選択されたが、**図 6** から解釈すると関連は少ないと判断する。

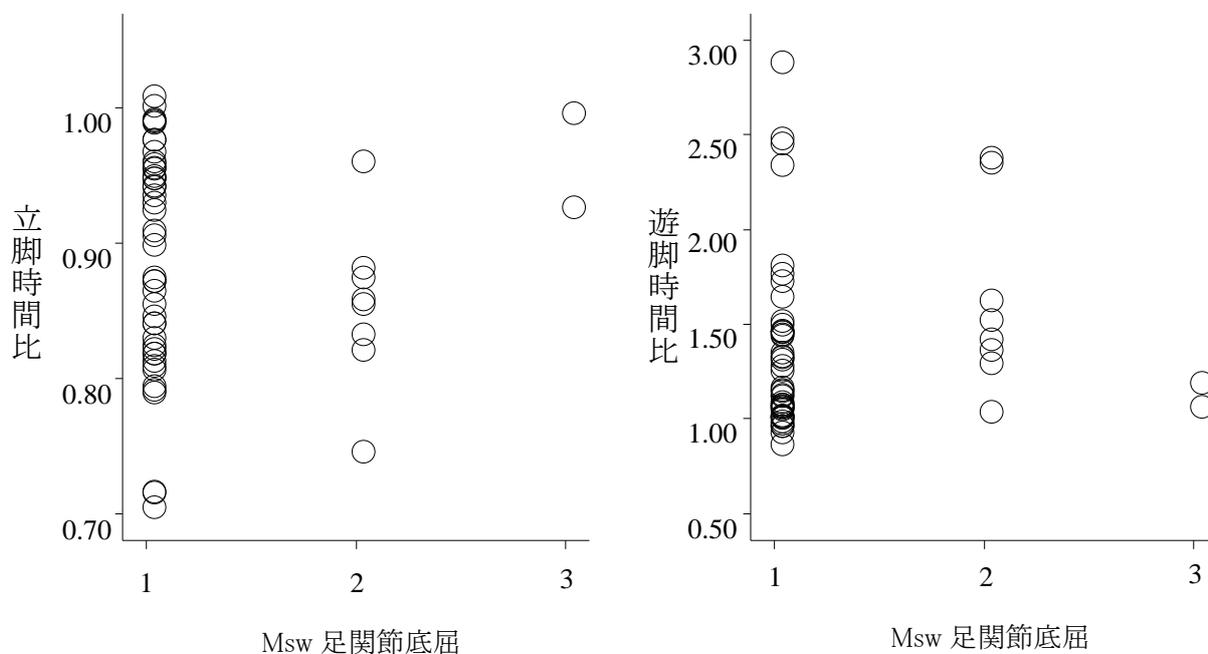


図 6 立脚時間比および遊脚時間比と MSw 足関節底屈の散布図

本研究の結果から、立脚時間比および遊脚時間比は、歩行パラメーターとして有用であるが、脳卒中患者への理学療法介入を考える際には、TSt～MSw の歩容と立脚時間を歩行観察によって客観的に評価することができるといえる。

研究 7: 回復期脳卒中患者における歩行に対する満足度と歩容観察項目との関係

1.はじめに

脳卒中患者の理学療法において、歩行に対する介入をすることが多い。その中でも脳卒中患者はさまざまな歩容を呈し、理学療法士は歩容の改善を目標とすることもしばしばみられる。しかし、理学療法士が歩容の改善を目標とする一方で、歩容の改善が脳卒中患者自身の歩行状態に対する満足度(以下、歩行の満足度)と関係しているかどうかは疑問である。ここでいう歩行の満足度とは、現在の自身の歩行状態に対する満足の度合いを表す。歩行状態とは、歩行自立度、歩行耐久性、歩行の安定性、歩容を包括した状態と定義する。こうした、脳卒中患者の歩行の満足度とそれに関連する因子を調査した研究はほとんど見られない。我々は、機能障害および歩行速度、歩容の逸脱の多さ、ADL と歩行満足度との関連を調査し、足関節底屈筋力のみが歩行満足度と関連していたことを報告した⁵⁹⁾。しかし、個々の歩容の逸脱との関連については調査を行っていない。

