脳卒中片麻痺患者の車いす駆動速度に影響を及ぼす要因 Factors affecting the wheelchair velocity in stroke patients

大田尾 浩¹⁾ 村田 伸²⁾ 八谷 瑞紀³⁾ 小野 武也¹⁾
中尾 瞳¹⁾ 溝上 昭宏⁴⁾ 溝田 勝彦³⁾ 川上 照彦⁵⁾

HIROSHI OTAO¹⁾, SHIN MURATA²⁾, MIZUKI HACHIYA³⁾
TAKEYA ONO¹⁾, HITOMI NAKAO¹⁾, AKIHIRO MIZOKAMI¹⁾
KATSUHIKO MIZOTA³⁾, TERUHIKO KAWAKAMI⁵⁾

要旨：〔目的〕本研究は、脳卒中片麻痺患者の車いす駆動速度に影響を及ぼす要因について検討した。〔対象〕脳卒中片麻痺患者58名とした。〔方法〕測定項目は、車いす駆動速度、Br.stage、握力、腹筋筋力、腸腰筋筋力、下肢筋力、足指筋力、座位での下肢荷重力、座位バランス、立位バランス、半側空間無視、足底感覚とした。車いす駆動速度に影響を及ぼす要因を抽出するために、ステップワイズ法による重回帰分析にて検討した。〔結果〕車いす駆動速度に影響する因子として選択されたのは、腹筋筋力と立位バランスであった。〔結語〕脳卒中片麻痺患者の車いす駆動速度には、腹筋筋力と立位バランスが重要である可能性が示された。

キーワード：車いす駆動速度、腹筋筋力、立位バランス、脳卒中片麻痺患者

Abstract: [Purpose] This study examined factors affecting the wheelchair velocity in stroke patients. [Subjects] Subjects were 58 stroke patients. [Methods] Measurement items included the wheelchair velocity, Br stage, grip strength, abdominal, lower-limb, and toe muscles, lower limb loading force in a sitting position, sitting and standing balance, hemispatial neglect, and plantar perception. To extract factors affecting the wheelchair velocity, a stepwise multiple regression analysis was performed. [Results] The abdominal muscle and standing balance were selected as factors affecting the wheelchair velocity. [Conclusion] The results indicate that the abdominal muscle and standing balance are important for the wheelchair velocity in stroke patients.

Keywords: Wheelchair velocity, abdominal muscle, standing balance, stroke patients

受付日：2012年8月29日、採択日：2012年9月30日

¹⁾ 県立広島大学保健福祉学部

広島県三原市学園町1-1

Tel : 0848-60-1120

Faculty of Health and Welfare, Prefectural University of Hiroshima 1-1 Gakuen-machi, Mihara-shi, Hiroshima, 723-0053, Japan.

²⁾ 京都橘大学健康科学部

Faculty of Health Sciences, Kyoto Tachibana University

³⁾ 西九州大学リハビリテーション学部

Faculty of Rehabilitation Sciences, Nishikyushu University

⁴⁾ 河畔病院リハビリテーション部

Department of Rehabilitation, Kahan Hospital

⁵⁾ 吉備国際大学大学院保健科学研究科

Graduate School of Health Science, Kibi International University

I. はじめに

脳卒中片麻痺患者の31%～72%は、車いすを使用することが知られており¹⁻³⁾、脳卒中片麻痺患者が車いすを使用する割合は高いことが伺える。たとえ歩行能力を獲得したとしても、脳卒中発症からの時間経過とともに歩行能力は低下しやすい⁴⁾。このように、脳卒中片麻痺患者には常に移動能力の低下を引き起こす危険が伴っており、移動能力の代替手段としての車いすの必要性は高い⁵⁾。

