

## Original Article

## 脳卒中片麻痺患者の車椅子駆動時の座位姿勢が臀部前ずれに及ぼす影響

宮坂裕之,<sup>1</sup> 中川裕規,<sup>1</sup> 岡崎英人,<sup>2</sup> 園田 茂<sup>1,3</sup><sup>1</sup>藤田医科大学七栗記念病院<sup>2</sup>藤田医科大学医学部連携リハビリテーション医学講座<sup>3</sup>藤田医科大学医学部リハビリテーション医学II講座

## 要旨

Miyasaka H, Nakagawa Y, Okazaki H, Sonoda S. Influence of sitting posture on anterior buttock sliding during wheelchair propulsion of hemiplegic stroke patients. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2023; 14: 54-59.

【目的】本研究では、車椅子駆動姿勢の違いが車椅子駆動能力に及ぼす影響を検討した。

【方法】対象は Stroke Impairment Assessment Set (SIAS) の腹筋力、体幹垂直性が2点以上、かつ、非麻痺側下肢筋力が3点の脳卒中患者とし、日常生活における車椅子駆動の姿勢により、バックサポートに背部をもたれて駆動する患者8名 (LBS群: Lean on Back Support Group) と、バックサポートから背部を離して駆動する患者11名 (Non-LBS群: Non Lean on Back Support Group) に分類した。車椅子駆動方法は非麻痺側片手片脚駆動とし、課題は10m直進、3m先の目標物を麻痺側回り、および非麻痺側回りで駆動した。統計学的検討として、両群間で駆動時間、駆動回数、駆動前後の非麻痺側膝蓋骨前縁から座面前端までの長さの差 (臀部移動距離) を比較した。

【結果】臀部移動距離は麻痺側回りおよび非麻痺側回りでNon-LBS群がLBS群に比べ有意に短かった ( $p < 0.05$ )。駆動時間、駆動回数、握力は両群間で有意差はみられなかった。

【結論】体幹機能が良好な患者でも、バックサポートにもたれた姿勢で駆動することにより、臀部の前ずれが発生しやすく二次的なリスクにつながる可能性が考えられる。駆動時の前ずれを最小限に止めるためには駆動姿勢の指導と体幹を垂直位に保持するためのシーティングが必要であると考えられる。

キーワード: 脳卒中, 車椅子, 駆動能力, 前ずれ

著者連絡先: 宮坂裕之  
藤田医科大学七栗記念病院  
〒514-1295 三重県津市大鳥町424-1  
E-mail: hmiyasak@fujita-hu.ac.jp  
2023年3月24日受理

利益相反: 上記論文について一切の利益相反はありません。

## はじめに

車椅子の駆動に関する研究報告は脊髄損傷患者を対象とした調査が多く、脳卒中を対象とした研究は少ない [1]。その理由として、脳卒中患者の移動形態として、歩行動作の獲得が主目的であり、車椅子を用いた移動が一時的であることや、車椅子を使用する患者の多くは重症度が高く、自身による駆動が困難であることが考えられる。Jørgensenらは、脳卒中患者でリハビリテーションを受けた患者のうち、18%の患者が歩行能力を獲得できなかったと報告している [2]。また、Taninoらは、脳卒中患者の歩行能力の経過について、入院時のFunctional Independence Measure (FIM) 歩行が1点または2点の患者では、退院時に歩行の自立が困難であり、FIM歩行が3点の患者においては入院から8週までは監視レベルの状態が続くことを報告している [3]。このように、脳卒中発症後の数か月間や歩行動作が獲得できない患者は、日常生活において車椅子を用いることが多いと考えられる。また、脳卒中患者の多くは体幹機能障害を有しており、非対称性で骨盤後傾の座位姿勢が特徴的である [4]。そのため、脳卒中患者が車椅子に座っている姿勢はアームサポートやバックサポートに寄りかかっていることが多く、その姿勢を保持しながら車椅子駆動をしていることがある。これらの患者は、背部でバックサポートを押して体幹を固定させ、代償的に推進力を得ることがある。この場合、臀部が前にずれることがあり、褥瘡の発生原因となりうるため看過できない。上記とは逆に、臨床において、バックサポートから背部を離して、体幹を垂直または前傾位で車椅子駆動をする患者もみられる。脳卒中患者を対象とした車椅子駆動に関する研究として、クッションの種類による違いや運動機能が駆動速度に及ぼす影響について報告がある [5, 6]。しかし、運動機能が同程度にも関わらず、パフォーマンスの違いについて報告されている研究は見当たらない。

