

## Original Article

## 脳卒中片麻痺患者における Hand-Held-Dynamometer を用いた筋力測定値の最小可検変化量

伊藤翔太,<sup>1</sup> 谷川広樹,<sup>2</sup> 近藤 輝,<sup>1,3</sup> 小関秀宙,<sup>1</sup>  
伊藤俊貴,<sup>1</sup> 藤村健太,<sup>2</sup> 寺西利生<sup>2</sup>

<sup>1</sup>藤田医科大学病院リハビリテーション部

<sup>2</sup>藤田医科大学保健衛生学部リハビリテーション学科

<sup>3</sup>藤田医科大学医学部リハビリテーション医学講座

## 要旨

Itoh S, Tanikawa H, Kondo H, Ozeki S, Ito T, Fujimura K, Teranishi T. Minimal Detectable Change in Muscle Strength Measurements Obtained Using a Hand-Held Dynamometer in Patients with Stroke. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2025; 16: 9–18.

本研究は、慢性期脳卒中片麻痺患者における Hand-Held Dynamometer (HHD) を用いた筋力測定の信頼性を評価したうえで最小可検変化量 (MDC<sub>95</sub>) を算出することを目的とした。対象は脳卒中発症後 180 日以上経過した片麻痺患者で、HHD を用いて麻痺側下肢の筋力を測定し、歩行速度を評価した。筋力測定の評価者内信頼性は、股関節屈曲、股関節内転、股関節外転、膝関節伸展、足関節背屈、および足関節底屈での級内相関係数 (ICC) が 0.989 から 0.998 であった。評価者間信頼性は 0.886 から 0.939 と良好であった。Bland-Altman 分析では系統誤差を認めず、各関節運動の MDC<sub>95</sub> が算出された。股関節屈曲、股関節内転、膝関節伸展、足関節背屈、足関節底屈の筋力と歩行速度には有意な相関が見られたが、股関節外転の筋力とは関連がなかった。各筋力測定時の MDC<sub>95</sub> が確立され、測定誤差を超える真の変化を検出する基準が明確になった。本研究により、HHD は慢性期脳卒中片麻痺患者の下肢筋力測定において高い信頼性を持つことが確認され、個々の筋力と歩行能力との関係が明らかになった。これにより、歩行速度の向上を目指した治療部位の特定が可能となり、MDC<sub>95</sub> を用いることで

介入効果の判定がより精密に行えることが示唆された。

**キーワード：**脳卒中、Hand-Held Dynamometer (HHD)、筋力、信頼性、最小可検変化量 (Minimal Detectable Change: MDC)

## はじめに

脳卒中患者の多くが歩行自立度の低下 [1] や足関節の内反などの異常な運動 (歩行) パターンの出現 [2]、足クリアランスの低下 [3] 等の歩行障害を呈する。脳卒中患者の歩行の再獲得はリハビリテーションにおける目的の 1 つ [4] であり、脳卒中患者の歩行再建において、歩行障害の病態や程度を的確に把握することは重要である。歩行障害の程度を把握するために様々な評価が行われているが、歩行能力を代表とする指標として歩行速度が用いられることが多い [5]。歩行速度の低下は転倒リスクや歩行自立度、Quality of life と関連している [6–8] ため重要な指標であり、実際に多くの研究でも main outcome として歩行速度が用いられている。

歩行速度は運動麻痺の重症度と関連があるという報告 [9] や、運動麻痺よりも筋力と関連があったという報告 [10] もある。また、脳卒中患者に対する筋力増強練習の効果に関するメタアナリシスでは、麻痺側下肢筋力の向上に伴い歩行速度も向上すると報告されている [11]。そのため、歩行速度を向上させるためには、麻痺側下肢のどの筋に筋力低下が生じているのか詳細に評価し、介入部位を決定することが重要である。

筋力の評価は徒手筋力検査法 (Manual Muscle Testing: MMT) が広く用いられている。MMT は検査者の徒手で抵抗をかけて評価し、6 段階の順序尺度で評価する手法である。計測機器を必要とせず、簡便に評価することが可能である。しかし、実際に筋力が増加しているのにも関わらず、MMT ではその変化を捉えられないことがあること [12] やグレード 4, 5 の判定は主観的に評価されるため、客観性の低さ [13] が問題点として指摘されている。Fugl-Meyer assessment; FMA や Stroke Impairment Assessment Set; SIAS, MMT では、個々の筋肉についての詳細な評価は困難であることに加えて、順序尺度であるため、わずかな変化を捉えるのも困難であるのが現状

著者連絡先：伊藤翔太

藤田医科大学病院リハビリテーション部

〒470-1192 愛知県豊明市杏掛町田楽が窪 1-98

E-mail : itosho02@fujita-hu.ac.jp

2025 年 3 月 10 日受理

利益相反：本研究において一切の利益相反や研究資金の提供はありません。



This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial NoDerivatives International License.