医療分野における帰結として、健康に関連する生活の質(以下、QOL)、つまり健康関連 QOL がある⁶⁰⁾。脳卒中患者を対象とした健康関連 QOL の評価項目としては、SF-36^{61,62)}、Euro Qol^{62,63)}、Visual Analogue Scale^{64,65)}(以下、VAS)等が用いられる。このうちVASは、疼痛評価に用いられる評価法⁶⁵⁾だが、健康関連QOLや、治療に対する満足度⁶⁶⁾、気分の評価⁶⁷⁾等、幅広い使用例が報告されている。また、比較的簡便で評価しやすい特徴を持っている。そこで、歩行の満足度の評価方法として、VASを使用することにした。

本研究の目的は、回復期病棟に入院している脳卒中患者における歩行の満足度に対し、関連する歩容の観察項目を明らかにすることである。

2.研究方法

2.1 対象

回復期リハビリテーション病棟に入院する脳卒中患者のうち、①回復期リハビリテーション病棟に入院している初発脳卒中患者、②装具・補助具の使用を問わず近位監視～自立で 20m以上歩行可能、③疼痛による歩行の制限がない、④他の神経疾患、運動器疾患や明らかな四肢・体幹の変形を有さない、⑤測定に支障をきたす認知機能の低下を有さず、研究の趣旨を理解し同意が得られる、という条件を満たす者を対象とした。この条件で協力が得られた 57 名(男性 37 名, 女性 20 名, 62.2 ± 11.2 歳, 発症からの経過期間 90.9 ± 39.9 日)を対象とした。対象者の詳細を表 20 に示す。

表 20 対象者の基本情報

項目	値
性別(人)	
男性	37
女性	20
年齢(歳)	62.2 ± 11.2
発症からの経過期間(日)	90.9 ± 39.9
麻痺側(人)	
右	23
左	34
病型(人)	
脳出血	28
脳梗塞	29
Brunnstrom stage (人)	
III	17
IV	10
V	14
VI	16
歩行速度 (cm/s)	90.10 ± 50.86

2.2 測定方法

2.2.1 歩容の評価

歩容の評価は、歩容評価表(表 12)を用いた。歩容評価表の観察項目は、初期接地の膝関節/足接地、荷重応答期～立脚中期(MSt)での膝関節、MStでの体幹/骨盤/膝関節、立脚終期(TSt)での股関節/足関節/慎重さ、麻痺側の立脚時間、麻痺側への重心移動量、遊脚初期(ISw)～遊脚中期(MSw)での膝関節、ISwでの外旋、MSw～遊脚終期(TSw)の体幹(前後・側方)/骨盤挙上/分回し/足関節/非麻痺側への重心移動量、TSwでの骨盤、非麻痺側/麻痺側の歩幅、麻痺側のクリアランス、杖の使用、歩隔の25項目で構成されている。1項目の選択肢は2～4である。合計点は25～71点となり、点数が高い程正常からの逸脱が多いと判断できる。対象者に10m歩行路を快適歩行速度で1往復してもらい、中間5mの歩行を矢状面・前額面の2方向からデジタルスチルカメラ(カシオ社製EXFH100)で撮影した。歩行時は、日常生活あるいは歩行練習時に使用している装具・補助具を使用させた。撮影したビデオ映像を観察し、筆頭著者が歩容評価表を採点した。