本研究では、前ずれへの効果的なシーティング探索の予備的研究として、体幹機能および非麻痺側下肢筋力が良好な患者を対象に車椅子駆動時の座位姿勢の違いが車椅子駆動能力に及ぼす影響を調査したため報告する。

## 対象

対象は藤田医科大学七栗記念病院に入院した、テント上一側病変を有する初発脳卒中片麻痺患者で、日常生活上の主な移動手段に車椅子を使用しており、FIM運動項目 [7] の車椅子移動が5点もしくは6点で、かつ、Stroke Impairment Assessment Set (SIAS) [8] の腹筋力、体幹垂直性が2点以上、非麻痺側下肢筋力が3点の19名とした。除外基準は、半側空間無視を有する患者、計測方法の理解が困難な患者とした。なお、本研究への参加について、本人より同意を得て行った。

## 方法

対象患者は日常生活で慣れている車椅子駆動の姿勢により、車椅子駆動時にバックサポートに背部をもたれて駆動する患者8名 (LBS群: Lean on Back Support Group) と、バックサポートから背部を離して駆動する患者11名 (Non-LBS群: Non Lean on Back Support Group) の2群に分類した (表1)。

患者は普通型車椅子 (カワムラサイクル, KA820-40B-M: 重量 15.9 kg/KA820-40B-LO: 重量 15.6 kg) に乗車し、1) 10 m直進、2) スタート位置から3 m先の目標物を麻痺側回りで戻る (麻痺側回り)、3) 同様の設定で非麻痺側回りで戻る (非麻痺側回り) の3課題を快適駆動速度で1) から3) の順番で1回実施した。計測方法は車椅子に乗車し、スタートラインにフットサポート前縁を合わせ、評価者の合図により駆動を行った。終了の目安は、車椅子全体がゴールまたはスタートラインを越えるまでとした。評価は駆動時間、下肢駆動回数 (駆動数)、駆動前後の非麻痺側膝蓋骨前端から座面前端までの長さの差 (臀部移動距離)

と) とした。また、身体機能の評価として、SIASの握力 (実測値) を計測前に評価した。なお、体格による駆動能力の違いを最小にするために、身長160 cm未満の患者はKA820-40B-LOを160 cm以上はKA820-40B-Mの車椅子を使用した。また、前座高を下腿長に対し90~110%に調整した。車椅子駆動方法は非麻痺側片手片脚駆動とした。

統計学的検討として、年齢、FIM車椅子移動が5点到達時から計測日までの日数、身長、大腿長、下腿長、駆動時間、駆動数、臀部移動距離、握力はMann-Whitney *U* testを、性別、麻痺側はchi-square testを用いてLBS群とNon-LBS群を比較した。FIM車椅子移動が5点到達時から計測日までの日数の算出方法は、入院から2週ごとに入力している当院のデータベースより5点に到達した時点の評価日を0日、また、入院時より5点の場合は、入院日を0日とした。なお、有意水準は5%未満とした。統計ソフトはMacintosh版JMP14.0を使用した。

## 結果

LBS群とNon-LBS群の各評価の結果を表2と図1から3に示す。臀部移動距離 (cm) の麻痺側回りは、LBS群が $1.5 \pm 0.6$ でNon-LBS群が $0.2 \pm 0.6$ 、非麻痺側回りは、LBS群が $1.5 \pm 1.4$ でNon-LBS群が $0.1 \pm 0.6$ でNon-LBS群がLBS群に比べ有意に短かった ( $p < 0.01, p < 0.05$ )。一方、10 m直進の駆動時間、駆動数はNon-LBS群がLBS群に比べて良好であった。さらに、駆動数は全ての課題においてNon-LBS群が短い傾向がみられた。