車いす駆動能力に関する先行研究では、脳卒中発症から3週間経過した時点で、車いす駆動が自立していないと歩行能力の獲得は難しいとされている⁶⁾。また、車いすの片手片足駆動の難しさは、駆動方法によるものではなく、神経学的後遺症に起因するとされており⁷⁾、車いす駆動能力の阻害因子は麻痺に加えて半側空間無視や知覚障害などが指摘されている⁸⁻¹⁰⁾。その他に、入院時に歩行が困難でFIM (functional independence measure) が80点未満、左片麻痺であると、退院時には車いすが必要となる可能性が高いことが明らかにされている¹¹⁾。

一方、施設入所者の車いすでの自由な移動の可否には車いす駆動速度が影響することが報告されている¹²⁾。また、車いす駆動速度は、握力と座位の耐久性と関連があることが明らかにされている。しかしながら、脳卒中片麻痺患者の車いす駆動速度に必要な要因は、十分に明らかにされていない。また、脳卒中片麻痺患者の車椅子駆動速度に影響を及ぼす要因を知ることは、車椅子駆動の指導においても有用であると考えられる。本研究の目的は、脳卒中片麻痺患者を対象に車いす駆動速度に影響を及ぼす要因を明らかにすることである。

II. 対象と方法

1. 対 象

対象は、入院中もしくは通院中の脳卒中片麻痺患者58名 (平均年齢66±16歳) とした。そのうち、右片麻痺は24名、左片麻痺は34名であった。発症から平均20.5±39ヵ月経過していた (表1)。対象の取り込み基準は、初発の脳卒中であること、自力で座位保持が可能なこと、研究の参加に同意が得られることとし、以下の評価項目を測定できた者を対象とした。歩行練習中で車いすを併用している者も対象に含めた。対象の除外基準は、重度な失語症、両麻痺、脳卒中に起因しない片麻痺とした。

研究の趣旨と内容について被検者本人もしくはその

表1. 対象の属性 (n=58)

年齢 (歳)	66.4±15.7
性別	男性 39 女性 19
麻痺側	右片麻痺 24 左片麻痺 34
病日数 (月) [†]	2.8(1-133)
疾患名	脳梗塞 29 脳出血 24 くも膜下出血 5
身長 (cm)	158.6±12.0
体重 (kg)	56.6±13.6
BMI (kg/cm ²)	22.5±4.5
FIM-M (点)	64.2±22.9

Mean±SD, †:Median (range)

家族に文書と口頭で十分に説明し、理解を得た上で協力を求めた。また、研究の参加は自由意思であること、参加しない場合に不利益がないことを説明した。本研究は、調査を行った施設の施設長および現場長の承認を事前に得てから実施した。なお、本研究は県立広島大学研究倫理委員会の承認を受けている (第12MH011号)。

2. 方 法

測定項目は、車いす駆動速度、Br.stage (Brunnstrom recovery stage)、握力、腹筋筋力、腸腰筋筋力、大腿四頭筋筋力、足指筋力、座位での下肢荷重力、座位バランス、立位バランス、半側空間無視、麻痺側足底感覚とした。

車いす駆動速度は、幅2m、直線10mの車いす駆動速度をストップウォッチにて計測した。計測は、フットレストが開始線を越えてから10m先の線を越えるまでの時間を測定した。被検者には、できるだけ速く駆動するよう指示をした。その際、駆動方法は問わず、左右にそれた者に対しては介助をせずに自力で修正をさせた。修正が困難で、所要時間が120秒以上を超過した者は車いす駆動に介助を要すると判断し、本研究の対象から除外した。

腹筋筋力の計測は、Bohannon ら¹³⁾の方法に準じて実施した。HHD (hand held dynamometer) (アニマ社製、等尺性筋力測定装置μTas F-1) を用いて測定した。被検者に端座位をとらせ、両上肢は体幹の前で組ませ、被検者の両大腿をもう一人の検者が固定した。胸骨部にセンサーパッドをあてて検者が後方に押した。被検者には後方に倒れないように端座位姿勢を保持するように指示をした。測定時に、被検者が後方