2.2.2 歩行の満足度

歩行の満足度は、VASを用いた。EuroQol⁶⁸⁾においては主観的健康度の尺度として、垂直VASが用いられており、脳卒中患者において信頼性が確認されている⁶²⁾。そこで本研究においても、床に垂直となるように対象者にA4用紙に印刷したVASを提示した。上端は最も満足している状態、下端は最も不満足な状態と説明し、「現在のご自分の歩行状態についての満足度を教えてください。」とのみ質問し、対象者に印をつけさせ、下端から印までの長さを記録した。評価は評価者1名(筆頭著者)が行った。

2.3 統計解析

歩行の満足度に影響する歩容の観察項目を調べるために、歩行満足度を従属変数、歩容の観察項目を独立変数とした変数増減法による重回帰分析を行った。有意水準は5%とした。統計解析ソフトは、SPSS12.0J (SPSS Japan)を用いた。

3.結果

歩行の満足度に影響する歩容の観察項目は、麻痺側歩幅(標準偏回帰係数:-0.31)と TSt の股関節伸展(-0.27)が選択された. 決定係数 R^2 は 0.198 であり, 回帰式の予測精度は低い結果であった(表 21).

表 21 歩行満足度に影響する歩容評価表の観察項目

	偏回帰係数	標準誤差	標準偏回帰係数	有意確率(p)
定数	9.27	1.03		0.00
麻痺側歩幅	-1.24	0.49	-0.31	0.02
TSt 股関節伸展	-1.07	0.50	-0.27	0.04

ANOVA $p < 0.01$; $R = 0.45$, $R^2 = 0.20$,

自由度調整済み $R^2 = 0.17$, ダービンワトソン比 = 2.17

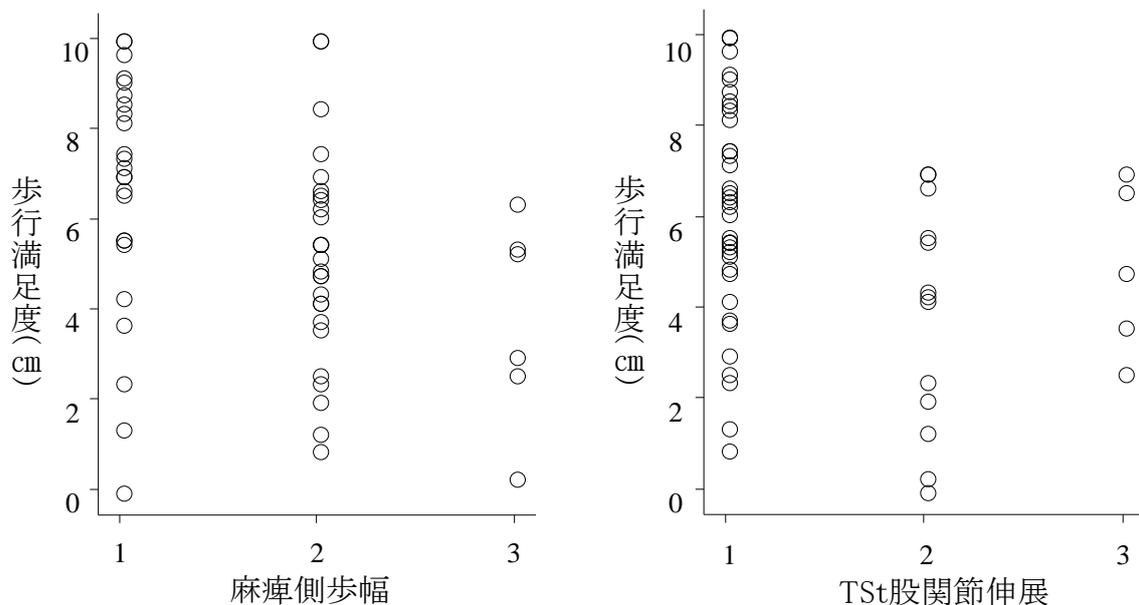


図 7 麻痺側歩幅および TSt股関節伸展と歩行満足度の散布図

4.考察

本研究では、回復リハビリテーション病棟に入院する脳卒中患者を対象に、VAS によって測定した歩行の満足度に影響する歩容の観察項目を検討した。その結果、麻痺側の歩幅とTSt股関節伸展が影響した。しかし回帰式の決定係数は低く、歩行満足度に対する歩容の影響は少ないと判断される。