表1. 対象患者の詳細

	LBS群	Non LBS群	p値
症例数	8	11	
年齢 (歳)	56.0±9.5	66.5±12.3	ns
性別 (男性/女性)	7/1	6/5	ns
麻痺側 (右/左)	3/5	5/6	ns
身長 (cm)	165.8±6.1	161.2±9.2	ns
大腿長 (cm)	42.6±3.6	41.0±4.8	ns
下腿長 (cm)	46.0±2.2	45.2±2.6	ns
計測までの日数 (日)*	36.5±23.3	39.2±17.7	ns
SIAS			
腹筋力 (0/1/2/3)	0/0/2/6	0/0/3/8	ns
体幹垂直性 (0/1/2/3)	0/0/3/5	0/0/1/10	ns
非麻痺側下肢筋力 (0/1/2/3)	0/0/0/8	0/0/0/11	ns
握力	25.9±10.1	28.3±8.8	ns

(Mean±SD)

LBS群, Lean on Back Support Group; Non LBS群, Non Lean on Back Support Group; SIAS, Stroke Impairment Assessment Set

\* FIM車椅子移動項目の得点が5点到達時から計測日までの日数

Mann-Whitney *U* test: 年齢, 身長, 大腿長, 下腿長, 計測までの日数, 握力

Chi-square test: 性別, 麻痺側

ns: not significant

表 2. LBS 群と Non-LBS 群の比較

		LBS 群	Non LBS 群	<i>p</i> 値
駆動時間 (秒)	10 m 直進	21.8±5.8	17.6±6.6	ns
	麻痺側回り	21.7±4.9	21.6±10.7	ns
	非麻痺側回り	21.2±5.0	20.9±10.7	ns
駆動数 (回)	10 m 直進	20.0±4.4	17.3±4.7	ns
	麻痺側回り	22.5±4.4	22.7±10.5	ns
	非麻痺側回り	20.2±4.7	20.1±7.5	ns
臀部移動距離 (cm)	10 m 直進	0.9±1.2	0.4±0.5	ns
	麻痺側回り	1.7±1.0	0.2±0.6	<0.01
	非麻痺側回り	1.4±1.5	0.1±0.6	<0.05

(Mean±SD)

LBS 群, Lean on Back Support Group; Non LBS 群, Non Lean on Back Support Group.