へ倒れないように注意した。計測は2回行い、最大値を体重比百分率(%)に換算し腹筋筋力とした。

腸腰筋筋力の測定は、左右の腸腰筋の最大等尺性収縮筋力により評価した。被検者には端座位をとらせ、HHDのセンサーパッドは、被検者の大腿遠位上部にあて、ベルトを検者の足底で踏みこみ固定した。その後、最大努力による等尺性股関節屈曲運動を行わせた。非麻痺側と麻痺側を2回ずつ計測し、それぞれ最大値を体重比百分率(%)に換算し非麻痺側等尺性腸腰筋筋力、麻痺側等尺性腸腰筋筋力とした。

下肢筋力は、左右の大腿四頭筋の最大等尺性収縮筋力により評価した。測定には、HHDを用いた。被検者に端座位をとらせ、膝関節90度屈曲位とした。HHDのセンサーパッドは、ベルトを用いてプラットホームの二本の支柱と被検者の下腿遠位部に固定した。その後、最大努力による等尺性膝伸展運動を行わせた。測定時には、殿部がベッドより浮かないように留意した。測定は、非麻痺側と麻痺側を左右2回ずつ行い、それぞれの最大値を体重比百分率に換算し非麻痺側下肢筋力、麻痺側下肢筋力とした。

足指筋力は、足指筋力測定器(竹井機器工業製, T.K.K3360)を用いて測定した。座位にて、非麻痺側下肢を筋力測定器に乗せ、踵部を固定した。開始の合図で足指把持バーをしっかりと把持させた。その際、足指把持バーを下に押さえつけないこと、踵部を浮かさないことに留意した。測定は2回行い、最大値を体重比百分率(%)に換算し、足指筋力とした。

座位での下肢荷重力は、被検者に膝関節90度屈曲位の座位をとらせ、非麻痺側の足底に体重計を置いた。その際、治療台端と膝窩部間を拳1個分空けた。測定開始の合図とともに、被検者に非麻痺側下肢で体重計を最大努力下で押させ、その間に安定して示された数値を計測した。ただし、手で治療台を引かないこと、殿部が治療台から離れないことに留意した。2回計測し、体重比百分率(%)に換算し座位での下肢荷重力とした。

座位バランスは、SRT(seated reach test)¹⁴⁾により測定した。端座位は、股関節と膝関節は90度屈曲位とし、足底は床面に接地させた。肩峰と大転子を結ぶ線が床面と垂直となる位置を開始肢位とした。非麻痺の肩関節90度屈曲位にて、手掌面を床面に向け前方へのリーチ距離を2回測定し、最大値を採用し、身長で除した(%)。

立位バランスは、ファンクショナルリーチ計測機

(OG技研社製GB-200)を用いて、FRT(functional reach test)により測定した。被検者を、歩幅を肩幅程度に開いて立たせた。非麻痺側上肢を前腕回内・肘関節伸展・肩関節90°屈曲位に保持させ、指尖の位置を測定開始肢位とした。測定開始の合図にあわせ、被検者にできる限り前方にリーチを行わせた。前方へリーチする際は、被検者に足部を動かさないように注意をし、測定開始肢位に戻らせて測定終了とした。リーチ距離は2回測定し、最大値を採用し、身長で除した(%)。

足底感覚は、10点法¹⁵⁾にて足底母指球の触覚を評価した。測定肢位は座位とし、被検者の足底が床につかない高さに治療台を設定した。まず、麻痺側の足底を軽く触れることが判別できるかを確認した後に、左右同程度の刺激を加え、非麻痺側を基準の10点としたときに麻痺側の触覚はどの程度にあるかを評価した。

半側空間無視は、線分二等分検査にて評価した。A4用紙に200mmの直線を左右の位置をずらして平行に3本引いた。被検者には、それぞれ中央であると思う部分に印をつけさせた。その後、直線の中央からつけた印までの偏移をmm単位で計測した。