©2025 Kaifukuki Rehabilitation Ward Association

である。

筋力を定量的に評価する1つの手法としてポータブルの Hand-Held Dynamometer (HHD) を使用した筋力測定がしばしば行われる。HHD の測定法の信頼性については様々な疾患で検討され [14-29]、簡便に使用可能なため、臨床現場でも広く活用されている。研究の方法論を評価する Consensus-based Standards for the selection of health Measurement Instruments; COSMIN のチェックリストにおいて、サンプルサイズが20未満の論文の質は低いと判定されているが [30]、HHD での信頼性についてのシステマティックレビューでは、サンプルサイズが20未満の報告がほとんどである [31]。

治療効果を判定する際、患者の変化は測定誤差を越えることで、はじめて真の変化と判断される。そのため、各評価手技や評価対象者における測定誤差を明らかにすることは、治療の効果判定を行う上で重要である。脳卒中患者を対象に筋力測定時の信頼性の検証に加えて、最小可検変化量 (Minimal Detectable Change: MDC) の分析をした報告はない。さらに、変形性膝関節症患者を対象にし、HHD を用いて膝伸展筋力を評価した際、筋力が強いほど、測定誤差が大きくなることが報告されている [22]。しかし、片麻痺患者において、運動麻痺の重症度と測定誤差 (筋力測定時の測定値のばらつき) との関係を検査した報告はない。

本研究では、20例以上の脳卒中片麻痺患者の麻痺側下肢筋力を HHD で測定し、信頼性の検証と最小可検変化量を算出すること、運動麻痺の重症度が筋力測定時の測定誤差に影響を与えるか分析すること、歩行速度と関連する筋力がどの筋か明らかにすることを目的とした。

## 方法

### 1. 対象

選択基準 (inclusion criteria) は、2011年3月から2024年9月の期間で発症後日数180日以上経過している脳卒中片麻痺患者で、研究に同意を得て身体機能評価を実施することができた藤田医科大学病院の外来患者とした。除外基準 (exclusion criteria) は、脳卒中発症前の日常生活活動に支障があった患者、下肢に疼痛や整形外科的な既往がある症例、高次脳機能障害や認知機能低下により指示に応じられない症例とした。本研究は藤田医科大学研究倫理審査委員会 (HM22-161) の承認を得て実施した。研究を行うにあたり、対象には口頭および文書にて実験の趣旨と内容を十分に説明し、文書で同意を得た。

### 2. 機器および実験手順

評価時の年齢、性別、疾患、障害側、発症後日数、Stroke Impairment Assessment Set の運動項目 (SIAS-m) [32] を調査した。麻痺側の股関節屈曲、股関節内転、股関節外転、膝関節伸展、足関節底屈、足関節背屈の筋力を評価した。筋力の評価には HHD ( $\mu$ TasF-1, アニマ株式会社製) を使用し、最大等尺性収縮を3秒間、2回ずつ連続で測定し、各測定間には十分な休憩を挟んだ。評価者内信頼性の検証は、1名の対象者に対して経験年数が7年目と6年目の2名の理学療法士ど

ちらかが評価を実施した。評価者間信頼性は、1名の対象者に対して経験年数が9年目と5年目の2名の理学療法士がランダムに評価した。

センサーの位置は先行研究 [25-29] と同様に股関節屈曲、膝関節伸展、足関節背屈は端座位で、股関節内転、股関節外転、足関節底屈は背臥位で、代償を抑制するように実施した (図1)。1回目と2回目の測定間にはセンサーを対象者から1度離れた後、再度、設置して測定した。測定前には対象者に測定方法の説明を行い、理解が良好であったことを確認し、十分な練習を行った後、測定を行った。代償が出現した際には測定をし直した。さらに、歩行能力と筋力との関係を分析するために快適歩行速度を測定した。快適歩行速度は装具を使用せず、裸足で10m歩行路を歩行した。杖なしで歩行困難な症例は杖を使用して評価を実施した。

### 3. 解析

筋力値 (N) を各対象の体重 (kg) で除して測定値 (N/kg) を算出した。

#### 3.1 評価者内信頼性の検証

各関節運動の評価者内信頼性を検証するために2回の測定値について級内相関係数 ICC (1, 2) を算出した。

#### 3.2 評価者間信頼性の検証

2名の評価者で評価できた症例では、各評価者の2回の平均値を測定値として採用し、各関節運動の評価者内信頼性を検証するために2名の測定値について級内相関係数 ICC (2, 2) を算出した。

#### 3.3 最小可検変化量の算出

評価者内信頼性の対象から得られたデータを用いて、最小可検変化量の算出を行った。運動麻痺の重症度と筋力との関係を分析するために SIAS-m と HHD の測定値の関連性について、Spearman の順位相関係数を算出した。股関節屈曲、股関節外転、股関節内転は SIAS-Hip、膝関節伸展は SIAS-Knee、足関節背屈、足関節底屈は SIAS-Ankle についてそれぞれ SIAS-m 別に群分けし、多重比較を行った。測定値 (N/kg) について、正規性の確認には Shapiro-Wilk 検定を行った。正規性が確認できない場合は、Kruskal-Wallis 検定を用い、統計的に有意な差があった場合は、Steel-Dwass 検定を用いて、多重比較を行った。

得られた測定値に系統誤差があるかを確認するため、Bland-Altman 分析を用いて、加算誤差と比例誤差の検証を行った。加算誤差は2回の測定値について、Wilcoxon の符号付き順位検定を、比例誤差は回帰直線の傾きを算出し、検証した。系統誤差がない場合は MDC<sub>95</sub> を算出した。系統誤差の有無を確認後、混入している誤差範囲を推定した。評価によって得られた測定値が推定される誤差の許容範囲内であれば、その変化は誤差によるものと判断し、推定される誤差の許容範囲外であれば真の変化と判断した。