各歩容について散布図(図 7)をみると、麻痺側の歩幅に関して、麻痺側の接地が非麻痺側のつま先を越えない者は、歩行満足度が比較的高い者が少ない。TSt 股関節伸展についても、非麻痺側よりも TSt の股関節伸展が減少している者において、歩行満足度が比較的高い者が少なかった。これらの歩容の条件は、高い歩行満足度得られない要因の一つになるだろう。ただし歩容の条件が満たされていても、歩行満足度が低い者も存在しており、歩行満足度には歩容以外の要因も影響する。

満足度は主観的 QOL の一つである。上田⁶⁹⁾は主観的 QOL について、「体験としての障害」とし、社会的不利の軽減や、障害者および社会の障害に対する意識の変革によって向上可能と報告している。本研究では、回復期病棟入院中の患者を対象に測定しており、発症からの経過期間が最短で 26 日、最長 186 日とばらつきがみられた。岡本⁷⁰⁾は、脳卒中患者にアンケートを行い、機能障害が改善しないと気づいた時期について、1 ヶ月以内、2 ヶ月以内、3 ヶ月以内、半年以内と患者によって時期が異なることを報告している。本研究の対象者においても、歩行障害に対するとらえ方が発症からの経過期間によって大きく異なっていた可能性もあり、歩行満足度に影響していると考ええる。

本研究の限界は、歩行満足度を VAS で測定した点である。VAS が、どのような種別の歩行の満足度を測定できたかという点において、個人のとらえ方の影響もあるため、妥当性については確認できていない。しかし、先行研究⁵⁹⁾では足関節底屈筋の筋力と関連し、歩行能力の高い症例においてのみ満足度が高い結果が得られたことから、歩行の満足度については一致した認識を持っていると考える。今後は、歩行の満足度が、歩容の変化に対して、どのように変化するかについても検討する。

結論

一連の研究結果から、歩容評価表を用いた歩容の観察が臨床上有用な評価になることが明らかになった。ここでの臨床上有用な評価とは、検者間・検者内信頼性と妥当性を有し、理学療法プログラムの決定や効果判定などに利用できる評価、つまり役に立つ評価と定義する。

まず、脳卒中患者に対する歩容評価表は中等度～高い検者間・検者内信頼性がある。そして、歩容評価表の合計点が身体機能・歩行能力に影響を受けていることから、歩容の正常からの逸脱の多さは、身体機能・歩行能力の低下を示していた。また、歩行時間・左右対称性・歩行満足度に影響する歩容の観察項目から、理学療法士が客観的な評価基準として利用できる歩容の観察項目を示すことができた。

以上から、歩容評価表を用いた歩容の観察は、信頼性と妥当性を有している。そして歩行時間・左右対称性・満足度といった評価に影響する観察項目を利用することで、理学療法プログラムの決定や効果判定の一助となるだろう。故に歩容評価表を用いた歩容の観察が臨床上有用な評価になるといえる。

しかしながら、本研究の限界として、歩行時間・左右対称性・歩行満足度に影響する歩容の観察項目において、歩容の逸脱が改善することで、歩行時間・左右対称性・歩行満足度の改善がみられるかどうかは明らかではない。今後、歩容の逸脱の改善とこれら評価指標の改善との関係も調査していく必要がある。

また、歩容評価表は脳卒中患者の歩容観察を学ぶためにも役に立つと考える。本研究で使用した歩容評価表は、脳卒中患者の歩容観察に必要な項目の多くを含んでいる。歩容評価表に沿って観察することで、脳卒中患者の歩容観察に不慣れな者でも、歩容観察の要点を知ることができる。今後は、歩容評価表を用いた歩容観察の学習についても有用性を示す必要がある。

