

「脳卒中片麻痺患者の歩行特性が転倒に及ぼす影響」

弘前大学大学院保健学研究科保健学専攻

提出者氏名： 荻原 啓文

所 属： 総合リハビリテーション科学領域

指導教員： 對馬 栄輝

目次

略語一覧	2
序 論.....	3
I. 慢性期脳卒中片麻痺患者と健常成人における下肢関節角度を用いた運動学的歩行非対称性の比較	5
はじめに	5
方法.....	6
結果.....	9
考察.....	10
II. 慢性期脳卒中片麻痺患者の下肢関節角度を用いた運動学的歩行非対称性評価 - A NORMALIZED CROSS-CORRELATION APPROACH	13
はじめに	13
方法.....	13
結果.....	16
考察.....	19
III. 慢性期脳卒中片麻痺患者における運動学的歩行非対称性と転倒の関連	21
はじめに	21
方法.....	21
結果.....	23
考察.....	25
結論	27
謝 辞.....	27
引用文献	28
ABSTRACT.....	36

略語一覧

10MWT : 10m 歩行試験 (10-m Walk Test)

TUG: Timed Up and Go test

6MWT: 6 分間歩行 (6 minutes walking test)

SI: Symmetry Index

SR: Symmetry Ratio

GDI: Gait Deviation Index

GGI: Gillette Gait Index

PCA: 主成分分析 (Principal Component Analysis)

SPM: 統計的パラメトリックマッピング (Statistical Parametric Mapping)

CC_{norm} : 正規化相互相関関数 (normalized cross-correlation)

BMI : Body Mass Index

Br.stage : Brunnstrom recovery stage

AF : Affected side

UF : Unaffected side

CC : 相互相関 (Cross-Correlation)

SKG : Stiff Knee Gait

BBS : Berg Balance Scale

FIM : Functional Independence Measure

FMA-LE : Fugl-Meyer Assessment for the lower extremity

MMSE : Mini Mental State Examination

ADL: Activities of Daily Living

FES-I: Falls Efficacy Scale International

VIF : Variance Inflation Factor

序 論

脳卒中片麻痺患者の転倒率は、脳卒中後 1～6 か月では 25%～37%¹⁾²⁾、脳卒中後 6～12 か月では 40%～50%³⁾⁴⁾、1 年後では 55%から 73%⁵⁾⁶⁾と報告されている。脳卒中片麻痺患者の転倒の多くは歩行中に発生している⁷⁾⁸⁾。脳卒中片麻痺患者は運動麻痺や感覚障害から歩行能力やバランス能力が低下する⁹⁾。歩行能力の低下は転倒の大きなリスク因子である¹⁰⁾。そのため、脳卒中片麻痺患者の転倒を予測するための歩行評価は重要である。

転倒を予測するための歩行評価として、10m 歩行試験 (10-m Walk Test: 以下, 10MWT)¹¹⁾、Timed Up and Go test (以下, TUG)¹²⁾、6 分間歩行 (6 minutes walking test: 以下, 6MWT)¹³⁾などの歩行速度や歩行耐久性などの機能的な評価に焦点が当てられている¹⁴⁾。しかし、脳卒中片麻痺患者は歩行速度の低下以外にも歩幅の減少や二重支持相の増加、歩行非対称性、歩行変動など様々な歩行障害を抱える¹⁵⁻¹⁹⁾。脳卒中片麻痺患者は歩行中の関節運動が大きく障害され疾患特有な歩行障害を呈すことから、歩行速度の様な一側面の評価のみでは転倒予測には不十分である。そのため、歩幅や立脚時間、遊脚時間などの歩行の質に着目した研究が進められてきた²⁰⁾。

先行研究では、歩行の質を評価する指標として立脚時間や遊脚時間などの時間的指標と歩幅やストライドなどの空間的指標を用いて研究が進められてきた²¹⁾²²⁾。なかでも、麻痺側と非麻痺側の時間的指標や空間的指標の非対称性に着目した、「時間的歩行非対称性」と「空間的歩行非対称性」に関する報告は数多い²¹⁻²³⁾。加えて、近年では運動学的視点からの歩行の質が重要視されている²⁴⁾。運動学的データは関節角度や筋電図を用いて算出される。脳卒中片麻痺患者の運動学的な問題点には股関節伸展角度、膝関節屈曲角度、足関節背屈角度の低下が報告されている²⁵⁾。また脳卒中片麻痺患者では、時間的指標や空間的指標よりも個人間の変動が大きい関節運動において非対称性が強くみられることが報告されている¹⁹⁾。

そこで、歩行の質をより詳細かつ包括的に捉えることのできる歩行指標から

転倒を予測するために、歩行中の関節角度を用いた「運動学的歩行非対称性」による転倒予測を考えた。歩行中の関節角度変化は、歩行中の運動を詳細に反映することができ、脳卒中片麻痺患者の疾患特有な歩行の質を定量化することが可能である。しかしながら、歩行中の関節角度を用いた運動学的歩行非対称性と転倒の関連は明らかになっていない。脳卒中片麻痺患者の歩行中の転倒を予防していくためには、脳卒中片麻痺患者の疾患特有な歩容に焦点を当て、より高い精度で転倒を予測できる歩行指標を検討していく必要がある。

本研究の目的は脳卒中片麻痺患者を対象として、歩行中の関節角度を用いた運動学的歩行非対称性と転倒の関連を明らかにすることである。そのために3つの研究課題と目的を設定した。本研究では、①「運動学的歩行非対称性」を定義するために歩行中の下肢関節角度を用いた歩行非対称性指標を開発し、脳卒中片麻痺患者と健常者の比較から運動学的歩行非対称性の存在を明らかにすること、②脳卒中片麻痺患者を対象に、従来用いられてきた歩行非対称性指標と開発した運動学的歩行非対称性指標との基準関連妥当性を検討し、同時に臨床指標との関連をみることで運動学的歩行非対称性指標の有用性を明らかにすること、③脳卒中片麻痺患者を対象に、課題①②によって明らかにした運動学的歩行非対称性指標と転倒との関連を明らかにすることを目的とした。

なお、本論文の一連の研究は、弘前大学大学院保健学研究科倫理委員会による承認（整理番号：2018-039）を得て実施された。

I. 慢性期脳卒中片麻痺患者と健常成人における下肢関節角度を用いた運動学的歩行非対称性の比較

はじめに

脳卒中片麻痺患者の歩行非対称性は歩行時のエネルギー消費²⁶⁻²⁸⁾や立位バランス能力²⁰⁾と関連し、歩行能力を低下させる一因である。これらの歩行非対称性の指標には、立脚時間や歩幅から計算された Symmetry Index (以下, SI) や Symmetry Ratio (以下, SR), いわゆる時間的対称性や空間的対称性が用いられている²¹⁾²⁹⁾。運動学的歩行非対称性については Gait Deviation Index (以下, GDI)³⁰⁾, Gillette Gait Index (以下, GGI)³¹⁾, 主成分分析 (Principal Component Analysis: 以下, PCA)³²⁾, 統計的パラメトリックマッピング (Statistical Parametric Mapping: 以下, SPM)³³⁻³⁵⁾などを用いて研究が行われてきた。GDI や GGI は運動学的歩行非対称性の程度を要約し 1 つの値として定量化することが可能である³⁰⁾³¹⁾。しかし, GDI や GGI の算出には健常者の歩行パターンが必要となる。PCA と SPM は健常者データを必要とせず, 麻痺側と非麻痺側の 2 つの歩行周期を比較することができる有用な分析手法である³²⁻³⁵⁾。しかし, PCA と SPM は 2 つの歩行周期を詳細に解釈する必要があり, 要約された単一の値ではない。そこで本研究では, 歩行中の下肢関節角度から正規化相互相関関数 (normalized cross-correlation: 以下, CC_{norm}) を用いた運動学的歩行非対称性の新しい指標を考案した。 CC_{norm} は健常者の歩行パターンを必要とせず, 左右の下肢関節角度から算出可能であり, 歩行周期全体の関節角度変化を要約し単一の値として歩行非対称性を定義することができる。

本研究では脳卒中片麻痺患者と健常成人を対象に, 歩行中の下肢関節角度から CC_{norm} を算出し比較することで, 脳卒中片麻痺患者の運動学的歩行非対称性を確認することを目的とした。また, 同時に SI や SR を用いた運動学的歩行非対称指標も算出し, 複数の異なる運動学的歩行非対称指標の有用性について検討することを目的とした。

方法

1. 対象

本研究の対象は、慢性期脳卒中片麻痺患者 12 名および健常成人 13 名であった。脳卒中片麻痺患者の平均年齢は 61.1 ± 13.7 歳、健常成人の平均年齢は 27.9 ± 3.1 歳であった。包含基準は 15m 以上の歩行が介助なしで可能なもの（杖や装具などの歩行補助器具の使用は「介助」とはみなさない）、本研究の説明を理解し、同意または拒否の意思表示ができるもの、脳卒中片麻痺患者においては脳卒中後 6 ヶ月以上の標準的な理学療法を受けた後、神経学的および機能的状態が安定しているものとした。除外基準は測定の指示を理解できないもの、下肢の重度感覚障害、重度の整形外科疾患、脳血管疾患以外の明らかな神経疾患を有するものとした。