誤差の検討には、MDC の95%信頼区間である MDC<sub>95</sub> が用いられるため、MDC<sub>95</sub> は95%信頼区間の z 値 (1.96) と差の平均の標準偏差 (SD<sub>d</sub>) を用いて以下の式1で求めた

$$MDC_{95} = 1.96 \times SD_d \dots \dots \dots (式1)$$

ICC の算出、Bland-Altman 分析、MDC<sub>95</sub> の算出を行う際に運動麻痺が重度のため、関節運動が生じない

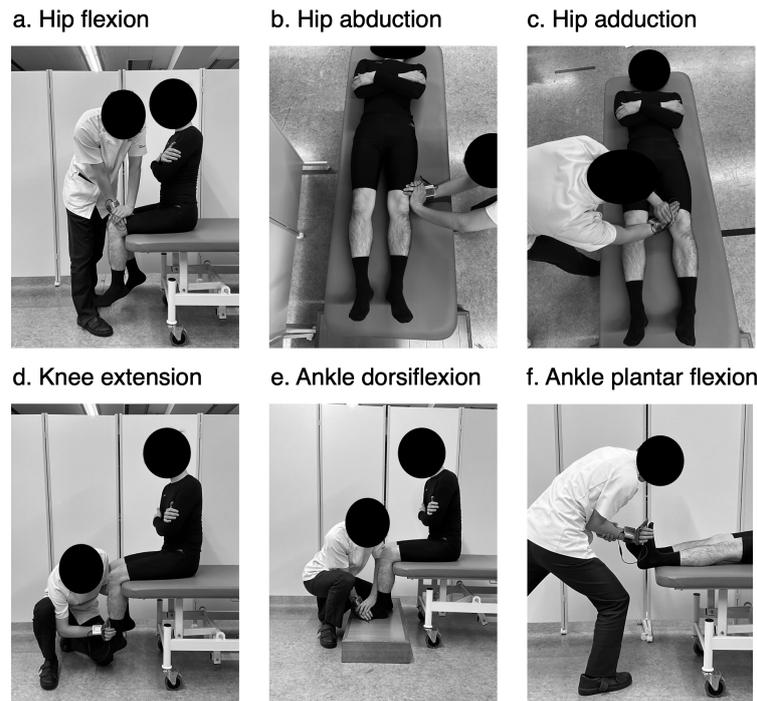


図 1. 計測姿勢

- a. 股関節屈曲 センサー位置：大腿遠位前面 [25, 26]  
 b. 股関節外転 センサー位置：大腿遠位外側 [27]  
 c. 股関節内転 センサー位置：大腿遠位内側 [28]  
 d. 膝関節伸展 センサー位置：下腿遠位前面 [25, 27]  
 e. 足関節背屈 センサー位置：足背 [29]  
 f. 足関節底屈 センサー位置：足底 [25, 27]

表 1. 対象（評価者内信頼性の検証）の詳細

全症例 (n=42)	
性別 (例)	男性：28 女性：14
年齢 (歳)	56.8±14.5
身長 (cm)	163.1±6.9
体重 (kg)	61.0±10.9
発症後日数 (日)	1,771±1,972
SIAS-Hip (点)	3 [2-3]
SIAS-Knee (点)	3 [2-3]
SIAS-Ankle (点)	2 [1-3]
快適歩行速度 (km/h)	1.29±1.01
杖使用の有無 (例)	杖なし：3 杖あり：35 歩行不可：4

SIAS: Stroke Impairment Assessment Set

症例は除外し、解析を行った。SIAS-m と HHD の測定値に相関があった項目に関しては、SIAS-m のスコア毎の MDC<sub>95</sub> も算出した。運動麻痺の重症度と筋力測定時の測定誤差の関係を分析するために股関節屈曲、股関節外転、股関節内転は SIAS-Hip と、膝関節伸展は SIAS-Knee と、足関節背屈と足関節底屈は SIAS-Ankle と各筋力測定時の測定誤差の関係を Spearman の順位相関係数を算出し、分析した。

### 3.4 筋力と歩行速度の関係

測定値と歩行速度の関係を分析するために股関節屈曲、股関節内転、股関節外転、膝関節伸展、足関節背

屈、足関節底屈それぞれ 2 回の平均値と歩行速度の関係を Spearman の順位相関係数を算出し、分析した。

統計解析には、SPSS Statistics Version 24 (IBM, Armonk, NY, USA) と JMP 13 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) を使用し、有意水準は 5% 未満とした。

## 結果

### 1. 評価者内信頼性の検証

評価者内信頼性の解析対象は 42 例であった (表 1)。連続測定の信頼性 ICC (1, 2) は股関節屈曲で 0.992,

股関節外転で0.998, 股関節内転で0.990, 膝関節伸展で0.995, 足関節背屈で0.989, 足関節底屈で0.991であった(表3).

## 2. 評価者間信頼性の検証

評価者間信頼性の解析対象は12例であった(表2). 評価者1と評価者2の評価者間信頼性ICC(2, 2)は, 股関節屈曲で0.908, 股関節外転で0.874, 股関節内転で0.939, 膝関節伸展で0.932, 足関節背屈で0.901, 足関節底屈で0.886であった(表3).

## 3. 最小可検変化量の算出

最小可検変化量の算出は評価者内信頼性検証を行った42例の対象で実施した. Bland-Altman分析の結果を図2に示す. 全ての項目で比例誤差及び加算誤差はなかった(表4). 全例でのMDC<sub>95</sub>は股関節屈曲で0.24, 股関節外転で0.21, 股関節内転で0.15, 膝関節伸展で0.24, 足関節背屈で0.15, 足関節底屈で0.20であった(表4).