本研究は、歩容評価表を用いた歩容観察の有用性を示した。しかし、歩容評価表を用いた歩容観察が臨床場面において普及していくには不十分である。いくつかの先行研究があるにも関わらず、広く用いられている評価表は存在しない¹⁷⁾。その理由として、信頼性や妥当性が十分示された評価表が少ないという点だけではなく、歩容評価表を使用するの理学療法プログラム立案や効果判定、教育といった、具体的な使用例

とその効果が示されていないことが挙げられる。理学療法士が多用する歩容観察を、客観的な評価として確立していくためには、使用場面に合わせて利用方法の検討とその効果の提示が今後の課題である。

謝辞

本研究実施にあたりご協力頂きました，弘前脳卒中リハビリテーションセンター職員の皆様に感謝申し上げます。研究への参加に快諾頂きました被検者の皆様に感謝申し上げます。また研究から論文執筆までご指導頂きました對馬栄輝先生，ご協力頂きました對馬栄輝先生ゼミ生の皆様に深謝申し上げます。

引用文献

- 1) Henrik S. Jorgensen, Hirofumi Nakayama, Hans O. Raaschou, Tom S. Olsen, MD: Recovery of Walking Function in Stroke Patients: The Copenhagen Stroke Study. Arch Phys Med Rehabil, 76: 27-32, 1995.
- 2) 佐直信彦, 中村隆一, 細川徹: 在宅脳卒中患者の生活活動と歩行機能の関連. リハビリテーション医学, 28(7): 541-547, 1991.
- 3) Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ: Classification of walking handicap in the stroke population. Stroke, 26: 982-989, 1995.
- 4) Suzie Mudge, N. Susan Stott: Outcome measures to assess walking ability following stroke: a systematic review of the literature. Physiotherapy, 93: 189-200, 2007.
- 5) Toro B, Nester CJ, Farren PC: The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. Arch Phys Med Rehabil, 84: 1878-84, 2003.
- 6) K. Gotz-Neumann(著), 月城慶一(訳): 観察による歩行分析. pp. 82-87, 医学書院, 東京, 2005.
- 7) Sandra J. Olney, Carol Richards. Hemiparetic gait following stroke. Part I : Characteristics. Gait & Posture. 4(1996)136-148.
- 8) 盆子原秀三, 山本澄子: 観察による歩行分析の信頼性と正確性について. 理学療法科学 23(6): 747-752, 2008.
- 9) B.Toro, C.Nester, P. Farren: A review of observational gait assessment in clinical practice. Physiotherapy Theory and Practice, 19: 137-149, 2003.
- 10) Tinetti ME: Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. J AM Geriatr Soc, 34: 119-126, 1986.
- 11) Janis J. Daly, Kristen Roenigk, John Holcomb, Jean M. Rogers, Kristen Butler, Jennifer Gansen, Jessica McCabe, Eric Fredrickson, E. Byron Marsolais, Robert L. Ruff: A Randomized Controlled Trial of Functional Neuromuscular Stimulation in Chronic Stroke Subjects. Stroke, 37:172-178, 2006.
- 12) Hughes KA, Bell F: Visual assessment of hemiplegic gait following stroke: pilot study. Arch Phys Med Rehabil, 75: 1100-1107, 1994.