対象者には、本研究の目的・趣旨を説明し、書面と口頭にて研究参加の同意を得た。また本研究は弘前大学大学院保健学研究科倫理委員会の承認（承認番号 2018-039）を受けて実施した。

2. 測定

健常成人の年齢、性別、身長、体重を聴取し、身長・体重から Body Mass Index（以下、BMI）を算出した。脳卒中片麻痺患者の年齢、性別、脳卒中の分類（梗塞／出欠）、麻痺側、脳卒中発症からの期間、装具の使用、身長、体重を診療情報から取得し、身長・体重から BMI を算出した。理学療法士によって脳卒中片麻痺患者の Brunnstrom recovery stage（以下、Br.stage）³⁶⁾が評価された。

歩行測定機器には簡易歩行分析システム「RehaGait®（Hasomed GmbH 社製）」を用いた。RehaGait は 7 つの慣性センサ（重量 32g、サイズ 60×35×15mm、加速度センサ $\pm 16G$ 、ジャイロセンサ $\pm 2000^\circ/\text{sec}$ 、地磁気センサ 1.3G、サンプリング周波数 400Hz）とタブレット型パーソナルコンピューターで構成される。加速度や角速度から歩行速度、歩行中の関節角度、歩行周期やストライドなどの歩行指標を算出することが可能である。本機器は歩行動作解析において頻繁に使用される 3 次元動作解析装置との妥当性・信頼性も報告されている³⁷⁾。歩行測定では 10m

の歩行路と前後 2.5m の加速・減速路を設けて測定を行った¹¹⁾³⁸⁾³⁹⁾。慣性センサを腰部，両大腿部，両下腿部，両足部の 7 か所に装着して歩行を行った。歩行条件は快適速度での通常歩行とし，普段の速度，普段の歩き方で歩いてもらうように指示を与えた。歩行測定は 2 回実施した。先行研究において 1 回目の測定値よりも 2 回目の測定値の方が正確であることが報告されているため³⁷⁾，全例ともに 2 回目のデータを採用した。歩行速度，麻痺側と非麻痺側の股関節屈曲-伸展，膝関節屈曲-伸展，足関節背屈-底屈角度を測定した。

3. データ解析

(1) 対称性指標 (SI)

先行研究に基づき，歩行中の関節角度から SI を以下の計算式で算出した²¹⁾。AF_{max} は麻痺側 (Affected side: 以下 AF)，UF_{max} は非麻痺側 (Unaffected side: 以下 UF) の歩行中における最大の関節可動域を示す。股関節，膝関節，足関節の最大屈曲，最大伸展，最大背屈，最大底屈角度を計算式に合わせて導入し各関節運動における SI を算出した。

$$SI = (AF_{max} - UF_{max}) / 0.5(AF_{max} + UF_{max})$$

(2) 対称比 (SR)

先行研究に基づき，歩行中の関節角度から SR を以下の計算式で算出した²¹⁾。AF_{max} は麻痺側，UF_{max} は非麻痺側の歩行中における最大の関節可動域を示す。股関節，膝関節，足関節の最大屈曲，最大伸展，最大背屈，最大底屈角度を計算式に合わせて導入し各関節運動における SR を算出した²¹⁾²⁹⁾。

$$SR = AF_{max} / UF_{max}$$

(3) 正規化相互相関関数 (CC_{norm})

歩行中の下肢関節角度の時系列変化を表す関節角度波形から CC_{norm} を算出し運動学的歩行非対称性の指標とした³⁹⁾⁴⁰⁾。CC_{norm} の算出には矢状面上での股関節，膝関節，足関節屈曲-伸展角度を用いた。先行研究では，脳卒中片麻痺患者

の股関節、膝関節、足関節の矢状面上の問題が数多く報告されている⁴¹⁻⁴³。本研究においても臨床的有用性と実用性から矢状面上の運動を用いた。

10MWTで測定した関節角度波形をもとに5歩行周期分の測定値を無作為に抽出し、1歩行周期毎のデータをN=100のデータポイントに標準化した。これは図1の歩行周期の100%に相当する。それぞれ股関節、膝関節、足関節角度波形に分け、以下の式を用いて麻痺側と非麻痺側データを定義した。AFは麻痺側関節角度、UFは非麻痺側関節角度、nはデータポイント(n=1, 2, 3, ..., 100)を示す。

$$AF = AF(1), AF(2), AF(3), \dots, AF(n), \dots, AF(100)$$

$$UF = UF(1), UF(2), UF(3), \dots, UF(n), \dots, UF(100)$$

AFとUFの相互相関(cross-correlation: CC)を以下の式を用いて計算した。kはAFとUF間の時間差を示す。

$$CC(k) = \sum_{n=1}^N UF(n)AF(n-k) \quad \begin{array}{l} k=0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm N-1 \\ \text{if } n-k \leq 0 \text{ or } n-k > N \text{ then } AF(n-k)=0 \end{array}$$

CCはAFとUFの波形の大きさに影響を受けて多様なピークを生成するために個人間の値も大きく異なり他者との比較が困難である。そこで、AFの自己相関(Autocorrelation Affected side: 以下, AcAF)とUFの自己相関(Autocorrelation Unaffected side: 以下, AcUF)を計算し、正規化相互相関関数(CC_{norm})を求めた。

$$AcAF(k) = \sum_{n=1}^N AF(n)AF(n-k) \quad \begin{array}{l} k=0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm N-1 \\ \text{if } n-k \leq 0 \text{ or } n-k > N \text{ then } AF(n-k)=0 \end{array}$$

$$AcUF(k) = \sum_{n=1}^N UF(n)UF(n-k) \quad \begin{array}{l} k=0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm N-1 \\ \text{if } n-k \leq 0 \text{ or } n-k > N \text{ then } UF(n-k)=0 \end{array}$$

$$CC_{norm} = \frac{\max(CC)}{\sqrt{AcUF_{(0)}AcAF_{(0)}}}$$

CC_{norm}は0から1の値を示し、1に近い値はAFとUFの強い相関(すなわち歩行対称性)を示す。5歩行周期分のCC_{norm}から平均CC_{norm}を算出した。全ての計算はMATLAB R2018b(Mathworks)を使用して行われた。

4. 統計解析

脳卒中片麻痺患者と健常成人の 2 群に分けた後、各変数の正規性を Shapiro-Wilk 検定を用いて検討した。年齢、体重、膝関節屈曲 SI、膝関節伸展 SI、膝関節屈曲 SR、股関節 CC_{norm} 、膝関節 CC_{norm} に正規性が認められた。正規性が認められた変数には対応のない t 検定を用い、その他の変数は Mann-Whitney U 検定を用いて 2 群間の比較を行った。統計学的な有意水準は 5% とした。統計解析ソフトは SPSS version 25 for Windows (日本アイビーエム) を用いた。

結果

各群の特徴および歩行非対称性指標の測定結果を表 1 に示す。脳卒中片麻痺患者は健常成人に比べ、股関節屈曲、股関節伸展、膝関節屈曲、膝関節伸展、足関節底屈角度の SI、股関節屈曲、股関節伸展、膝関節屈曲角度の SR、膝関節、足関節の CC_{norm} に有意な非対称性を示した。

表 1 対象者の特徴と歩行非対称性

		健常成人(n=13)	脳卒中(n=12)
年齢 (歳)		27.9±3.1	61.1±13.7**
性別 (男/女)		8 / 5	10 / 2
身長 (cm)		166.4±8.6	165.4±6.5
体重 (kg)		63.2±15.2	63.9±8.0
BMI (kg/m ²)		22.6±3.7	23.5±3.5
診断 (梗塞/出血)		-	4/8
麻痺側 (右/左)		-	9/3
発症からの期間 (ヶ月)		-	84.2±103.3
下肢 Br. stage (III/IV/VI)		-	2/9/1
装具の使用 (あり/なし)		-	9/3
SI	股関節屈曲	0.12±0.11	0.41±0.33*
	股関節伸展	0.26±0.19	1.09±0.49**
	膝関節屈曲	0.07±0.03	0.40±0.37**
	膝関節伸展	0.72±0.27	1.01±0.50*
	足関節背屈	0.26±0.23	0.31±0.33
	足関節底屈	0.24±0.22	1.46±0.45**
SR	股関節屈曲	1.06±0.18	0.77±0.34*
	股関節伸展	0.90±0.18	0.61±0.64*
	膝関節屈曲	1.05±0.07	0.73±0.28**
	膝関節伸展	1.59±1.11	12.72±25.49
	足関節背屈	1.12±0.41	0.89±0.33
	足関節底屈	0.91±0.24	103.80±355.13
CC _{norm}	股関節	0.9700±0.0082	0.9778±0.0149
	膝関節	0.9290±0.0179	0.8857±0.0770**
	足関節	0.8843±0.0791	0.7545±0.1541*

平均値 ± 標準偏差 もしくは該当人数

BMI: Body Mass Index, Br.stage: Brunnstrom recovery stage, SI: Symmetry Index, SR: Symmetry Ratio, CC_{norm}: normalized Cross-Correlation