## 4. 測定値の平均値と運動麻痺・歩行速度との関係

測定値の平均値は股関節屈曲で $1.38 \pm 0.75$ , 股関節外転で $1.55 \pm 1.10$ , 股関節内転で $0.80 \pm 0.38$ , 膝関節伸展で $1.74 \pm 0.89$ , 足関節背屈で $0.96 \pm 0.47$ , 足関節底屈で $1.17 \pm 0.66$ であった. 股関節屈曲, 膝関節伸展, 足関節背屈, 足関節底屈では, 運動麻痺のSIASが軽症なほど, 測定値が有意に高かった( $p < 0.05$ )(図3, 表5). 測定値と歩行速度の相関係数は股関節屈曲で0.68, 股関節外転で0.22, 股関節内転で0.46, 膝関節伸展で0.60, 足関節背屈で0.62, 足

関節底屈で0.45であった(表5).

## 5. 運動麻痺の重症度毎の測定値と最小可検変化量

運動麻痺の重症度(SIAS-m)と測定値に相関があった股関節屈曲, 膝関節伸展, 足関節背屈, 足関節底屈はSIAS-m別でのMDC<sub>95</sub>を算出した(表6).

## 6. 運動麻痺の重症度と各関節運動時の測定誤差

運動麻痺の重症度(SIAS-m)と各関節運動測定時の測定誤差の相関係数は股関節屈曲で0.25, 股関節外転で-0.24, 股関節内転で0.20, 膝関節伸展で0.18, 足関節背屈で0.09, 足関節底屈で-0.27であった(表7).

## 考察

本研究では, 慢性期脳卒中片麻痺患者の麻痺側下肢筋力をHHDで測定し, 信頼性の検証と最小可検変化量を算出した. どの筋でも信頼性は良好であり, それぞれの関節運動における最小可検変化量が算出できた.

ICCの基準は, 1は完全一致, 0.9以上で優秀, 0.8以上で良好, 0.7以上で普通, 0.6以上で可能, 0.6未満で要再考とされる場合[33]や0.8以上で「Almost perfect」とされる場合[34]もあり, 判断が分かれてしまう可能性があるが, 優れた信頼性を示すためにはICCが0.75を超える必要がある[35]. 本研究ではHHDを用いた脳卒中片麻痺患者の麻痺側下肢筋力測定時の評価者内信頼性ICCは0.99以上, 評価者間信頼性ICCは0.87以上であり, 評価者内信頼性と評価者間信頼性ともに良好な値であったと判断できた.

表2. 対象(評価者間信頼性の検証)の詳細

	全症例 (n=12)
性別(例)	男性:10 女性:2
年齢(歳)	54.8±12.9
身長(cm)	167.7±9.4
体重(kg)	65.6±8.5
発症後日数(日)	2,146±2,206
SIAS-Hip(点)	3 [2-4]
SIAS-Knee(点)	3 [3-3]
SIAS-Ankle(点)	2 [2-2]

SIAS: Stroke Impairment Assessment Set

表3. 評価者間信頼性の検証

	評価者内信頼性		評価者間信頼性
	評価者1 ICC(1, 2)	評価者2 ICC(1, 2)	ICC(2, 2)
股関節屈曲	0.997	0.998	0.908
股関節外転	0.999	0.993	0.874
股関節内転	0.999	0.999	0.939
膝関節伸展	0.999	0.995	0.932
足関節背屈	0.998	0.998	0.901
足関節底屈	0.996	0.998	0.886

ICC: Intraclass correlation coefficients

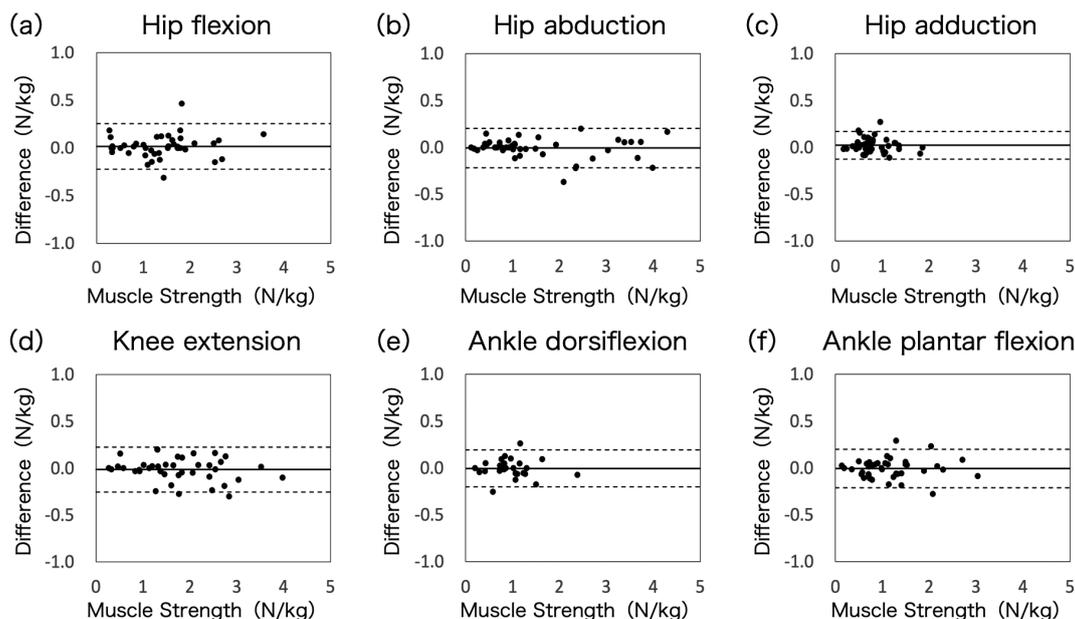


図 2. Bland-Altman 分析  
1 回目と 2 回目の測定値の Bland-Altman プロット。黒の実線は 2 つの測定値の平均差，点線は Limits Of Agreement (LOA) を表す。