統計処理は、車いす駆動速度と各測定値との関連をSpearmanの順位相関係数による単変量解析にて説明変数を絞り込んだ。次に、車いす駆動速度に影響を及ぼす因子を抽出するために、従属変数を車いす駆動速度、独立変数は単変量解析で有意であった項目とし、ステップワイズ法による重回帰分析にて分析した。さらに、交絡因子と考えられる年齢、性別、麻痺側、BMI(body mass index)を強制投入した重回帰分析にて、車いす駆動速度に影響する要因を抽出した。統計解析にはPASW Statistics18.0(SPSS Japan)を用い、有意水準は5%とした。

III. 結 果

車いす駆動速度と各測定値との単相関分析の結果、Br.stage 下肢($r = -0.44$)、握力($r = -0.58$)、腹筋筋力($r = -0.49$)、非麻痺側腸腰筋筋力($r = -0.64$)、麻痺側腸腰筋筋力($r = -0.49$)、非麻痺側下肢筋力($r = -0.68$)、麻痺側下肢筋力($r = -0.46$)、足指筋力($r = -0.62$)、座位での下肢荷重力($r = -0.67$)、座位バランス($r = -0.67$)、立位バランス($r = -0.74$)、半側空間無視($r = -0.39$)、足底感覚($r = -0.33$)で有意な相関が認められた(表2)。

車いす駆動速度と各測定項目との関連を分析した結

表2. 車椅子駆動速度と各測定項目との関連

	車椅子 駆動速度	Br.stage 上肢	Br.stage 手指	Br.stage 下肢	握力	腹筋筋力	非麻痺側 腸腰筋力	麻痺側 腸腰筋力	非麻痺側 下肢筋力	麻痺側 下肢筋力	足指筋力	座位での 下肢荷重力	座位 バランス	立位 バランス	半側空間 無視
Br.stage 上肢	-0.26														
Br.stage 手指	-0.23	0.97**													
Br.stage 下肢	-0.44**	0.89**	0.86**												
握力	-0.58**	0.30*	0.30*	0.30*											
腹筋筋力	-0.49**	0.25	0.25	0.25	0.64**										
非麻痺側腸腰筋力	-0.64**	0.40**	0.39**	0.39**	0.63**	0.62**									
麻痺側腸腰筋力	-0.49**	0.77**	0.77**	0.77**	0.47**	0.50**	0.56**								
非麻痺側下肢筋力	-0.68**	0.43**	0.43**	0.43**	0.69**	0.57**	0.63**	0.50**							
麻痺側下肢筋力	-0.46**	0.80**	0.80**	0.80**	0.49**	0.46**	0.42**	0.88**	0.57**						
足指筋力	-0.62**	0.29*	0.29*	0.29*	0.67**	0.52**	0.60**	0.39**	0.56**	0.45**					
下肢荷重力	-0.67**	0.45**	0.45**	0.45**	0.69**	0.62**	0.66**	0.59**	0.72**	0.66**	0.69**				
座位バランス	-0.67**	0.20	0.20	0.20	0.45**	0.35**	0.40**	0.25	0.46**	0.28	0.51**	0.47**			
立位バランス	-0.74**	0.33**	0.35**	0.35**	0.61**	0.40**	0.63**	0.43**	0.69**	0.38**	0.57**	0.55**	0.60**		
半側空間無視	-0.39*	0.03	0.03	0.03	0.04	0.08	0.21	0.07	0.21	0.16	0.25	0.14	0.45**	0.31*	
足底感覚	-0.33*	0.57**	0.57**	0.57**	0.24	0.19	0.20	0.54**	0.25	0.58**	0.04	0.21	0.29	0.17	0.20

*p<0.05, **p<0.01, Spearmann の順位相関係数

表3. 車椅子駆動速度を従属変数とする重回帰分析

	編回帰係数	標準編回帰係数	有意確率 (p)	β の95%信頼区間 下限	上限	VIF
定数	42.05	5.59	0.001	30.68	53.42	
FRT	2.04	0.27	0.001	2.60	1.49	1.03
腹筋筋力	0.40	0.14	0.01	0.11	0.69	1.03