*p<0.05, **p<0.01

考察

本研究では脳卒中片麻痺患者と健常成人を対象に SI, SR, CC_{norm} の 3 つの指標から歩行中の運動学的歩行非対称性を検討した。

SI, SR, CC_{norm} に関して, SI と SR は立脚時間や遊脚時間, 歩幅を基にした歩行非対称性の検討に用いられてきた²¹⁾²²⁾²⁹⁾. CC_{norm} は加速度計データを基にした

歩行非対称性の検討に用いられてきた³⁹⁾. **SI**と**SR**は方程式が異なるものの、相関性が高く、歩行非対称性の判定も著しく類似することが報告されている²¹⁾. しかし、本研究では**SI**は足関節背屈以外の5つの関節運動で脳卒中片麻痺患者の歩行非対称性を示したものの、**SR**は股関節屈曲、股関節伸展、膝関節屈曲の3つのみであった. 先行研究と本研究における大きな違いは各歩行非対称性指標を算出するための基本データにある. 先行研究では立脚時間や遊脚時間などの時間的指標と歩幅やストライドなどの空間的指標を用いて歩行非対称性を定義している. 歩行研究において、立脚時間、遊脚時間、歩幅、ストライドが0に近い値を示す患者は、歩行が前進しないことを意味するため対象者として選択され難い²¹⁾²⁹⁾⁴⁴⁾. そのため**SR**のような比率では極端に大きな値や小さな値を示すことは少ない. しかし関節角度においては、足関節が可動域制限により0値に近い場合にも股関節や膝関節の運動によって前進は可能であり、対称比が極端に大きな値や小さな値を示す可能性が高い⁴⁵⁾. 本研究においても膝関節伸展**SR**や足関節底屈**SR**の標準偏差から個人のバラつきが大きく、そのために**SI**と**SR**で異なる結果になったことが考えられる.

脳卒中片麻痺患者と健常成人の CC_{norm} を用いた運動学的歩行非対称性に関して、膝関節 CC_{norm} と足関節 CC_{norm} に有意差が認められた. 膝関節 CC_{norm} に関して、脳卒中片麻痺患者の歩行の特徴に**Stiff Knee Gait** (以下、**SKG**) と呼ばれる歩行中の麻痺側膝関節屈曲角度の減少が多く報告されている⁴⁵⁻⁴⁷⁾. 麻痺側の膝関節屈曲角度の減少が運動学的歩行非対称性に影響したと考える. 足関節 CC_{norm} に関して、本研究の対象者は日常生活上での歩行を再現するために歩行測定時の装具の使用を認めた. 装具は脳卒中後の内反尖足や下垂足など底屈方向の運動を制動し歩行を確立する⁴⁸⁾. 足関節の制動が運動学的な歩行非対称性に影響を及ぼしたと考える.

股関節の運動学的歩行非対称性に関して、**SI**や**SR**では有意差が認められたものの CC_{norm} では有意差は認められなかった. **SI**, **SR**と CC_{norm} の異なる点として解析のデータポイントが挙げられる. **SI**や**SR**は1歩行周期内での最大屈曲もしくは最大伸展時の関節角度を用いており、左右各1個のデータポイントから歩

行非対称性が算出されている。それに対し CC_{norm} は 1 歩行周期全体の関節角度変化、本研究では左右各 100 個のデータポイントの類似性から歩行非対称性を算出している。股関節角度は最大屈曲角度や最大伸展角度では歩行非対称性が認められたが、1 歩行周期全体の包括的な歩行非対称性としては麻痺側と非麻痺側が類似しており、 CC_{norm} において有意差が認められなかったと考える。

SR は比率計算から極端に大きな値や小さな値を示す一方、麻痺側が非麻痺側に比べどの程度非対称なのか容易に解釈が可能である。SI は健常成人との比較から非対称性を多く検出したが、SR と同様に関節角度の最大値を使用しているため、1 歩行周期の 1 場面における非対称性に限られる。 CC_{norm} は 1 歩行周期を包括的に捉え歩行非対称性を評価できるが、さらに詳細にみるためには関節角度変化のどの点で非対称性が生じているのか再解釈を要する。そのため、本研究結果からある指標が他の指標より優れているとは一概に言えない。ただし、歩行中の関節角度のように運動学的な変化を伴う非対称性を評価するためには、歩行周期全体の関節角度変化を要約し単一の値として定義することができる CC_{norm} は臨床の歩行評価における第一の評価として有用であると考えられる。

II. 慢性期脳卒中片麻痺患者の下肢関節角度を用いた運動学的歩行非対称性評価 - A normalized cross-correlation approach

はじめに

研究課題 1 脳卒中片麻痺患者と健常者における関節角度を用いた運動学的歩行非対称性の比較により、脳卒中片麻痺患者には運動学的歩行非対称性が生じることを確認した。加えて、運動学的歩行非対称性指標として、 CC_{norm} を用いた歩行周期全体の時系列的な解析が有用である可能性が示唆された。

脳卒中片麻痺患者の歩行非対称性は、バランス²⁰⁾⁴⁹⁾、歩行のエネルギー消費²⁶⁻²⁸⁾、運動障害⁵⁰⁾、持久力⁵¹⁾と関連することが報告されている。しかし、先行研究の歩行非対称性指標は時間的対称性や空間的対称性を用いた指標であり、運動学的歩行非対称性と臨床指標の関連は明らかにされていない。また、研究課題 1 では脳卒中片麻痺患者に運動学的歩行非対称性が生じることを確認したものの、先行研究で従来使われてきた歩行対称性指標との妥当性は検証していない。

本研究の目的は、新たに開発した下肢関節角度に基づく歩行非対称性（運動学的対称性）と従来用いられてきた立脚時間・遊脚時間に基づく歩行非対称性（時間的対称性）との関連を明らかにすることで、その基準関連妥当性を検討することである。さらに、運動学的歩行非対称性と Berg Balance Scale（以下、BBS）や Functional Independence Measure（以下、FIM）などの臨床指標との関連を明らかにすることで、臨床活用における有用性を検証した。

方法

1. 対象

本研究の対象は、慢性期脳卒中片麻痺患者 12 名であった。対象者の特徴を表 2 に示す。平均年齢は 61.1 ± 13.7 (44-83) 歳で、対象者の 83.3% が男性であった。包含基準は 15m 以上の歩行が介助なしで可能なもの（杖や装具などの歩行補助器具の使用は「介助」とはみなさない）、本研究の説明を理解し、同意または拒否の意思表示ができるもの、脳卒中後 6 ヶ月以上の標準的な理学療法を受けた

後、神経学のおよび機能的状態が安定しているものとした。除外基準は測定の指示を理解できないもの、下肢の重度感覚障害、重度の整形外科疾患、脳血管疾患以外の明らかな神経疾患を有するものとした。

対象者には、本研究の目的・趣旨を説明し、書面と口頭にて研究参加の同意を得た。また本研究は弘前大学大学院保健学研究科倫理委員会の承認（承認番号2018-039）を受けて実施した。

表2 対象者の特徴 (n=12)

年齢 (歳)	61.1±13.7
性別 (男/女)	10/2
身長 (cm)	165.4±6.5
体重 (kg)	63.9±8.0
BMI (kg/m ²)	23.5±3.5
診断 (梗塞/出血)	4/8
麻痺側 (右/左)	9/3
発症からの期間 (ヶ月)	84.2±103.3
下肢 Br. stage (III/IV/VI)	2/9/1
装具の使用 (あり/なし)	9/3
MMSE (点)	27.8±2.2

平均値 ± 標準偏差 もしくは該当人数

BMI: Body Mass Index, Br.stage: Brunnstrom recovery stage,

MMSE: Mini Mental State Examination

2. 測定

全対象者の年齢、性別、脳卒中の分類（梗塞／出血）、麻痺側、脳卒中発症からの期間、装具の使用、身長、体重を診療情報から取得し、身長・体重から BMI を算出した。理学療法士によって全対象者の Br.stage³⁶⁾、Mini Mental State Examination（以下、MMSE）⁵²⁾、下肢の Fugl-Meyer Assessment (Fugl-Meyer Assessment for the lower extremity : 以下、FMA-LE) ⁵³⁾、BBS ⁵⁴⁾、FIM ⁵⁵⁾が評価された。FMA-LEは脳卒中患者の下肢の運動機能評価である。麻痺側下肢の運動17項目を0から2点の尺度で評価する。最高得点は34点(範囲0-34点)である。得点が高いほど麻痺側の運動機能が良好であることを示す⁵³⁾。BBSは14項目の課題からなるバランス評価で、各項目を0から4点の尺度で評価する。最高得点は

56点（範囲 0-56点）である⁵⁴⁾。得点が高いほど姿勢制御が良好であることを示す。FIMは日常生活動作（Activities of Daily Living: 以下、ADL）における自立度を評価する。全18項目で構成されており、13項目は運動機能レベルのADL能力、5項目は認知機能レベルのADL能力を評価する。各項目は7点満点の尺度で評価され、1は完全な介助が必要であること（25%未満の自立）を示し、7は完全な自立（100%の自立）を示す。最高得点は126点（範囲 18-126点）である。得点が高いほどADLの自立度が高いことを示す⁵⁵⁾。