表 4. 各関節運動における測定値の平均値と信頼性

	測定値の平均値 (平均±標準偏差)			系統誤差		信頼性 ICC (1, 2)	誤差量 MDC <sub>95</sub>	
	1 回目 (N/kg)	2 回目 (N/kg)	2 回目 - 1 回目 (N/kg)	加算誤差 <i>p</i> 値	比例誤差			
					R	<i>p</i> 値		
股関節屈曲	1.39±0.76	1.37±0.75	-0.01±0.12	0.83	0.09	0.59	0.992	0.24
股関節外転	1.55±1.19	1.56±1.21	0.01±0.11	0.80	-0.13	0.41	0.998	0.21
股関節内転	0.81±0.38	0.79±0.39	-0.02±0.08	0.35	-0.12	0.46	0.990	0.15
膝関節伸展	1.73±0.87	1.75±0.90	0.02±0.12	0.90	-0.22	0.18	0.995	0.24
足関節背屈	0.96±0.47	0.97±0.47	0.01±0.10	0.56	-0.05	0.80	0.989	0.15
足関節底屈	1.16±0.67	1.17±0.67	0.01±0.10	0.10	0.01	0.93	0.991	0.20

ICC: Intraclass correlation coefficients

評価を行う際に信頼性に影響を与える因子は対象者の属性、サンプルサイズ、テストプロトコルの内容の 3 つであると言われている [36]。筋力測定値がばらつく原因として、麻痺の程度が不安定、麻痺筋のコントロール不良、疲労、指示理解が得られていないといったことが考えられるが、本研究では発症から 180 日以上経過した慢性期の患者としたため、運動麻痺の症状は安定していたと考えられ、筋力測定時の筋出力発揮のばらつきは少ないと考えた。また、筋力測定においては筋疲労も重要な一要因となる。特に連続して行う筋力測定では、評価間に休憩時間を設けることで筋疲労の影響を最小限に抑えることが可能である。本研究では筋疲労を考慮し、測定間に十分な休憩時間を設けたため、筋力測定時の信頼性を高めることができていたと考えられる。さらに今回は指示理解が良好な対象を取り込み基準とし、評価を行ったため、指示理解不良による測定誤差は少ないと考えられる。そのため、今回測定した測定誤差は対象者の属性の影響は少なく、主に評価者側の測定誤差を反映していると考えら

れる。

評価の信頼性を検証する研究ではサンプルサイズを少なくとも 30、可能であれば 50 以上にすることが望ましいとされており [37, 38]、本研究で評価者内信頼性を検証した際のサンプルサイズは 42 例であり、信頼性を検証するためのサンプルサイズは満たしていると判断できる。一方で評価者間信頼性の検証では対象者が 12 例と少なく、信頼性を検証するには症例数は十分ではなかった。今後は症例数を増やした検証が必要であると考え、信頼性を向上させるためにはプロトコルによって発生する誤差の影響を考慮し、その影響を軽減する必要がある。今回は誤差を軽減させるために評価は同一の評価者が行った。対象者の指示理解も良好であったため、評価を行う上で対象者が課題を行う上でのエラーも生じにくかったと考えられる。そのため、テストプロトコルの影響によって生じる測定誤差は少ないと考えられる。以上から、対象者の属性、サンプルサイズ、テストプロトコルの内容の全ての項目において、測定誤差を生じる可能性は低

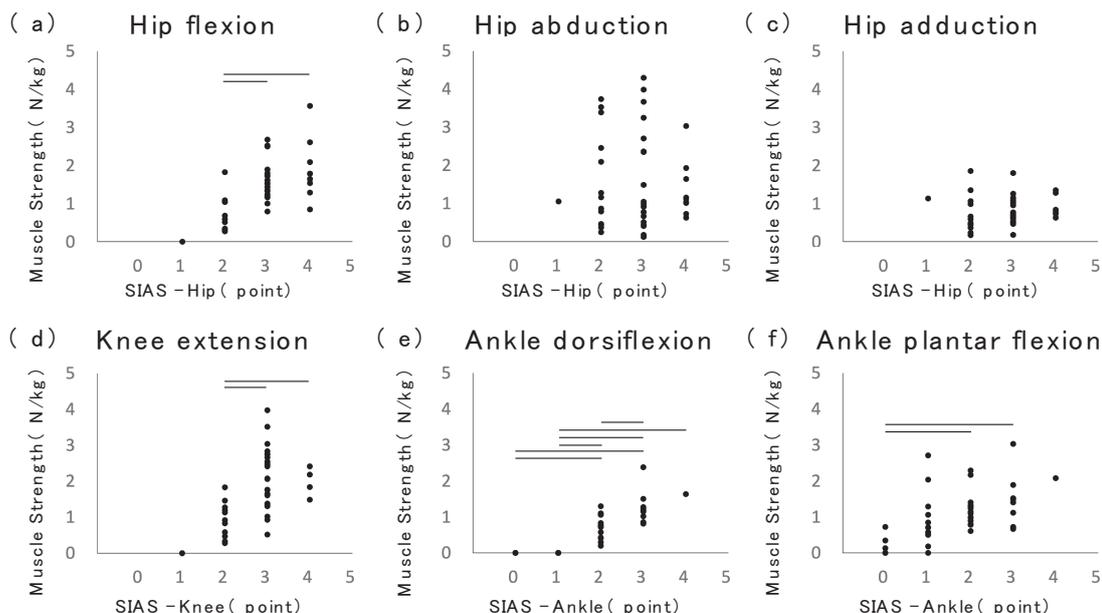


図 3. Steel-Dwass 検定

Stroke Impairment Assessment Set 群ごとの筋力値の比較. Steel-Dwass 検定での結果を示す.