- 13) Rodriguez AA, Black PO, et al: Gait training efficacy using a home-based practice model in chronic hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 77: 801-805, 1996.
- 14) Lord SE, Halligan PW, et al: Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale. *Clin Rehabil*, 12: 107-119, 1998.
- 15) Kuys SS, Brauer SG, Ada L, Russell TG :Increasing intensity during treadmill walking does not adversely affect walking pattern or quality in newly-ambulating stroke patients: an experimental study. *Australian Journal of Physiotherapy*, 54: 49-54, 2008.
- 16) Daly JJ, Nethery J, McCabe JP, et al: Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.): a measure of coordinated gait components. *J Neurosci Methods*, 178: 334–339, 2009.
- 17) Ferrarello F, Bianchi VAM, Baccini M, et al: Tools for observational gait analysis in patients with stroke: a systematic review. *Phys Ther*, 93: 1673–1685, 2013.
- 18) 奈川英美:脳卒中患者に対する歩行観察の信頼性と妥当性. 修士論文, 弘前大学, 2014.
- 19) 奈川英美, 対馬栄輝:脳卒中患者の歩行所要時間に影響を及ぼす歩容の観察項目について. *東北理学療法学*, 27:75-81, 2015.
- 20) 対馬栄輝:理学療法の研究における信頼性係数の適用について. *理学療法科学*, 17:181-187, 2002.
- 21) KIM MinKyu, CHO KiHun, LEE WanHee: Community walking training program improves walking function and social participation in chronic stroke patients. *The Tohoku Journal of experimental medicine*, 234(4): 281-286, 2014.
- 22) SJ Olney, MP Griffin, ID McBride: Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical therapy*, 74(9) : 872-885, 1994.
- 23) I.A De Quervain, S.R Simon, S Leurgans, W.S Pease, D McAllister: Gait Pattern in the Early Recovery Period after Stroke. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 78(10): 1506-14, 1996.

- 24) AL Hsu, PF Tang, MH Jan: Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(8): 1185-1193, 2003.
- 25) S Mulroy, JA Gronley, W Weiss, C Newsam, J Perry: Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait & posture*, 18(1) : 114-125, 2003.
- 26) S Brunnstrom: Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages. *Physical therapy*, 46(4): 357, 1966.
- 27) Ghotbi N, Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Jamshidpour B, Amiri S: Inter-rater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale in assessing lower limb muscle spasticity. *Brain injury*, 23(10): 815-819, 2009.
- 28) Yonemoto K, Ishigami S, Kondo T: Joint range of motion display and the measurement method. *Rehabilitation medicine*, 32(4): 207-217, 1995. (Japanese)
- 29) Hislop HJ, Montgomery J(author), Tsuyama N(translation).New • Manual muscle strength testing. 7 edition. Tokyo. Kyodo isho shuppan co; 2003. (Japanese)
- 30) Berg KO, Wood-Dauphine´e SL, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 27(1): 27-36, 1995.
- 31) Suzuki K, Nakamura R, YAMADA Y, HANDA T: Determinants of maximum walking speed in hemiparetic stroke patients. *The Tohoku journal of experimental medicine*, 162(4): 337-344, 1990.
- 32) Francesco Ferrarello, Valeria Anna Maria Bianchi, Marco Baccini, Gaia Rubbieri, Enrico Mossello, Maria Chiara Cavallini, Niccolo` Marchionni, et al: Tools for observational gait analysis in patients with stroke: a systematic review. *Phys Ther*, 93:1673-85, 2013.
- 33) Nara I, Uchiyama Y, Uchino Y: Physiotherapy of attitude adjustment disorder. Chapter 4-3 Clinical assessment. Tokyo. Ishiyaku Publishers, Inc. pp. 202-203. 2004.
- 34) Fujisawa H, Nagasaki H. Movement and operation analysis exercises notes by

observation. Tokyo. Ishiyaku Publishers, Inc. pp.90-93, 2009.

35) Rients B. Huitema, At L. Hof, Theo Mulder, Wiebo H. Brouwer, Rienk Dekker, Klaas Postema: Functional recovery of gait and joint kinematics after right hemispheric stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(12): 1982-1988, 2004.

36) G Chen, C Patten, DH Kothari, FE Zajac: Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & posture*, 22(1): 51-56, 2005.

37) RW Bohannon, AW Andrews: Relationship between impairments and gait performance after stroke: a summary of relevant research. *Gait & Posture*, 3(4): 236-240, 1995.