歩行測定機器には簡易歩行分析システム「RehaGait®（Hasomed GmbH社製）」を用いた。歩行測定の方法は研究課題1と同様の方法で行った。歩行速度、麻痺側と非麻痺側の股関節屈曲-伸展、膝関節屈曲-伸展、足関節背屈-底屈角度、麻痺側と非麻痺側の立脚時間と遊脚時間を測定した。麻痺側は脳卒中により運動機能が低下している側と定義した。

3. データ解析

(1) 時間的歩行非対称性

立脚時間・遊脚時間を用いた歩行非対称性指標として、SRを先行研究に基づき以下の計算式で算出した²¹⁾²⁹⁾。

$$SR_{\text{stance}} = \text{麻痺側立脚時間} / \text{非麻痺側立脚時間}$$

$$SR_{\text{swing}} = \text{麻痺側遊脚時間} / \text{非麻痺側遊脚時間}$$

(2) 運動学的歩行非対称性

歩行中の下肢関節角度は時系列での変化が伴うため、SRの計算式を用いる場合は最大値や最小値など特定の数値を切り出す必要がある。しかし、その場合は歩行中の時系列的な運動の変化を包括的に捉えることができない。加えて、関節の運動方向に対する負の値や0値も存在するため比率での計算は困難である。そのため本研究では、計測された歩行中の下肢関節角度の時系列変化を表す関節角度波形から CC_{norm} を算出し運動学的歩行非対称性の指標とした³⁹⁾⁴⁰⁾。

CC_{norm} の算出は研究課題1と同様の方法で行った。

4. 統計解析

各変数の正規性を Shapiro-Wilk 検定を用いて検討した。CC_{norm}, SR, 歩行速度, FMA-LE に正規性が認められた。BBS と FIM には正規性が認められなかった。よって, CC_{norm} と SR, 歩行速度, 下肢 FMA の関連を Pearson の積率相関係数を用いて解析した。CC_{norm} と BBS, FIM の関連を Spearman の順位相関係数を用いて解析した。統計学的な有意水準は 5% とした。統計解析ソフトは SPSS version 25 for Windows (日本アイビーエム) を用いた。

結果

歩行非対称性と臨床指標の測定結果を表 3 に示す。歩行非対称性が著明な脳卒中片麻痺患者 1 例の 1 歩行周期における各関節角度波形と CC_{norm} を図 1 に示す。この症例における各関節の運動学的歩行非対称性は, 股関節 CC_{norm} が 0.9885, 膝関節 CC_{norm} が 0.8516, 足首関節 CC_{norm} が 0.7946 であった。

CC_{norm} と SR および臨床指標との相関を表 4 に示す。CC_{norm} と SR の相関では, 股関節 CC_{norm} は SR_{swing} と有意な相関関係を認めた。膝関節 CC_{norm} は SR_{stance} および SR_{swing} と有意な相関関係を認めた。

CC_{norm} と臨床指標の相関では, 膝関節 CC_{norm} は歩行速度, BBS, FIM と有意な相関関係を認めた。

表 3 対象者の歩行非対称性指標と臨床指標

		平均値±標準偏差	中央値	(最小-最大)
歩行非対称性指標				
CC _{norm}	股関節	0.9778±0.0149	0.9800	(0.9463-0.9936)
	膝関節	0.8857±0.0770	0.8672	(0.7567-0.9756)
	足関節	0.7545±0.1541	0.7993	(0.4403-0.9653)
SR _{stance}		0.8082±0.1149	0.8169	(0.6521-1.0625)
SR _{swing}		1.5697±0.4561	1.3403	(0.8986-2.2550)
臨床指標				
歩行速度 (m/s)		0.64±0.27	0.57	(0.31-1.08)
FMA-LE (点)		19.7±5.6	20	(11-32)
BBS (点)		49.3±5.0	50.5	(39-55)
FIM (点)		115.9±6.6	118	(105-123)

CC_{norm}: normalized Cross-Correlation, SR: Symmetry Ratio, FMA-LE: Fugl-Meyer Assessment for the lower extremity, BBS: Berg Balance Scale, FIM: Functional Independence Measure

表 4 CC_{norm} と SR および臨床指標の相関

		SR _{stance}	SR _{swing}	Gait speed	FMA-LE	BBS	FIM
CC _{norm}	股関節	0.443	-0.612*	0.296	0.075	0.459	0.527
	膝関節	0.807**	-0.752*	0.654*	0.206	0.717**	0.735**
	足関節	0.191	-0.025	-0.234	0.205	0.205	0.569

CC_{norm}: normalized Cross-Correlation, SR: Symmetry Ratio, FMA-LE: Fugl-Meyer Assessment for the lower extremity, BBS: Berg Balance Scale, FIM: Functional Independence Measure

*p<0.05, **p<0.01

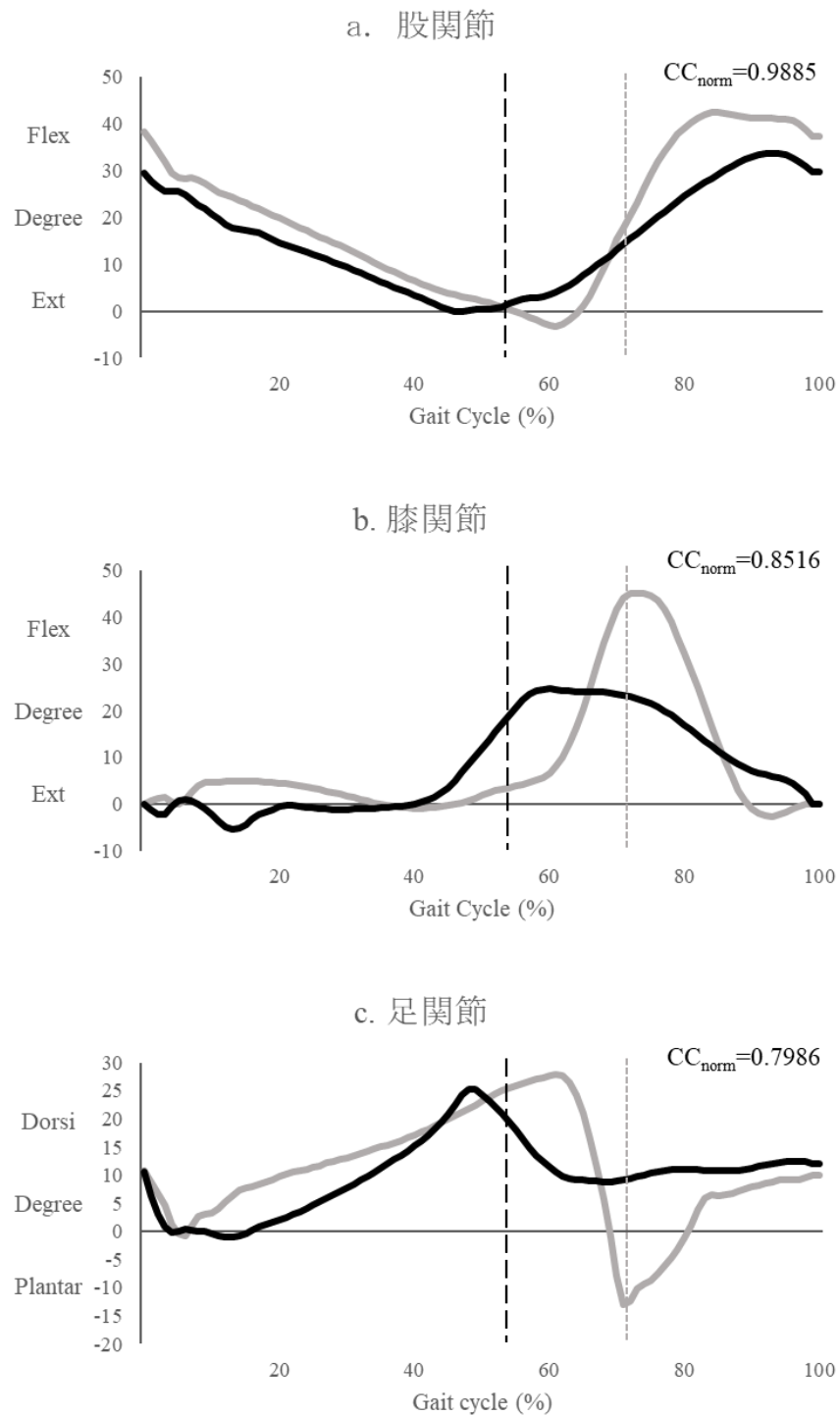


図1 脳卒中片麻痺患者1症例の関節角度波形と CC_{norm}

a. 股関節角度, b. 膝関節角度, c. 足関節角度

黒線：麻痺側, 灰色の線：非麻痺側,

黒の破線：麻痺側遊脚期の開始点, 灰色の破線：非麻痺側遊脚期の開始点

考察

脳卒中片麻痺患者の歩行非対称性は運動麻痺や可動域制限など様々な機能障害が要因となって生じる⁴³⁾⁵⁶⁾⁵⁷⁾。機能障害の程度によって関節運動に差異が生じるため、歩行非対称性の程度も患者によって異なる¹⁸⁾。そのため、運動学的な観点から患者の歩行非対称性を定量化して評価する必要がある。本研究では、 CC_{norm} を用いた下肢関節角度に基づく運動学的歩行非対称性と、従来用いられてきた立脚時間・遊脚時間に基づく時間的歩行非対称性の関連を検討した。また、運動学的歩行非対称性と臨床指標の関連を明らかにすることで運動学的歩行非対称性指標の有用性を検証した。その結果、膝関節 CC_{norm} と立脚期・遊脚期における時間的歩行非対称性、股関節 CC_{norm} と遊脚期の時間的非対称性の間に相関が認められた。さらに、膝関節 CC_{norm} と歩行速度、バランス、ADL の間に相関関係が認められた。