表 5. 各関節運動の測定値の平均値と運動麻痺の重症度・歩行速度との関係

	平均値 (N/kg)	歩行速度 (km/h)	SIAS-m との関係		歩行速度との関係	
			Spearman の相関係数	p 値	Spearman の相関係数	p 値
股関節屈曲	1.38±0.75	1.29±1.01	0.65	<0.01	0.68	<0.01
股関節外転	1.55±1.10		0.01	0.98	0.22	0.16
股関節内転	0.80±0.38		0.24	0.12	0.46	<0.01
膝関節伸展	1.74±0.89		0.59	<0.01	0.60	<0.01
足関節背屈	0.96±0.47		0.90	<0.01	0.62	<0.01
足関節底屈	1.17±0.66		0.46	<0.01	0.45	<0.01

連続 2 回測定した際の測定値の平均を平均値とした.

各関節の運動毎の平均値と SIAS-m および歩行速度の相関を分析した.

く、本研究における 2 回の施行間での変動は測定パラメータの変動を表すものと考えられる.

運動麻痺の重症度で測定誤差が変動するかを検証するために、運動麻痺の重症度と測定誤差の関係を分析した. その結果、どの筋でも運動麻痺の重症度と測定誤差の間に相関はなかった. このことから、運動麻痺の重症度に依存せず、今回算出した MDC<sub>95</sub> は筋力の変化をとらえる際の 1 つの指標として使用することができる可能性がある.

脳卒中機能障害の評価方法としては共同運動-分離運動という動作パターンと筋力低下を捉えた評価があるとしている [39]. 共同運動-分離運動の評価は FMA や SIAS-m などの順序尺度を用いて評価されているが、FMA や SIAS-m の点数が同じでも筋出力が異なることは臨床場面で散見される. 一方で筋力低下を捉えた評価としては MMT や HHD を用いた評価が可能である.

今回、HHD を用いて筋出力を定量的に評価し、ほとんどの関節運動では運動麻痺が軽度なほど筋力値が高いことが確認でき、HHD の測定値は運動麻痺の重症度を反映していると考えられた. しかし、股関節外

転と股関節内転運動では股関節の運動麻痺を反映するとされる SIAS-m と筋力測定値に相関がなかったため、SIAS のみならず、HHD を用いてそれぞれの筋力について個別で評価を行うことが重要であると考えられる.

筋力測定値の結果、同じ SIAS-m の点数内でもばらつきがあることが確認された. また、SIAS-m の別の平均値の差よりも今回算出した MDC<sub>95</sub> の方が低値であった. 以上から、SIAS-m などの順序尺度で変化がない場合でも HHD を用いて詳細に筋力の評価を行うことでわずかな変化も捉えることができる可能性が示唆された. さらに、運動麻痺の重症度別で MDC<sub>95</sub> は異なっていたため麻痺の程度をふまえて MDC<sub>95</sub> を参照する必要がある. 今回算出した MDC<sub>95</sub> を用いることで慢性期脳卒中片麻痺患者の麻痺側下肢への治療介入時の効果判定を行う際の一助になり得ると考えられる.

さらに、歩行能力とどの筋力に関連があるかを分析するために裸足での快適歩行速度と各筋力の測定値の関連を分析した. その結果、股関節屈曲、股関節内転、膝関節伸展、足関節背屈、足関節底屈には歩行速度と

表 6. 運動麻痺の重症度別での平均値と最小可検変化量 (MDC<sub>95</sub>)

		SIAS-m 0	SIAS-m 1	SIAS-m 2	SIAS-m 3	SIAS-m 4
SIAS-Hip	人数	0	1	13	19	9
股関節屈曲	平均値	—	0	0.67	1.62	1.90
	MDC <sub>95</sub>	—	0	0.30	0.20	0.12
股関節外転	平均値	—	1.05	1.60	1.63	1.36
	MDC <sub>95</sub>	—	—	0.21	—	—
股関節内転	平均値	—	1.13	0.70	0.80	0.87
	MDC <sub>95</sub>	—	—	0.15	—	—
SIAS-Knee	人数	0	2	11	25	4
膝関節伸展	平均値	—	0	0.94	2.06	1.98
	MDC <sub>95</sub>	—	0	0.14	0.28	0.17
SIAS-Ankle	人数	5	12	14	10	1
足関節背屈	平均値	0	0	0.73	1.22	1.63
	MDC <sub>95</sub>	0	0	0.19	0.22	—
足関節底屈	平均値	0.24	0.93	1.21	1.41	2.08
	MDC <sub>95</sub>	0.06	0.23	0.16	0.16	—

—は該当症例がないため、平均値、MDC<sub>95</sub>が算出できず

股関節屈曲、股関節外転、股関節内転は SIAS-Hip、膝関節伸展は SIAS-Knee、足関節背屈と足関節底屈は SIAS-Ankle の値別で分析を実施した。