従属変数：車いす駆動の可否

独立変数：Br.stage 下肢、握力、腹筋筋力、非麻痺側・麻痺側腸腰筋筋力、非麻痺側・麻痺側下肢筋力、座位での下肢荷重力、足指筋力、SRT、FRT、半側空間無視、足底感覚

 $R^2=0.72$, ANOVA $p<0.01$, Durbin-Watson = 2.05

果から、重回帰分析の従属変数を車いす駆動速度とし、独立変数は下肢の Br.stage、握力、腹筋筋力、非麻痺側・麻痺側腸腰筋筋力、非麻痺側・麻痺側下肢筋力、座位での下肢荷重力、足指筋力、座位バランス、立位バランス、半側空間無視および足底感覚とした。重回帰分析の結果、選択された要因は、立位バランス ($p<0.01$)、腹筋筋力 ($p<0.01$)、非麻痺側腸腰筋筋力 ($p<0.01$) であった。交絡因子を調整するために、選択された立位バランス、腹筋筋力、非麻痺側腸腰筋筋力に加えて、年齢、性別、麻痺側、BMI を強制投入した重回帰分析を行った。その結果、車いす駆動速度と非麻痺側腸腰筋筋力との有意性が保たれなかった。最終的に選択された車いす駆動速度に影響を及ぼす要因は、腹筋筋力 ($p<0.01$) と立位バランス ($p<0.01$) であった (表3)。

IV. 考 察

車いす駆動において、ハンドリムを前下方に押す推進相では、体幹を前傾し、重心を前方とへ移動する¹⁶⁾。この重心移動は、ハンドリムを駆動する際の肩関節屈筋の筋力と肩関節屈曲速度を助ける働きがある¹⁷⁾。ま

た、体幹を前傾することにより、ハンドリムを長く駆動することが可能となり、効率よくハンドリムを押す力を伝達することができる¹⁸⁾。ところが、体幹前傾の程度は腹筋筋力の強さと反比例するとされている¹⁸⁾。つまり、腹筋筋力が強いほど、体幹は前傾しなくとも車いすの推進力を得ることが可能となる。これは、腹筋群などの体幹筋の活動により脊柱の剛性を高めることで、車いす推進中の体幹の安定性を確保するとされている¹⁹⁾。より速い推進力、より強い推進力を得るためには腹筋群の活動が求められる¹⁶⁾。

今回、座位バランスは SRT にて、立位バランスは FRT にて評価を行った。これらのリーチテストは、体幹機能障害の程度とバランス能力を反映することが確認されている²⁰⁾。しかし、車いす駆動速度と座位バランスとの間には有意な関係は認められず、立位バランスが選択された。このことから、車いす駆動速度には座位バランスよりも立位バランスのような高度な姿勢制御能力が要求されている可能性がある。脳卒中片麻痺患者の体幹筋力やバランス能力は、上下肢機能と比較して著しく損なわれることが指摘されている²¹⁾。さらに、脳卒中患者の体幹屈曲の筋力低下は、バラン

ス能力に影響し、歩行能力や移乗能力と関連が認められている²²⁾。このように、脳卒中片麻痺患者の体幹機能とバランス能力は密接に関わりあっており、脳卒中片麻痺患者の車いす駆動速度に影響を及ぼす要因として腹筋筋力と立位バランスが選択されたのは、妥当な結果と考える。

以上のように、脳卒中片麻痺患者における車いす駆動速度に影響を及ぼす要因は、立位バランスと腹筋筋力であること、車いす駆動速度と、麻痺の程度、握力、座位バランス、および下肢筋力との間には有意な関係は認められなかったことから、脳卒中片麻痺患者が車いす駆動速度を向上するためには、とくに立位バランスと腹筋筋力へのアプローチが重要であることが示唆された。ただし今回は、車いす操作を含めた検討は行っておらず、上肢筋力として評価したのは握力のみであった。今後はこれらを含めた車いす駆動能力の縦断研究および介入による効果の検証が必要である。本研究の結果は、脳卒中片麻痺患者における車いす駆動の指導において一助となるであろう。