先行研究では、歩行非対称性の指標となる立脚時間や遊脚時間を測定するためにフォースプレートや感圧マットが良く用いられてきた²¹⁾²²⁾²⁶⁾²⁹⁾⁵⁸⁾。しかしながら、近年は小さく、軽量で低コストであり、環境による制限を受けないという点から慣性センサを用いた研究も多く報告されている⁵⁹⁻⁶²⁾。本研究の SR_{stance} と SR_{swing} も先行研究と同様に慣性センサから測定された立脚時間や遊脚時間を基に算出しており、歩行非対称性指標として確立されたものである。その結果、股関節 CC_{norm} は SR_{swing} と有意な相関を認め、膝関節 CC_{norm} は SR_{stance} と SR_{swing} と有意な相関を認めた。したがって、股関節と膝関節における CC_{norm} は、従来歩行非対称性の指標として扱われていた時間的歩行非対称性指標と基準関連妥当性を有し、歩行非対称性の指標として活用することが可能であると考えられる。股関節 CC_{norm} は SR_{swing} と有意な相関を認めたものの、 SR_{stance} との相関は認められなかった。脳卒中片麻痺患者の股関節屈曲角度は遊脚期に減少することが報告されている²⁴⁾。図 1-a に示した股関節屈曲-伸展角度の解析から、遊脚期には患側の股関節屈曲関節角度が低下し、歩行非対称性が生じることが示唆された。よって、股関節 CC_{norm} は遊脚期の関節角度の影響が強く、 SR_{swing} と有意な相関を認

め SR_{stance} との相関は認められなかったと考える。

脳卒中片麻痺患者における運動学的対称性指標と臨床指標の関連について、膝関節 CC_{norm} は歩行速度、BBS、FIM と有意な相関関係を示した。脳卒中片麻痺患者の歩行非対称性が歩行速度低下、バランス能力低下と関連することはすでに知られている⁴⁹⁾⁶³⁾。本研究では先行研究を支持するとともに、歩行中の膝関節の運動学的歩行非対称性が歩行速度やバランス、ADL 能力と関連することを明らかにした。脳卒中片麻痺患者の一般的な歩行障害として **Stiff Knee Gait** (以下、**SKG**) と呼ばれる歩行中の麻痺側膝関節屈曲角度の減少が多く報告されている⁴⁵⁻⁴⁷⁾。図 1-b に示した膝関節角度波形のデータから、遊脚期には麻痺側の膝関節屈曲角度が低下していることが分かる。そのため、運動学的歩行非対称性は **SKG** によって生じる麻痺側膝関節屈曲角度と非麻痺側膝関節屈曲角度の差異が要因として大きいのではないかと考える。**SKG** は歩行速度低下や歩行エネルギーコスト増加など歩行能力と関連することが報告されている⁶⁴⁾⁶⁵⁾。本研究においても **SKG** から麻痺側膝関節屈曲角度が減少し、非麻痺側膝関節屈曲角度との非対称性が生じたことが、歩行速度やバランス、ADL に影響を与えていた可能性が考えられる。

本研究にはいくつか限界がある。第一に CC_{norm} は矢状面での下肢運動を用いているが、先行研究では前額面での股関節の動き⁶⁶⁾や上半身の動き⁶⁷⁾⁶⁸⁾にも問題があることが報告されている。本研究では歩行測定機器の限界から矢状面以外の動きを検討することができなかった。第二に結果においていくつかの指標で有意な相関関係が認められたが、これらの知見の正確性に関して十分な検討をするには対象者数が不足している。最後に、本研究は横断研究であるため、臨床指標との相関について交絡因子の影響は排除できていない。したがって、今後の研究では対象者数を増やしての多変量解析や縦断的な追跡調査により、機能低下や日常生活活動能力低下、有害事象との結び付けを行うことで、指標の有用性を検討していく必要がある。

III. 慢性期脳卒中片麻痺患者における運動学的歩行非対称性と転倒の関連

はじめに

脳卒中片麻痺患者の転倒率は健常高齢者の 2 倍以上であり、転倒歴のある脳卒中片麻痺患者の多くが高い転倒恐怖感を抱いている³⁾¹⁰⁾⁶⁹⁾。転倒恐怖感は、移動の制限や筋力低下、持久力低下、転倒リスクの増加などの有害事象と関連する⁷⁰⁾。脳卒中片麻痺患者は運動麻痺や感覚障害から歩行能力やバランス能力が低下する⁹⁾。歩行能力の低下は転倒の大きなリスク因子である¹⁰⁾。そのため、脳卒中片麻痺患者の転倒を予測するために転倒恐怖感や歩行の評価は重要である。歩行パラメータと転倒の関連に関してはいくつかの論文で検討されてきた⁷¹⁻⁷³⁾。しかしいずれの研究においても統一した見解は得られていない。我々は運動学的視点からの歩行の質が重要視されていることから²⁴⁾、運動学的歩行非対称性に着目し研究を進めてきた。研究課題 1, 2 において運動学的歩行非対称性を CC_{norm} により定義し、脳卒中片麻痺患者の運動学的歩行非対称性が歩行速度やバランス、ADL と関連することを明らかにした。 CC_{norm} は、歩行中の関節角度変化から脳卒中片麻痺患者の疾患特有な歩行の質といえる運動学的歩行非対称性を定量化し、歩行の質をより詳細かつ包括的に捉えることのできる歩行指標である。そのため、脳卒中片麻痺患者の転倒や転倒恐怖感は運動学的歩行非対称性と関連する可能性が高いと考える。本研究の目的は脳卒中片麻痺患者を対象として、歩行中の関節角度を用いた運動学的歩行非対称性と転倒および転倒恐怖感との関連を明らかにすることである。

方法

1. 対象

本研究の対象は慢性期脳卒中片麻痺患者 36 名であった。平均年齢は 63.6 ± 10.8 歳、男性が 28 名、女性が 8 名であった。包含基準は 15m 以上の歩行が介助なしで可能なもの(杖や装具などの歩行補助器具の使用は「介助」とはみなさない)、本研究の説明を理解し、同意または拒否の意思表示ができるもの、脳卒中後 6 ヶ

月以上の標準的な理学療法を受けた後、神経学的および機能的状態が安定しているものとした。除外基準は測定の指示を理解できないもの、下肢の重度感覚障害、重度の整形外科疾患、脳血管疾患以外の明らかな神経疾患を有するものとした。

対象者には、本研究の目的・趣旨を説明し、書面と口頭にて研究参加の同意を得た。また本研究は弘前大学大学院保健学研究科倫理委員会の承認（承認番号 2018-039）を受けて実施した。

2. 測定

全対象者の年齢、性別、脳卒中の分類（梗塞／出血）、麻痺側、脳卒中発症からの期間、転倒歴、身長、体重を診療情報から取得し、身長・体重から BMI を算出した。転倒歴は過去 1 年間の転倒に関して調査した。理学療法士によって全対象者の Br.stage³⁶⁾、FMA-LE⁵³⁾、BBS⁵⁴⁾、FIM⁵⁵⁾、TUG¹²⁾、6MWT¹³⁾、Falls Efficacy Scale International（以下、FES-I）⁷⁴⁾が評価された。TUG は椅子から立ち上がり 3m 先の目印を回って、再び椅子に着座するまでの所要時間を計測する評価法である¹²⁾。6MWT は耐久力を含めた歩行能力の評価であり、6 分間で可能な限り長い距離を歩いた時の距離を測定するテストである¹³⁾。FES-I は屋内外の動作 16 項目に関して、動作時に転倒しないよう気を遣っているかどうかを 4 段階で評価し、その合計点によって転倒に関連する自己効力感を定量化する質問紙法である⁷⁴⁾。

歩行測定機器には簡易歩行分析システム「RehaGait® (Hasomed GmbH 社製)」を用いた。歩行測定の方法は研究課題 1 と同様の方法で行った。歩行速度、麻痺側と非麻痺側の股関節屈曲-伸展、膝関節屈曲-伸展、足関節背屈-底屈角度を測定した。麻痺側は脳卒中により運動機能が低下している側と定義した。

3. データ解析

研究課題 1、2 と同様に計測された歩行中の下肢関節角度の時系列変化を表す関節角度波形から CC_{norm} を算出し運動学的歩行非対称性の指標とした³⁹⁾⁴⁰⁾。