表 7. 運動麻痺の重症度 (SIAS-m) と各関節運動時における測定値のばらつき関係

	Spearman の相関係数	P 値
股関節屈曲	0.25	0.11
股関節外転	-0.24	0.88
股関節内転	0.20	0.20
膝関節伸展	0.18	0.28
足関節背屈	0.09	0.68
足関節底屈	-0.27	0.09

運動麻痺の重症度 (SIAS-m) と各関節運動測定時の測定値のばらつきについて、相関係数を算出した。

の有意な関連があり、股関節外転筋力との関連はなかった。脳卒中患者の下肢筋力と歩行速度の関係をまとめたレビュー [40] では、歩行速度は下肢の全て筋力に関連があり、歩行速度の改善には下肢筋力全体の向上が必要であるとしている。しかし、筋力と歩行速度の関連の程度にはばらつきがあり、対象者の重症度によって異なる。今回も股関節外転以外の筋力と歩行速度との関連があったため、先行研究を支持する結果となったと考えられる。本研究の結果から運動麻痺を有する片麻痺患者の筋力は運動麻痺と関連があり、筋力が高いほど、歩行能力 (速度) も高い結果であった。どの筋力が低下しているかを詳細に評価することで、歩行能力を向上するための治療部位の決定を行うことができる。また、各筋別で最小可検変化量を算出することができたため、筋力低下が生じている筋について、治療の効果判定を実施する際の一助になると考えられる。

本研究にはいくつかの限界がある。1 点目は全ての筋力の評価は同一日で実施されたため、休憩を十分にしながら実施したが、筋疲労の影響がある可能性がある。しかし、対象者の筋力に実質的に変化は生じな

い期間で評価を行う必要があったため、同一日内で評価を実施した。2 点目は慢性期の脳卒中片麻痺患者を対象に評価を実施したため、急性期や亜急性期の片麻痺患者の筋力測定には適応できない可能性がある。3 点目は対象者の歩行速度測定時の測定条件が統一できていない点である。杖の使用の有無や歩行困難な症例が混在していたため、歩行能力において統一性を欠いていた。歩行速度に関するデータの一貫性に欠ける可能性があり、より信頼性の高いデータを得るためには、対象者の歩行能力を統一した条件での測定が必要である。今後の研究では、対象者の歩行能力を統一した条件で評価を行っていく。4 点目は下肢の筋について、股関節伸展筋と膝関節屈曲筋を測定できていない点である。測定時間や実行可能性の観点から、座位と臥位で測定できる筋力のみを測定した。股関節伸展筋や膝関節屈曲筋も合わせて検討することでより有意義な検証を行うことができると考えられる。5 点目は評価者間信頼性のサンプル数が少ないことである。信頼性を検証するためには、30 以上のサンプル数が良いとされている。しかし、今回は 12 例での検証であったため、今後はより多いサンプル数での評価者間信頼性の検証が必要であると考えられる。今後は、急性期や亜急性期の脳卒中片麻痺患者を対象に評価を進めていく。

## 結論

慢性期の脳卒中片麻痺患者の麻痺側下肢筋力を HHD で測定し、信頼性の検証と最小可検変化量を算出し、運動麻痺の重症度と筋力測定時の測定誤差の関係、歩行速度と筋力との関係を分析した。運動麻痺の重症度と筋力測定時の測定誤差には関係がなく、測定した筋での信頼性は良好であり、最小可検変化量を算出することができた。個々の筋力を評価し、歩行能力低下の要因を明らかにすることで、適切な治療方法の選択に寄与する可能性がある。また、今回算出した最小