引用文献

- 1) Lipson DM, Sangha H, Foley NC, et al.: Recovery from stroke: differences between subtypes. *Int J Rehabil Res*, 2005, 28(4): 303-308.
- 2) Teasell RW, Foley NC, Bhogal SK, et al.: A rehabilitation program for patients recovering from severe stroke. *Can J Neurol Sci*, 2005, 32(4): 512-517.
- 3) Mountain AD, Kirby RL, MacLeod DA, et al.: Rates and predictors of manual and powered wheelchair use for persons with stroke: a retrospective study in a Canadian rehabilitation center. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 9(4): 639-643.
- 4) Garber SL, Bunzel R, Monga TN.: Wheelchair utilization and satisfaction following cerebral vascular accident. *J Rehabil Res Dev*, 2002, 39(4): 521-534.
- 5) Gresham GE, Granger CV, Linn RT, et al.: Status of functional outcomes for stroke survivors. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 1999, 10(4): 957-666.
- 6) Blower PW, Carter LC, Sulch DA.: Relationship between wheelchair propulsion and independent walking in hemiplegic stroke. *Stroke*, 1995, 26(4): 606-608.
- 7) Kirby RL, Adams CD, MacPhee AH, et al.: Wheelchair-skill performance: controlled comparison between people with hemiplegia and able-bodied people simulating hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005, 86(3): 387-393.
- 8) Cherney LR, Halper AS, Kwasnica CM, et al: Recovery of functional status after right hemisphere stroke: relationship with unilateral neglect. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82(3): 322-328.
- 9) Eskes GA, Butler B, McDonald A, et al: Limb activation effects in hemispatial neglect. *Arch Phys Med Rehabil*, 2003, 84(3): 323-328.
- 10) Azouvi P, Olivier S, de Montety G, et al: Behavioral assessment of unilateral neglect: study of the psychometric properties of the Catherine Bergego Scale. *Arch Phys Med Rehabil*, 2003, 84(1): 51-57.
- 11) Mountain AD, Kirby RL, MacLeod DA, et al.: Rates and predictors of manual and powered wheelchair use for persons with stroke: a retrospective study in a Canadian rehabilitation center. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 9(4): 639-643.
- 12) Simmons SF, Schnelle JF, MacRae PG, et al: Wheelchairs as mobility restraints: predictors of wheelchair activity in nonambulatory nursing home residents. *J Am Geriatr Soc*, 1995, 43(4): 384-388.
- 13) Bohannon RW, Cassidy D, Walsh S.: Trunk muscle strength is impaired multidirectionally after stroke. *Clin Rehabil*, 1995, 9(1): 47-51.
- 14) Field-Fote EC, Ray SS.: Seated reach distance and trunk excursion accurately reflect dynamic postural control in individuals with motor-incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 2010, 48(10): 745-749.
- 15) Strauch B, Lang A, Ferder M, et al.: The ten test. *Plast Reconstr Surg*, 1997, 99(4): 1074-1078.
- 16) Yang YS, Koontz AM, Triolo RJ, et al.: Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. *Clin Biomech*, 2006, 21(10): 1032-1041.
- 17) Guo LY, Su FC, Wu HW, et al.: Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech*, 2003, 18(2): 106-1014.
- 18) Sanderson DJ, Sommer HJ 3rd.: Kinematic features of wheelchair propulsion. *J Biomech*, 1985, 18(6): 423-429.
- 19) Howarth SJ, Polgar JM, Dickerson CR, et al.: Trunk muscle activity during wheelchair ramp ascent and the influence of a geared wheel on the demands of postural control. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 91(3): 436-442.
- 20) Petrofsky JS.: A device for the evaluation of sitting and reach balance in people in wheelchairs and standing. *J Med Eng Technol*, 2006, 30(6): 358-367.
- 21) Bohannon RW.: Recovery and correlates of trunk muscle strength after stroke. *Int J Rehabil Res*, 1995, 18: 162-167.
- 22) Karatas M, Cetin N, Bayramoglu M, et al: Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 2004, 83(2): 81-87.