4. 統計解析

対象者の転倒歴から転倒群・非転倒群に分け各変数を 2 群間で比較した。Shapiro-Wilk 検定によりデータに正規性が認められる場合は対応のない t 検定、データに正規性が認められない場合は Mann-Whitney の U 検定を使用した。従属変数を転倒の有無、独立変数を年齢、性別、脳卒中発症からの期間、BMI、FMA-LE、BBS、FIM、歩行速度、TUG、6MWT、股関節 CC_{norm}、膝関節 CC_{norm}、足関節 CC_{norm} として変数増加法（尤度比）による多重ロジスティック回帰分析を行った。多重共線性に留意し Variance Inflation Factor（以下、VIF）を確認した。本解析で多重共線性が生じる変数の関係性は見られなかった。次に、従属変数を転倒恐怖感の評価である FES-I、独立変数を年齢、性別、脳卒中発症からの期間、BMI、FMA-LE、BBS、FIM、歩行速度、TUG、6MWT、股関節 CC_{norm}、膝関節 CC_{norm}、足関節 CC_{norm} としてステップワイズ法による重回帰分析を行った。VIF を確認したところ、多重共線性が生じる変数の関係性は見られなかった。全ての解析において統計学的な有意水準は 5%とした。統計解析ソフトは SPSS version 25 for Windows（日本アイビーエム）を用いた。

結果

1. 基本的情報の群間比較

非転倒群が 19 名（52.8%）、転倒群が 17 名（47.2%）であった。表 5 に基本的情報の群間比較を示す。転倒群は非転倒群と比較し FIM、6MWT が有意に低かった。他の基本項目には統計上有意な差はなかった。

表 5 転倒群と非転倒群の比較

	非転倒群	転倒群
年齢 (歳)	63.5±11.6	63.6±10.2
性別 (男/女)	14/5	14/3
BMI (kg/m ²)	23.0±3.1	25.1±3.3
診断 (梗塞/出血)	9/10	6/11
麻痺側 (右/左)	12/7	9/8
下肢 Br. stage (III/IV/VI)	6/7/6	13/2/2
装具の使用 (あり/なし)	10/9	12/5
発症からの期間 (ヶ月)	76.1±49.1	101.4±63.9
FMA-LE (点)	23.3±5.0	20.9±4.2
BBS (点)	48.5±5.1	44.7±6.7
FIM (点)	118.3±7.0	111.6±12.5**
FES-I (点)	33.0±9.8	35.1±12.1
6MWT (m)	296.6±103.7	225.4±100.8*
TUG (m/s)	14.00±4.83	21.86±21.84
歩行速度 (m/s)	0.92±0.27	0.73±0.31
CC _{norm} 股関節	0.9241±0.0623	0.8104±0.2259
膝関節	0.8867±0.0868	0.8804±0.1015
足関節	0.7336±0.1746	0.7123±0.1754

BMI: Body Mass Index, Br.stage: Brunnstrom recovery stage, FMA-LE: Fugl-Meyer Assessment for the lower extremity, BBS: Berg Balance Scale, FIM: Functional Independence Measure, FES-I: Falls Efficacy Scale International, 6MWT: 6 Minutes Walking Test, TUG: Time Up and Go test, CC_{norm}: normalized Cross-Correlation

*p<0.05, **p<0.01

2. 転倒の有無に関する多重ロジスティック回帰分析

表 6 に転倒の有無を従属変数とした多重ロジスティック回帰分析の結果を示す。変数に股関節 CC_{norm} が抽出されたが転倒との有意な関連は認めなかった。

表 6 転倒の有無に関する多重ロジスティック回帰分析

項目	回帰係数	p 値	オッズ比	95%信頼区間	
				下限	上限
股関節 CC _{norm}	-6.938	0.082	0.001	0	2.43
定数	6.046	0.095			

モデル x² 検定 p<0.05

判別の中率 61.1%

3. 転倒恐怖感に関する重回帰分析

表 7 に FES-I を従属変数とした重回帰分析の結果を示す。FES-I には股関節 CC_{norm} と膝関節 CC_{norm} が有意な関連を認めた。

表 7 転倒恐怖感に関する重回帰分析

項目	偏回帰係数	標準偏回帰係数	p 値	95%信頼区間	
				下限	上限
定数	42.09		0	19.94	64.24
股関節 CC_{norm}	-25.66	-0.4	0.012	-45.32	-5.99
足関節 CC_{norm}	19.64	0.31	0.046	0.4	38.89

R²=0.25, ANOVA p<0.01

考察

慢性期脳卒中片麻痺患者の転倒に運動学的歩行非対称性は関連しなかった。しかし、転倒恐怖感には股関節 CC_{norm} と足関節 CC_{norm} が有意な関連を認め、股関節の運動学的非対称性が高いほど転倒恐怖感が低く、足関節の運動学的非対称性が高いほど転倒恐怖感が高いことが明らかになった。

脳卒中片麻痺患者の転倒のリスク因子には ADL やバランス、痙性の程度、うつ、注意障害など様々な要因が関連する⁷⁵⁻⁷⁸⁾。歩行障害の関連についても報告されているが³⁹⁾⁷³⁾、本研究で検討した運動学的歩行非対称性は関連を認めなかった。本結果は運動学的歩行非対称性が転倒の予測因子になるとは言えず、他の要因にも目を向ける必要があることを示している。

一方、転倒恐怖感は運動学的歩行非対称性と有意な関連を認めた。転倒および転倒恐怖感と歩行特性に関してはいくつかの先行研究が報告されている。Shimada ら⁷⁹⁾は転倒歴と歩行特性の関連から、速いケイデンスが転倒リスクを高めること、また遅いケイデンスと短いストライドの組み合わせが転倒リスクを高めることを報告している。Ayoubi ら⁸⁰⁾は転倒恐怖感のない転倒者よりも転倒恐怖感のある転倒者の方が歩幅の時間変動性が有意に高かったことを報告している。どの歩行パラメータが転倒予測に優れているのかについては統一された

見解は得られていないものの、歩行特性に対する負の影響が転倒や転倒恐怖感に関連することは明らかである。多くの先行研究は高齢者を対象に行われているが⁷⁹⁻⁸¹⁾、本結果は脳卒中片麻痺患者の疾患特有な歩行障害である歩行非対称性が転倒恐怖感と関連することを明らかにした。加えて、転倒恐怖感はバランスや日常生活活動と関連し³⁾⁶⁹⁾、運動学的歩行非対称性は日常生活活動と関連することが報告されている⁸²⁾。運動学的歩行非対称性は転倒恐怖感を介して日常生活活動の狭小化やそれに伴う身体機能低下に繋がる可能性がある。

転倒恐怖感に関連する要因に関して、本結果は股関節 CC_{norm} が高いほど転倒恐怖感は小さく、足関節 CC_{norm} が高いほど転倒恐怖感は大きくなることを示している。脳卒中片麻痺患者は関節可動域の減少から前方への推進力が不十分となり、非対称で不安定な歩行パターンとなる⁸³⁾⁸⁴⁾。脳卒中片麻痺患者の対する歩行トレーニングは股関節の可動域や伸展モーメントの改善とともに歩幅の対称比を改善する⁸³⁾⁸⁴⁾。股関節の運動学的な対称性は安定した歩行パターンを導き、転倒恐怖感を軽減していると考えられる。足関節の対称性について、本研究では対象者に装具の使用を認めている。脳卒中片麻痺患者の短下肢装具は、立脚時には重心を前方に滑らかに移動させ、遊脚期には下垂足・内反尖足を制動する役割を持つ⁴⁸⁾。異常な歩行パターンを抑制することで歩行自立を促進するが、底屈方向の運動が制動されることで立脚後期の足関節底屈による蹴りだしは消失もしくは減少する⁸⁵⁾。つまり、装具の使用により歩行安定性を確保することはできるものの非麻痺側とは異なった運動制御となり運動学的な非対称性が生じる。その結果、足関節では運動学的に非対称であるほど歩行が安定し転倒恐怖感は小さかった可能性がある。

結論

歩行周期全体の関節角度変化を要約し単一の値として定義することができる CC_{norm} は、臨床の運動学的歩行非対称性の評価における第一の指標として有用である。運動学的歩行非対称性は転倒との関連は認めず、転倒予測には他の要因を検討していく必要がある。しかし、運動学的歩行非対称性は歩行速度や日常生活活動、バランス、転倒恐怖感などの臨床指標と関連を認める。転倒との直接的な関連はないが、転倒恐怖感を介して日常生活活動の狭小化や身体機能低下に関与している可能性がある。

謝 辞

本研究にご理解、ご協力頂いた被験者の皆様、佐藤剛章氏、宮川大地氏をはじめとする鹿教湯三才山リハビリテーションセンター鹿教湯病院のスタッフの皆様、日本保健医療大学の先生方に深謝申し上げます。また研究の遂行にあたり、御懇意なる御指導、御鞭撻を賜りました指導教員の對馬栄輝教授に心より感謝申し上げます。