Mann-Whitney *U* test を用いて群間比較を行った。

ns: not significant

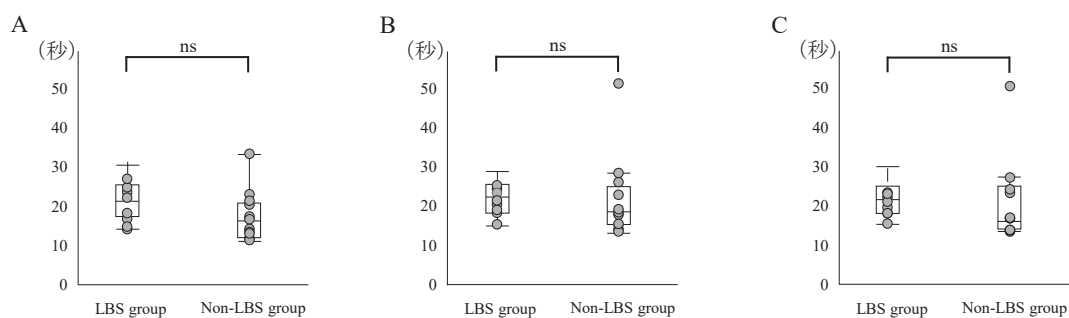


図 1. 駆動時間の比較

LBS group と Non-LBS group の駆動時間の結果を示す。

A. 10 m 直進

B. 麻痺側回り

C. 非麻痺側回り

全ての課題において両群間で有意差はみられなかった。

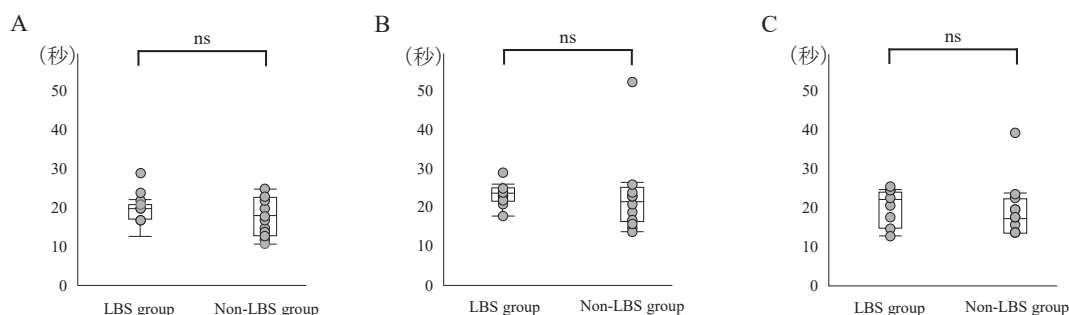
(Mann-Whitney *U* test, ns: not significant)

図 2. 駆動数の比較

LBS group と Non-LBS group の駆動数の結果を示す。

A. 10 m 直進

B. 麻痺側回り

C. 非麻痺側回り

全ての課題において両群間で有意差はみられなかった。

(Mann-Whitney *U* test, ns: not significant)

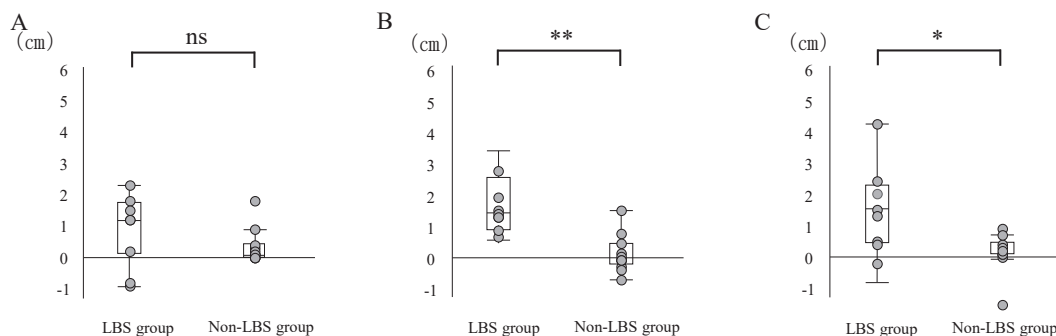


図3. 臀部移動距離の比較

LBS group と Non-LBS group の臀部移動距離の結果を示す。

A. 10 m 直進

B. 麻痺側回り

C. 非麻痺側回り

麻痺側回り、非麻痺側回りにおいて有意差がみられた。

(Mann-Whitney *U* test, \*\*:  $p < 0.01$ , \*:  $p < 0.05$ , ns: not significant)

### 考察

本研究では、脳卒中患者の車椅子駆動姿勢の違いが駆動能力に及ぼす影響について調査した。LBS 群と Non-LBS 群の駆動時間と駆動数は同程度であるが、臀部移動距離に関しては、車椅子を回旋させる課題のみ Non-LBS 群で短縮し、駆動姿勢の違いによる身体への影響が発生する可能性が考えられた。

本研究の駆動時間では、すべての課題において両群間で有意差はみられなかった。大田尾らは、脳卒中患者の車椅子駆動速度に影響を及ぼす要因について調査し、腹筋筋力と立位バランスが重要であることを報告している [6]。本研究は、体幹機能、非麻痺側下肢筋力が同程度の患者を対象としたため、両群間の駆動速度に有意差がみられなかったと考えられる。また、駆動数に関しても有意差はみられなかったが、Non-LBS 群は LBS 群に比べて駆動数が少ない傾向がみられた。本研究の対象者の体幹機能、下肢筋力、握力は両群間で差がなく、これらの要因以外が駆動数に関与していると考えられる。Julien らは四肢麻痺患者の車椅子駆動時に体幹と頸部を前方屈曲することにより、上肢の力がプッシュリムに伝達され推進力が増加することを報告している [9]。Non-LBS 群は車椅子駆動時にバックサポートにもたれていないため、LBS 群に比べて体幹のポジションがより前方にあり、非麻痺側上肢による推進力がプッシュリムに効率的に伝達され、駆動数が少なかったことが考えられる。さらに、10 m 直進の駆動時間と駆動数に有意差はみられなかったが、Non-LBS 群は LBS 群に比べ結果が良好であり、バックサポートにもたれずに駆動する方法は、駆動効率が高いことが推察される。