可検変化量を使用することで個別筋への介入時の効果判定を行う際の一助になる。

### 謝辞

本研究を行うにあたりデータ収集にご協力いただいた藤田医科大学病院リハビリテーション部の方々に感謝致します。

### 文献

- Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76(1): 27-32.
- Tanikawa H, Kagaya H, Saitoh E, Ozaki K, Hirano S, Itoh N, et al. Efficacy of Botulinum Toxin A Treatment for Pes Varus during Gait. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2015; 24(10): 2416-22.
- Matsuda F, Mukaino M, Ohtsuka K, Tanikawa H, Tsuchiyama K, Teranishi T, et al. Biomechanical factors behind toe clearance during the swing phase in hemiparetic patients. *Top Stroke Rehabil* 2017; 24(3): 177-82.
- Jones PS, Pomeroy VM, Wang J, Schlaug G, Tulasi Marrapu S, Geva S, et al; SWIFT-Cast investigators. Does stroke location predict walk speed response to gait rehabilitation? *Hum Brain Mapp* 2016; 37(2): 689-703.
- Salbach NM, Guilcher SJ, Jaglal SB. Physical therapists' perceptions and use of standardized assessments of walking ability post-stroke. *J Rehabil Med* 2011; 43(6): 543-9.
- Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* 1995; 26(6): 982-9.
- Schmid A, Duncan PW, Studenski S, Lai SM, Richards L, Perera S, et al. Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke* 2007; 38(7): 2096-100.
- Khanittanuphong P, Tipchatyotin S. Correlation of the gait speed with the quality of life and the quality of life classified according to speed-based community ambulation in Thai stroke survivors. *NeuroRehabilitation* 2017; 41(1): 135-41.
- Bowden MG, Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke* 2006; 37(3): 872-6.
- Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84(8): 1185-93.
- Wist S, Clivaz J, Sattelmayer M. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med* 2016; 59(2): 114-24.
- Schwartz S, Cohen ME, Herbison GJ, Shah A. Relationship between two measures of upper extremity strength: manual muscle test compared to hand-held myometry. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73(11): 1063-8.
- Dvir Z. Grade 4 in manual muscle testing: the problem with submaximal strength assessment. *Clin Rehabil* 1997; 11(1): 36-41.
- Bohannon RW. Hand-held compared with isokinetic dynamometry for measurement of static knee extension torque (parallel reliability of dynamometers). *Clin Phys Physiol Meas* 1990; 11(3): 217-22.
- Bohannon RW. Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. *Phys Ther* 1986; 66(2): 206-9.
- Riddle DL, Finucane SD, Rothstein JM, Walker ML. Intrasession and intersession reliability of hand-held dynamometer measurements taken on brain-damaged patients. *Phys Ther* 1989; 69(3): 182-94.
- Bohannon RW, Andrews AW. Interrater reliability of hand-held dynamometry. *Phys Ther* 1987; 67(6): 931-3.
- Tanikawa H, Mukaino M, Matsuda F, Inagaki K, Ohtsuka K, Kagaya H, et al. Influence of contralateral lower limb stabilization on hip abductor muscle strength measured by Hand-Held Dynamometer. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2015; 6: 137-42.
- Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua YH, Williams GP, et al. Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study. *PLoS One* 2015; 10(10).
- Wong SS, Yam MS, Ng SS. The Figure-of-Eight Walk test: reliability and associations with stroke-specific impairments. *Disabil Rehabil* 2013; 35(22): 1896-902.
- Aguiar LT, Martins JC, Quintino LF, de Brito SAF, Teixeira-Salmela LF, de Moraes Faria CDC. A Single Trial May Be Used for Measuring Muscle Strength With Dynamometers in Individuals With Stroke: A Cross-Sectional Study. *PM R* 2019; 11(4): 372-8.
- Chopp-Hurley JN, Wiebenga EG, Gatti AA, Maly MR. Investigating the Test-Retest Reliability and Validity of Hand-Held Dynamometry for Measuring Knee Strength in Older Women with Knee Osteoarthritis. *Physiother Can* 2019; 71(3): 231-8.
- Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013; 21: 550-5.
- Buckinx F, Croisier JL, Reginster JY, Dardenne N, Beaudart C, Slomian J, et al. Reliability of muscle strength measures obtained with a hand-held dynamometer in an elderly population. *Clin Physiol Funct Imaging* 2017; 37(3): 332-40.
- Mentiplay BF, Tan D, Williams G, Adair B, Pua YH, Bower KJ, et al. Assessment of isometric muscle strength and rate of torque development with hand-held dynamometry: Test-retest reliability and relationship with gait velocity after stroke. *J Biomech* 2018; 75: 171-5.
- Arnold CM, Warkentin KD, Chilibeck PD, Magnus CR. The reliability and validity of handheld dynamometry for the measurement of lower-extremity muscle strength in older adults. *J Strength Cond Res* 2010; 24(3): 815-24.
- Aguiar LT, Camargo LBA, Estarline LD, Teixeira-Salmela LF, Faria CDCM. Strength of the lower limb and trunk muscles is associated with gait speed in individuals with sub-acute stroke: a cross-sectional study. *Braz J Phys*

- Ther 2018; 22(6): 459-66.
28. Daubney ME, Culham EG. Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. *Phys Ther* 1999; 79(12): 1177-85.
29. Katoh M, Yamasaki H: Test-retest reliability of isometric leg muscle strength measurements made using a hand-held dynamometer restrained by a belt: comparisons during and between sessions. *J Phys Ther Sci* 2009; 21(3): 239-44.
30. Terwee CB, Mokkink LB, Knol DL, Ostelo RW, Bouter LM, de Vet HC. Rating the methodological quality in systematic reviews of studies on measurement properties: a scoring system for the COSMIN checklist. *Qual Life Res* 2012; 21(4): 651-7.
31. Chamorro C, Armijo-Olivo S, De la Fuente C, Fuentes J, Javier Chiroso L. Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. *Open Med (Wars)* 2017; 12: 359-75.
32. Chino N, Sonoda S, Domen K, Saitoh E, Kimura A. Stroke impairment assessment set (SIAS): a new evaluation instrument for stroke patients. *Jpn J Rehabil Med* 1994; 31: 119-25.
33. Ludbrook J. Statistical techniques for comparing measurers and methods of measurement: a critical review. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 2002; 29(7): 527-36.
34. Shrout PE: Intraclass Correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979; 86(2): 420-8.
35. Fleiss JL: *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. Wiley, New York - Chichester - Brisbane - Toronto - Singapore 1986, 432 S.
36. Flansbjer UB, Holmbäck AM, Downham D, et al.: Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med* 2005; 37(2): 75-82.
37. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 2000; 30(1): 1-15.
38. Donner A, Eliasziw M. Sample size requirements for reliability studies. *Stat Med* 1987; 6(4): 441-8.
39. Saitoh E, Chino N. Physical function assessments for patients with stroke impairments. *Sogo Rehabil* 1989; 11: 481-9.
40. Dorsch S, Ada L, Sorial T, Fanayan E. The Relationship Between Strength of the Affected Leg and Walking Speed After Stroke Varies According to the Level of Walking Disability: A Systematic Review. *Phys Ther* 2021; 101(12).