本研究成果の一部は、JSPS 科研費 JP19K19882 の助成を受けたものです。深謝致します。

引用文献

- 1) Indredavik B, Rohweder G, Naalsund E, et al.: Medical complications in a comprehensive stroke unit and an early supported discharge service. *Stroke* 39: 414-420, 2008
- 2) Kerse N, Parag V, Feigin VL, et al.: Falls after stroke: results from the Auckland Regional Community Stroke (ARCOS) Study, 2002 to 2003. *Stroke* 39: 1890-1893, 2008
- 3) Belgen B, Beninato M, Sullivan PE, et al.: The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 87: 554-561, 2006
- 4) Harris JE, Eng JJ, Marigold DS, et al.: Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. *Phys Ther* 85: 150-158, 2005
- 5) Ashburn A, Hyndman D, Pickering R, et al.: Predicting people with stroke at risk of falls. *Age Ageing* 37: 270-276, 2008
- 6) Sackley C, Brittle N, Patel S, et al.: The prevalence of joint contractures, pressure sores, painful shoulder, other pain, falls, and depression in the year after a severely disabling stroke. *Stroke* 39: 3329-3334, 2008
- 7) Hyndman D, Ashburn A, Stack E: Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil* 83: 165-170, 2002
- 8) Goto Y, Otaka Y, Suzuki K, et al.: Incidence and circumstances of falls among community-dwelling ambulatory stroke survivors: A prospective study. *Geriatr Gerontol Int* 19: 240-244, 2019
- 9) Keenan MA, Perry J, Jordan C: Factors affecting balance and ambulation following stroke. *Clin Orthop Relat Res*: 165-171, 1984
- 10) Weerdesteyn V, de Niet M, van Duijnhoven HJ, et al.: Falls in individuals with stroke. *J Rehabil Res Dev* 45: 1195-1213, 2008

- 11) Kwan MS, Hassett LM, Ada L, et al.: Relationship between lower limb coordination and walking speed after stroke: an observational study. *Braz J Phys Ther* 23: 527-531, 2019
- 12) Podsiadlo D, Richardson S: The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 39: 142-148, 1991
- 13) Enright PL: The six-minute walk test. *Respir Care* 48: 783-785, 2003
- 14) Dean CM, Rissel C, Sherrington C, et al.: Exercise to enhance mobility and prevent falls after stroke: the community stroke club randomized trial. *Neurorehabil Neural Repair* 26: 1046-1057, 2012
- 15) Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, et al.: Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil* 64: 583-587, 1983
- 16) Mizrahi J, Susak Z, Heller L, et al.: Variation of time-distance parameters of the stride as related to clinical gait improvement in hemiplegics. *Scand J Rehabil Med* 14: 133-140, 1982
- 17) Olney SJ, Griffin MP, McBride ID: Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther* 74: 872-885, 1994
- 18) Wall JC, Turnbull GI: Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 67: 550-553, 1986
- 19) Woolley SM: Characteristics of gait in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil* 7: 1-18, 2001
- 20) Hendrickson J, Patterson KK, Inness EL, et al.: Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait Posture* 39: 177-181, 2014
- 21) 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* 31: 241-246, 2010
- 22) Patterson KK, Mansfield A, Biasin L, et al.: Longitudinal changes in poststroke spatiotemporal gait asymmetry over inpatient rehabilitation. *Neurorehabil Neural*

- Repair 29: 153-162, 2015
- 23) Mansfield A, Wong JS, McIlroy WE, et al.: Do measures of reactive balance control predict falls in people with stroke returning to the community? *Physiotherapy* 101: 373-380, 2015
 - 24) Balaban B, Tok F: Gait disturbances in patients with stroke. *Physical Therapy* 6: 635-642, 2014
 - 25) Boudarham J, Roche N, Pradon D, et al.: Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients. *PLoS One* 8: e66421, 2013
 - 26) Awad LN, Palmer JA, Pohlig RT, et al.: Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 29: 416-423, 2015
 - 27) Finley JM, Bastian AJ, Gottschall JS: Learning to be economical: the energy cost of walking tracks motor adaptation. *J Physiol* 591: 1081-1095, 2013
 - 28) Sánchez N, Finley JM: Individual Differences in Locomotor Function Predict the Capacity to Reduce Asymmetry and Modify the Energetic Cost of Walking Poststroke. *Neurorehabil Neural Repair* 32: 701-713, 2018
 - 29) Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al.: Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil* 89: 304-310, 2008
 - 30) Schwartz MH, Rozumalski A: The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture* 28: 351-357, 2008
 - 31) Cretual A, Bervet K, Ballaz L: Gillette Gait Index in adults. *Gait Posture* 32: 307-310, 2010
 - 32) Sadeghi H: Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait Posture* 17: 197-204, 2003
 - 33) Grigoriu AI, Lempereur M, Bouvier S, et al.: Characteristics of newly acquired gait in toddlers with unilateral cerebral palsy: Implications for early rehabilitation. *Ann Phys Rehabil Med*, 2019
 - 34) Nüesch C, Roos E, Egloff C, et al.: The effect of different running shoes on treadmill running mechanics and muscle activity assessed using statistical parametric mapping

- (SPM). *Gait Posture* 69: 1-7, 2019
- 35) Nieuwenhuys A, Papageorgiou E, Desloovere K, et al.: Statistical Parametric Mapping to Identify Differences between Consensus-Based Joint Patterns during Gait in Children with Cerebral Palsy. *PLoS One* 12: e0169834, 2017
 - 36) Sawner K, LaVigne JM, Brunnstrom S: *Brunnstrom's movement therapy in hemiplegia : a neurophysiological approach*. Lippincott, 1992
 - 37) Nüesch C, Roos E, Pagenstert G, et al.: Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system. *J Biomech* 57: 32-38, 2017
 - 38) Lemay JF, Nadeau S: Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg Balance Scale. *Spinal Cord* 48: 245-250, 2010
 - 39) Lien WC, Cheng YH, Kuan TS, et al.: Comparison of gait symmetry between poststroke fallers and nonfallers during level walking using triaxial accelerometry: A STROBE-compliant cross-sectional study. *Medicine (Baltimore)* 96: e5990, 2017
 - 40) Gouwanda D, Senanayake SM: Identifying gait asymmetry using gyroscopes--a cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach. *J Biomech* 44: 972-978, 2011
 - 41) Reisman D, Kesar T, Perumal R, et al.: Time course of functional and biomechanical improvements during a gait training intervention in persons with chronic stroke. *J Neurol Phys Ther* 37: 159-165, 2013
 - 42) Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, McBride I, et al.: Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *J Rehabil Med* 33: 53-60, 2001
 - 43) Wonsetler EC, Bowden MG: A systematic review of mechanisms of gait speed change post-stroke. Part 2: exercise capacity, muscle activation, kinetics, and kinematics. *Top Stroke Rehabil* 24: 394-403, 2017
 - 44) Wonsetler EC, Bowden MG: A systematic review of mechanisms of gait speed

- change post-stroke. Part 1: spatiotemporal parameters and asymmetry ratios. *Top Stroke Rehabil* 24: 435-446, 2017
- 45) Olney SJ, Richards C: Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* 4: 136-148, 1996
 - 46) Bleyenheuft C, Cockx S, Caty G, et al.: The effect of botulinum toxin injections on gait control in spastic stroke patients presenting with a stiff-knee gait. *Gait Posture* 30: 168-172, 2009
 - 47) Mazzoli D, Giannotti E, Manca M, et al.: Electromyographic activity of the vastus intermedius muscle in patients with stiff-knee gait after stroke. A retrospective observational study. *Gait Posture* 60: 273-278, 2018
 - 48) Tyson SF, Sadeghi-Demneh E, Nester CJ: A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. *Clin Rehabil* 27: 879-891, 2013
 - 49) Lewek MD, Bradley CE, Wutzke CJ, et al.: The relationship between spatiotemporal gait asymmetry and balance in individuals with chronic stroke. *J Appl Biomech* 30: 31-36, 2014
 - 50) Alexander LD, Black SE, Patterson KK, et al.: Association between gait asymmetry and brain lesion location in stroke patients. *Stroke* 40: 537-544, 2009
 - 51) Sibley KM, Tang A, Patterson KK, et al.: Changes in spatiotemporal gait variables over time during a test of functional capacity after stroke. *J Neuroeng Rehabil* 6: 27, 2009
 - 52) Lancu I, Olmer A: [The minimental state examination--an up-to-date review]. *Harefuah* 145: 687-690, 701, 2006
 - 53) Bushnell C, Bettger JP, Cockroft KM, et al.: Chronic Stroke Outcome Measures for Motor Function Intervention Trials: Expert Panel Recommendations. *Circ Cardiovasc Qual Outcomes* 8: S163-169, 2015
 - 54) Blum L, Korner-Bitensky N: Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Phys Ther* 88: 559-566, 2008