38) SGB Kirker, JR Jenner, DS Simpson: Changing patterns of postural hip muscle activity during recovery from stroke. *Clinical rehabilitation*, 14(6): 618-626, 2000.

39) RW Bohannon: Strength of lower limb related to gait velocity and cadence in stroke patients. *Physiotherapy Canada*, 38(4): 204-206, 1986.

40) JH Kim, Y Chung, Y Kim, S Hwang: Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait & posture*, 36(1): 65-67, 2012.

41) Chin-Li Wu, Mao-Hsiung Huang, Chia-Ling Lee, Chin-Wei Liu, Li-Jung Lin, Chia-Hsin Chen: Effect on spasticity after performance of dynamic-repeated-passive ankle joint motion exercise in chronic stroke patients. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 22(12): 610-617, 2006.

42) S. Hesse, J. Krajnik, D. Luecke, M.T. Jahnke, M. Gregoric, K.H. Mauritz: Ankle muscle activity before and after botulinum toxin therapy for lower limb extensor spasticity in chronic hemiparetic patients. *Stroke*, 27(3): 455-460, 1996.

43) Peter P. Urban, Thomas Wolf, Michael Uebele, Jürgen J. Marx, Thomas Vogt, Peter Stoeter, Thomas Bauermann, et al: Occurrence and clinical predictors of spasticity after ischemic stroke. *Stroke*, 41(9): 2016-2020, 2010.

44) PA Goldie, TA Matyas, OM Evans, M Galea, TM Bach: Maximum voluntary

weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clinical Biomechanics*, 11(6): 333-342, 1996.

45) 奈川英美, 対馬栄輝, 石田水里, 小玉裕治, 上川香織, 原子由, 岩田学: 脳卒中患者に対する歩行観察と身体機能の関係について. 日本理学療法学会 vol 41. suppl.No.2, 公益社団法人日本理学療法士協会, P0731, 2014.

46) Kegelmeyer DA, Kloos AD, Thomas KM, Kostyk SK: Reliability and validity of the Tinetti Mobility Test for individuals with Parkinson disease. *Phys Ther*, 87:1369–1378, 2007.

47) 佐直信彦, 中村隆一: 脳卒中片麻痺患者の立位バランスの決定因. *リハビリテーション医学*, 30(6): 399-403, 1993.

48) Chen CL, Chen HC, Tang Simon FT, Wu CY, Chen PT, Hong WH: Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(12): 925-935, 2003.

49) 牧迫飛雄馬, 阿部勉, 藤井伸一, 住谷久美子, 吉松竜貴, 徳原理恵, 小林修二, 久保晃: 在宅での歩行評価指標の検討. *理学療法科学*, 20(3): 203-206, 2005.

50) 牧迫飛雄馬, 古名丈人, 島田裕之, 赤沼智美, 吉田裕人, 井平光, 横山香理, 鈴木隆雄: 後期高齢者における新規介護認定者の発生と 5m歩行時間との関連. *理学療法学*, 38(1): 27-33, 2011.

51) M. E. Dewar, G. Judge: Temporal asymmetry as a gait quality indicator. *Med. & Biol. Eng. & Comput*, 18: 689-693, 1980.

52) Kara K. Patterson, William H. Gage, Dina Brooks, Sandra E. Black, William E. McIlroy: Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture*, 31:241–246, 2010.

53) Kara K. Patterson, Iwona Parafianowicz, Cynthia J. Danells, Valerie Closson, Mary C. Verrier, W. Richard Staines, Sandra E. Black, William E. McIlroy: Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Arch Phys Med Rehabil*, 89: 304-310, 2008.

54) Ekaterina B. Titianova, Ina M. Tarkka: Asymmetry in walking performance and

postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of Research and Development*, 32(3): 236-244, 1995.

55) Murray E. Brandstater, Hubert de Bruin, Carolyn Gowland, Beverly M. Clark: Hemiplegic Gait: Analysis of Temporal Variables. *Arch Phys Med Rehabil*, 64: 583-587, 1983.