車椅子上の座位姿勢における臀部の移動距離について調査した研究では、リクライニング型や Tilt 機構の車椅子を用いた報告がある [10, 11]。しかし、脳卒中患者を対象とした車椅子駆動時の臀部の移動距離を検討した研究は少ない。本研究では、Non-LBS 群が LBS 群に比べて麻痺側回り、および非麻痺側回りの課題で臀部移動距離が有意に短かった。10 m 直進では差がなく、車椅子を回旋させる課題で、臀部移動距

離の違いが明確であった。直進移動の課題と移動しながらの回転の課題は同等の成功率であることが報告されており [12]、課題の難易度による影響ではないと考えられる。本研究の対象者は、体幹機能が良好であるが、バックサポートにもたれて駆動することで、腹筋に比べ背筋が優位に活動し、体幹が伸展位になることで車椅子回旋時に骨盤がより後傾し臀部が前方にスライドした可能性が考えられた。

本研究の対象者は、身体機能が同程度であったが、日常生活では異なる姿勢で駆動していた。Non-LBS 群がバックサポートにもたれずに駆動することを好む理由について、駆動効率、身体への二次的障害の影響があると考えられる。1 点目の駆動効率について、Kirby らは、片麻痺患者が手動車椅子を片手片足で駆動するパターンの場合、上肢が駆動力として働き、下肢は方向を修正するために活動することを報告している [13]。駆動時に体幹を前傾することで、駆動する上肢の肩甲帯の自由度が増し、ハンドリムへの推進力の伝達効率が向上するため、駆動パターンとして選択していた可能性が考えられる。その背景として、両群の男女比に有意差はみられなかったが、Non-LBS 群は女性が多く、男性に比べて筋力が弱いことが考えられる。その結果、上肢の駆動力を補うために、体幹を前屈し、上肢による駆動効率を高めた可能性が推察される。二点目の身体への二次的障害の影響について、バックサポートにもたれることで、骨盤後傾位による Slump 姿勢が助長され、臀部剪断力の増加、腰椎後弯による椎間板へのストレスが発生し、臀部や腰部の疼痛が発生する可能性が考えられる [14]。これらより、Non-LBS 群は疼痛を回避するためにバックサポートにもたれない駆動方法を好んでいた可能性が推察される。

本研究では、バックサポートにもたれずに車椅子を駆動する姿勢は、臀部の前ずれが生じにくいことが明らかとなった。しかし、临床上、身体機能が良好なケースでも、バックサポートにもたれた姿勢で駆動することがあり、臀部の前ずれが生じやすいことが考えられる。臀部の前ずれは仙骨の剪断力を増加させることが報告されており [15]、車椅子駆動時の前ずれを最小限に止めるためには、シーティングによる車椅子本体

の工夫が必要である。具体的なシーティングとして、車軸を前方に調整し、大車輪とハンドリムを前方に移動させることや、バックサポートを上肢の駆動の阻害にならない高さに設定することで上肢での駆動範囲が拡大し、駆動効率の向上につながる可能性が考えられる [16, 17]. また、クッションについては駆動側の大腿部を削ることや、前後の高低差があるクッション（アンカー機能）を用いることで、骨盤の後傾位を防止しつつ下肢駆動が容易になることが考えられる [18, 19]. このようにシーティングによる調整をした上で、それを用いた駆動方法を繰り返すことで、前ずれが生じにくい駆動姿勢が実現できると考えられる。