- 55) Chumney D, Nollinger K, Shesko K, et al.: Ability of Functional Independence Measure to accurately predict functional outcome of stroke-specific population: systematic review. *J Rehabil Res Dev* 47: 17-29, 2010
- 56) Iuppariello L, D'Addio G, Romano M, et al.: Efficacy of the Regent Suit-based rehabilitation on gait EMG patterns in hemiparetic subjects: a pilot study. *Eur J Phys Rehabil Med* 54: 705-716, 2018
- 57) Yang YR, Mi PL, Huang SF, et al.: Effects of neuromuscular electrical stimulation on gait performance in chronic stroke with inadequate ankle control - A randomized controlled trial. *PLoS One* 13: e0208609, 2018
- 58) Rozanski GM, Wong JS, Inness EL, et al.: Longitudinal change in spatiotemporal gait symmetry after discharge from inpatient stroke rehabilitation. *Disabil Rehabil* 42: 705-711, 2020
- 59) Moore SA, Hickey A, Lord S, et al.: Comprehensive measurement of stroke gait characteristics with a single accelerometer in the laboratory and community: a feasibility, validity and reliability study. *J Neuroeng Rehabil* 14: 130, 2017
- 60) Oyake K, Yamaguchi T, Sugasawa M, et al.: Validity of gait asymmetry estimation by using an accelerometer in individuals with hemiparetic stroke. *J Phys Ther Sci* 29: 307-311, 2017
- 61) Trojaniello D, Ravaschio A, Hausdorff JM, et al.: Comparative assessment of different methods for the estimation of gait temporal parameters using a single inertial sensor: application to elderly, post-stroke, Parkinson's disease and Huntington's disease subjects. *Gait Posture* 42: 310-316, 2015
- 62) Yang S, Zhang JT, Novak AC, et al.: Estimation of spatio-temporal parameters for post-stroke hemiparetic gait using inertial sensors. *Gait Posture* 37: 354-358, 2013
- 63) Lin PY, Yang YR, Cheng SJ, et al.: The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 87: 562-568, 2006
- 64) Lewek MD, Osborn AJ, Wutzke CJ: The influence of mechanically and

- physiologically imposed stiff-knee gait patterns on the energy cost of walking. *Arch Phys Med Rehabil* 93: 123-128, 2012
- 65) Stoquart GG, Detrembleur C, Palumbo S, et al.: Effect of botulinum toxin injection in the rectus femoris on stiff-knee gait in people with stroke: a prospective observational study. *Arch Phys Med Rehabil* 89: 56-61, 2008
- 66) Kinsella S, Moran K: Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot. *Gait Posture* 27: 144-151, 2008
- 67) Iosa M, Fusco A, Morone G, et al.: Assessment of upper-body dynamic stability during walking in patients with subacute stroke. *J Rehabil Res Dev* 49: 439-450, 2012
- 68) Stephenson JL, De Serres SJ, Lamontagne A: The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke. *Gait Posture* 31: 109-115, 2010
- 69) Andersson AG, Kamwendo K, Appelros P: Fear of falling in stroke patients: relationship with previous falls and functional characteristics. *Int J Rehabil Res* 31: 261-264, 2008
- 70) Schmid AA, Arnold SE, Jones VA, et al.: Fear of falling in people with chronic stroke. *Am J Occup Ther* 69: 6903350020, 2015
- 71) Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG: Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. *Phys Ther* 86: 1501-1510, 2006
- 72) Lee LW, Kerrigan DC: Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. *Am J Phys Med Rehabil* 78: 242-246, 1999
- 73) Sheikh M, Hosseini HA: Investigating the relationship between spatiotemporal gait variability and falls self-efficacy in individuals with chronic stroke. *Physiother Theory Pract*: 1-9, 2020
- 74) Yardley L, Beyer N, Hauer K, et al.: Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age Ageing* 34: 614-619, 2005
- 75) Forster A, Young J: Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *Bmj* 311: 83-86, 1995

- 76) Hyndman D, Ashburn A: People with stroke living in the community: Attention deficits, balance, ADL ability and falls. *Disabil Rehabil* 25: 817-822, 2003
- 77) Jørgensen L, Engstad T, Jacobsen BK: Higher incidence of falls in long-term stroke survivors than in population controls: depressive symptoms predict falls after stroke. *Stroke* 33: 542-547, 2002
- 78) Soyuer F, Oztürk A: The effect of spasticity, sense and walking aids in falls of people after chronic stroke. *Disabil Rehabil* 29: 679-687, 2007
- 79) Shimada H, Kim H, Yoshida H, et al.: Relationship between Age-Associated Changes of Gait and Falls and Life-Space in Elderly People. *Journal of Physical Therapy Science* 22: 419-424, 2010
- 80) Ayoubi F, Launay C, Annweiler C, et al.: Fear of falling, falls, and gait variability in older community-dwelling individuals: is there an association? *J Am Geriatr Soc* 61: 1236-1238, 2013
- 81) Brach JS, Berlin JE, VanSwearingen JM, et al.: Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *J Neuroeng Rehabil* 2: 21, 2005
- 82) Ogihara H, Tsushima E, Kamo T, et al.: Kinematic gait asymmetry assessment using joint angle data in patients with chronic stroke-A normalized cross-correlation approach. *Gait Posture* 80: 168-173, 2020
- 83) Seo JS, Yang HS, Jung S, et al.: Effect of reducing assistance during robot-assisted gait training on step length asymmetry in patients with hemiplegic stroke: A randomized controlled pilot trial. *Medicine (Baltimore)* 97: e11792, 2018
- 84) Srivastava S, Kao PC, Kim SH, et al.: Assist-as-Needed Robot-Aided Gait Training Improves Walking Function in Individuals Following Stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 23: 956-963, 2015
- 85) Kobayashi T, Orendurff MS, Hunt G, et al.: The effects of alignment of an articulated ankle-foot orthosis on lower limb joint kinematics and kinetics during gait in individuals post-stroke. *J Biomech* 83: 57-64, 2019

Abstract

Influence of gait characteristics on falls in hemiplegic stroke patients

Hirofumi Ogihara

Graduate School of Health Sciences, Hirosaki University

Comparison of kinematic gait asymmetry using lower limb joint angle data in chronic stroke patients and healthy adults

Aim: The purpose of this study was to compare gait asymmetry using lower limb joint angles during walking in stroke patients and healthy adults to define "kinematic gait asymmetry".

Method: Twelve chronic stroke patients and 13 healthy adults participated in this study. Age, gender, height, weight, and BMI of the subjects were obtained from their medical records. A motion analysis system was used to record hip joint angles, knee joint angles, and ankle joint angles. The CC_{norm} , Symmetry Index (SI) and Symmetry Ratio (SR) were calculated using the flexion-extension joint angles of hip, knee, and ankle in the sagittal plane to assess the degree of kinematic gait asymmetry. The chronic stroke patients and young adults were compared using the Mann-Whitney U test for the values of CC_{norm} , SI, and SR.

Results: There were significant differences in SI (hip flexion, hip extension, knee flexion, knee extension, and ankle plantarflexion angles), SR (hip flexion, hip extension, and knee flexion angles), and CC_{norm} (knee and ankle joints).

Conclusion: This result cannot mean that one index is better than the other. However, for assessing asymmetry with kinematic changes such as joint angles during gait, CC_{norm} is useful as an initial clinical gait assessment because it can collectively define the changes in joint angles throughout the gait cycle as a single value.

Kinematic gait asymmetry assessment using joint angle data in patients with chronic stroke-A normalized cross-correlation approach

Aim: This study used normalized cross-correlation (CC_{norm}) to define kinematic gait asymmetry in individuals after stroke and investigated the usefulness of this assessment.

Methods: The study involved 12 patients with chronic stroke. A motion analysis system was used to record gait speed, hip joint angles, knee joint angles, ankle joint angles, stance time, and swing time. The CC_{norm} was calculated using the flexion-extension joint angles of hip, knee, and ankle in the sagittal plane to assess the degree of kinematic gait asymmetry. The symmetry ratio (SR) was calculated using stance and swing times to assess the degree of temporal gait asymmetry. Clinical outcomes were measured using the Fugl-Meyer Assessment for the lower extremity (FMA-LE), Berg Balance Scale (BBS), and Functional Independence Measure (FIM).

Results: Hip CC_{norm} was correlated with SR_{swing} ($r=-0.612$, $p < 0.05$). Knee CC_{norm} was correlated with SR_{stance} ($r = 0.807$, $p < 0.01$), SR_{swing} ($r=-0.752$, $p < 0.05$), gait speed ($r = 0.654$, $p < 0.05$), BBS ($r = 0.717$, $p < 0.01$), and FIM ($r = 0.735$, $p < 0.01$).

Conclusion: Hip and knee joint CC_{norm} appear to be useful tools for the assessment of gait asymmetry in stroke patients. In addition, kinematic gait asymmetry of the knee joint could reflect physical function, balance, and activities of daily living. These

findings underline the importance of using kinematic gait asymmetry assessment in chronic stroke patients.

Relationship between kinematic gait asymmetry and falls in chronic stroke patients

Aim: The purpose of this study was to clarify the relationship between kinematic gait asymmetry and falls in stroke patients.

Method: The study involved 36 patients with chronic stroke. A motion analysis system was used to record gait speed, hip joint angles, knee joint angles, and ankle joint angles. The CC_{norm} was calculated using the flexion-extension joint angles of hip, knee, and ankle in the sagittal plane to assess the degree of kinematic gait asymmetry. The physical therapist evaluated Br.stage, FMA-LE, Time Up and Go test (TUG), BBS, FIM, and Falls Efficacy Scale-International (FES-I).

Results: FIM and 6MWT were significantly lower in fallers than in non-fallers. There were no statistically significant differences in other variables. The results of multiple logistic regression analysis on falls showed that no variable was significantly associated with falls. Multiple logistic regression analysis on fear of falling showed that hip CC_{norm} and knee CC_{norm} were significantly associated with fear of falling.

Conclusion: There was no association between kinematic gait asymmetry and falls. This indicates that other factors need to be considered for falls. Kinematic gait asymmetry was associated with fear of falling. Kinematic gait asymmetry may be involved in life through the fear of falling.