56) Kara K. Patterson, Avril Mansfield, Louis Biasin, Karen Brunton, Elizabeth L. Inness, William E. McIlroy: Longitudinal Changes in Poststroke Spatiotemporal Gait Asymmetry Over Inpatient Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(2): 153–162, 2015.

57) 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. - 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 - . *理学療法科学*, 27(4): 439-443, 2012.

58) Sandra M. Woolley: Characteristics of Gait in Hemiplegia. *Top Stroke Rehabil*, 7(4): 1–18, 2001.

59) 奈川英美, 対馬栄輝: 回復期脳卒中患者における歩行に対する満足度に関連する因子の検討. *理学療法研究*, 33: 22-27, 2016.

60) 田島明子: 日本のリハビリテーション学における QOL 概念の生成と変容. *立命館人間科学研究*, 21: 133-145, 2010.

61) Anderson C, et al: Validation of the Short Form 36 (SF-36) Health Survey Questionnaire Among Stroke Patient. *stroke*, 27: 1812-1816, 1996.

62) Dorman P, et al: Qualitative Comparison of the Reliability of Health Status Assessments With the EuroQol and SF-36 Questionnaires After Stroke. *Stroke*, 29: 63-68, 1998.

63) Dorman P, et al : Is the EuroQol a Valid Measure of Health-Related Quality of life After Stroke? *Stroke*, 28: 1876-1882, 1997.

64) Hilari K, et al: Visual analogue scales in stroke: what can they tell us about health-related quality of life? *BMJ Open*, 3: e003309, 2013.

- 65) Price D D, et al: The Validation of Visual Analogue Scale as Ratio Scale Measures for Chronic and Experimental Pain. *Pain*, 17: 45-56, 1983.
- 66) 立花慶太, 佐藤崇, 松代直樹: 顔面神経麻痺患者の満足度に関わる因子の検討. *Facial N Res Jpn*, 33: 163–165, 2013.
- 67) Arruda J E, et al: Measurement of Mood States in Stroke Patients: Validation of the Visual Analog Mood Scales. *Arch Phys Med Rehabil*, 80:676-80, 1990.
- 68) The EuroQol Group: EuroQol—a new facility for the measurement of health related quality of life. *Health Policy*, 16: 199-208, 1990.
- 69) 上田敏: ADL と QOL—その基本的な考えかた—. *PT ジャーナル*, 26:736-741, 1992.
- 70) 岡本五十雄: 脳卒中患者の障害受容. *OT ジャーナル*, 36:169-173, 2002.

Abstract

RELATIONSHIP OF OBSERVED GAIT DEVIATIONS WITH PHYSICAL FUNCTIONS AND WALKING ABILITY IN STROKE PATIENTS.

Yonmi Nagawa

Hirosaki University Graduate School of Health Sciences

We conducted an observational gait assessment and examined the relationship of gait deviations with physical function and walking ability. A total of 57 stroke patients admitted to a rehabilitation unit, who could walk unaided or under close supervision, were enrolled in the study (37 men; 20 women; 62.2 ± 11.2 years of age; elapsed time since the onset of stroke: 90.9 ± 39.9 days). We combined and partially modified several assessment forms used for gait evaluation. With regard to physical functions, we assessed: lower limb paralysis, sensory impairment, lower limb spasticity, range of motion, lower limb muscle strength, lower limb weight-bearing, and standing balance. We conducted a 10-meter walk test to assess patients' walking ability. In order to identify variables that affect the total gait assessment score, a multiple regression analysis was performed. The following parameters were statistically associated with gait

deviations: 10 meter walk time (standard partial regression coefficient=0.68), affected side hip abductor strength (-0.23), ankle plantar flexor spasticity (0.18), and maximum weight-bearing rate on the unaffected side (0.16). We established the relationship of gait deviations with physical function and walking ability.