### 謝辞

本研究の実施に際し、リハビリテーションと評価を行った藤田医科大学七栗記念病院の作業療法士のスタッフに感謝します。

### 文献

1. Selph SS, Skelly AC, Wasson N, Dettori JR, Brodt ED, Ensrud E, et al. Physical activity and the health of wheelchair users: a systematic review in multiple sclerosis, cerebral palsy, and spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2021; 102: 2464-81.
2. 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: 27-32.
3. Tanino G, Sonoda S, Watanabe M, Okuyama Y, Sasaki S, Murai H, et al. Changes in the gait ability of hemiplegic patients with stroke in the subacute phase —a pattern based on their gait ability and degree of lower extremity motor paralysis on admission—. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2014; 5: 40-9.
4. Iyengar YR, Vijayakumar K, Abraham JM, Misri ZK, Suresh BV, Unnikrishnan B. Relationship between postural alignment in sitting by photogrammetry and seated postural control in post-stroke subjects. *NeuroRehabilitation* 2014; 35: 181-90.
5. Kawada K, Matsuda T, Takanashi A, Miyazima S, Yamamoto S. Motion analysis of wheelchair propulsion movements in hemiplegic patients: effect of a wheelchair cushion on suppressing posterior pelvic tilt. *J Phys Ther Sci* 2015; 27: 597-600.
6. Otao H, Murata S, Hachiya M, Ono T, Nakao H, Mizokami A, et al. Factors affecting the wheelchair velocity in stroke patients. *Jpn J Health Promot Phys Ther* 2013; 2: 149-53.
7. Granger CV. The emerging science of functional assessment: our tool for outcomes analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 235-40.
8. 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.
9. Julien MC, Morgan K, Stephens CL, Standeven J, Engsborg J. Trunk and neck kinematics during overground manual wheelchair propulsion in persons with tetraplegia. *Disabil Rehabil Assist Technol* 2014; 9: 213-8.
10. Aissaoui R, Lacoste M, Dansereau J. Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2001; 9: 215-24.
11. Huang HC, Yeh CH, Chen CM, Lin YS, Chung KC. Sliding and pressure evaluation on conventional and V-shaped seats of reclining wheelchairs for stroke patients with flaccid hemiplegia: a crossover trial. *J Neuroeng Rehabil* 2011; 8: doi: 10.1186/1743-0003-8-40.
12. Lindquist NJ, Loudon PE, Magis TF, Rispin JE, Kirby RL, Manns PJ. Reliability of the performance and safety scores of the Wheelchair Skills Test Version 4.1 for manual wheelchair users. *Arch Phys Med Rehabil* 2010; 91: 1752-7.
13. Kirby RL, Adams CD, MacPhee AH, Coolen AL, Harrison ER, Eskes GA, et al. Wheelchair-skill performance: controlled comparison between people with hemiplegia and able-bodied people simulating hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 387-93.
14. O'Sullivan PB, Dankaerts W, Burnett AF, Farrell GT, Jefford E, Naylor CS, et al. Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine* 2006; 31: E707-12.
15. Chang A, Kang J, Jeong B, Kim Y, Hong EP, Kim G. Analysis of Body-Slip and Buttock Pressure Characteristics during Operation of a Double-Sliding Reclining Wheelchair in Patients with Spinal Cord Injury. *Appl Sci* 2021; 11: 1-15.
16. Medola FO, Elui VM, Santana Cda S, Fortulan CA. Aspects of manual wheelchair configuration affecting mobility: a review. *J Phys Ther Sci* 2014; 26: 313-8.
17. Yang YS, Koontz AM, Yeh SJ, Chang JJ. Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. *Arch Phys Med Rehabil* 2012; 93: 654-9.
18. Cron L, Sprigle S. Clinical evaluation of the Hemi Wheelchair Cushion. *Am J Occup Ther* 1993; 47: 141-4.
19. Kawada K. Trunk function in hemiplegic wheelchair users when using wheelchair cushions. *J Phys Ther Sci* 2017; 29: 1607-11.