片麻痺者の車椅子駆動動作の分析

——車椅子クッションが駆動開始動作に及ぼす影響——

*Motion Analysis of Wheelchair Propulsion Movements of Hemiplegic Patients:
Effect of a Wheelchair Cushion on the Initiation of Propulsion*

川田 教平¹⁾ 松田 雅弘²⁾ 高梨 晃³⁾
宮島 恵樹⁴⁾ 塩田 琴美⁵⁾ 山本 澄子⁶⁾

KYOHEI KAWADA, RPT, PhD¹⁾, TADAMITSU MATSUDA, RPT, PhD²⁾, AKIRA TAKANASHI, RPT, PhD³⁾
SHIGEKI MIYAZIMA, RPT, PhD⁴⁾, KOTOMI SHIOTA, RPT, PhD⁵⁾, SUMIKO YAMAMOTO, PhD⁶⁾

¹⁾ Department of Physical Therapy, Faculty of Health Science, Tokoha University: 1-30 Mizuochi, Aoi-ku, Shizuoka-shi, Shizuoka 420-0831, Japan. TEL+81 54-297-3245 E-mail: kawada@sz-u.tokoha.ac.jp

²⁾ Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Uekusa Gakuen University

³⁾ Department of rehabilitation, Enomoto Orthopedic Clinic

⁴⁾ Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Ryotokuji University

⁵⁾ School of Sport Sciences, Waseda University

⁶⁾ International University of Health and Welfare Graduate School

Rigakuryoho Kagaku 28(6): 787-790, 2013. Submitted May 27, 2013. Accepted Jun. 28, 2013.

ABSTRACT: [Purpose] The objective of this study was to study the effect on the initiation of wheelchair propulsion from stationary sitting when pelvic posterior tilt was inhibited by a wheelchair cushion. [Subjects] The subjects were 18 hemiplegic patients who were capable of sitting in, and propelling a wheelchair. [Method] We used electromyography and a 3D motion analysis system to measure the posterior pelvic tilt angle, the muscle activity of the long head of the biceps femoris (BFLH), and the propulsion speed in the initiation of wheelchair propulsion from stationary sitting with three different types of cushion. [Results] The cushion which had the thigh pad removed on the propulsion side, having an anchor function, inhibited posterior pelvic tilt during initiation of propulsion from stationary sitting, BFLH activity was low, and fast propulsion was enabled. [Conclusion] The results suggest that inhibiting posterior pelvic tilt in stationary wheelchair sitting influences the propulsion initiation action.

Key words: hemiplegic patients, propulsion initiation action, wheelchair cushion

要旨:〔目的〕車椅子クッションにより骨盤後傾を抑えた際の効果を静止座位と駆動開始動作から検討することを目的とした。〔対象〕車椅子駆動と端座位を獲得している片麻痺者 18 名とした。〔方法〕車椅子クッションは 3 条件とし、車椅子静止座位と駆動開始動作を 3 次元動作解析装置と筋電計を使用し、骨盤後傾角度と大腿二頭筋長頭の筋活動、駆動速度を計測した。〔結果〕アンカー機能をもち駆動側大腿部のパッドを外したクッションでは、静止座位と駆動開始で骨盤後傾を抑え、大腿二頭筋長頭の筋活動は小さくなり、速く駆動できた。〔結語〕車椅子静止座位で骨盤後傾を抑えると駆動開始動作に影響することが示唆された。

キーワード: 片麻痺者, 駆動開始動作, 車椅子クッション

¹⁾ 常葉大学 健康科学部 静岡理学療法学科: 静岡県静岡市葵区水落町 1 番 30 号 (〒420-0831) TEL 054-297-3245

²⁾ 植草学園大学 保健医療学部 理学療法学科

³⁾ 榎本整形外科 リハビリテーション科

⁴⁾ 了徳寺大学 健康科学部 理学療法学科

⁵⁾ 早稲田大学 スポーツ科学学術院

⁶⁾ 国際医療福祉大学大学院

I. はじめに

脳血管障害者（以下、片麻痺者）による車椅子駆動動作は、比較的早期に獲得可能であるため、歩行困難な者や歩行獲得する前の訓練途上の者が車椅子を使用する。片麻痺者は車椅子の奥行き、ハムストリングスの短縮、長時間の座位等の影響で骨盤が後傾しやすい¹⁾。しかし、片麻痺者の多くはその状態を変えることができない。長時間の骨盤後傾により腰椎の椎間板の圧力は増し、背部の筋緊張は不均衡になる²⁾。また、不快感・疲労・痛みを与え³⁾、脊柱は弯曲し、消化器・呼吸器系への悪影響⁴⁾を及ぼすと言われている。加えて片麻痺者は非麻痺側で車椅子を駆動するため、動作自体が非対称な姿勢を助長しうる問題をもつ。しかしながら、歩行獲得に向けた治療と比べ、車椅子駆動中の姿勢については軽視されがちである。木之瀬らは、この理由として車いすの問題を指摘している⁵⁾。すなわち、病院や施設の車椅子の多くは標準型車いすであり、車椅子寸法や座面を個々の片麻痺者に調整できないことが考えられる。車いす乗車時の姿勢は臨床上重大な問題となりうる連合反応や異常筋緊張を強める原因となりやすい⁶⁾。なお、片麻痺者の車椅子駆動動作における駆動側下肢の役割は、駆動と舵取りと言われている⁷⁾。そこで、本研究における車椅子駆動動作は片側下肢駆動とした。

骨盤が後傾する問題については、車椅子の寸法や座面に対して指摘がなされており⁷⁾、対応としては車椅子クッションの使用が推奨されている⁸⁾。片麻痺者を対象として、駆動側大腿部の切り込み⁹⁾やアンカーサポート⁶⁾について、

車椅子クッションの効果が報告されている。しかし、車椅子クッションと駆動動作を組み合わせで分析した報告は少ない。片麻痺者の車椅子駆動において、シート高と奥行き¹⁰⁾、モジュラー型車椅子⁶⁾による影響について報告されているが、評価指標は駆動速度としているものが多く、骨盤後傾角度を定量的に表した報告はない。片麻痺者における車椅子駆動を評価するには、駆動速度だけでなく、筋活動や骨盤後傾を抑えるということも考慮する必要がある。また、車椅子が停止した状態から動き出す時に多くの力が必要であると考え、静止座位、駆動開始に着目した。

そこで本研究の目的は、静止座位と駆動開始の分析から、車椅子クッションにより骨盤後傾を抑えた際の効果を検討することとした。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は片麻痺者18名とした。片麻痺者の選定にあたり、Nリハビリテーションセンターにて車椅子駆動と端座位を獲得している者とした。除外対象は、脊柱の変形が著しい者、感覚障害が著明な者、高次脳機能障害が重度で研究の説明が理解できない者とした。片麻痺者の疾患特性と身体機能を表1に示す。性別は男性17名、女性1名、年齢は44-73歳、右片麻痺9名、左片麻痺9名、発症日から計測日までの日数は112.5±39.8日であった。身体機能は、下肢Brunnstrom recovery stage, functional independence measureについて示した。

表1 片麻痺者の疾患特性と身体機能

対象者	性別	年齢	診断名	麻痺側	発症からの期間(日)	身長(cm)	体重(kg)	BRS下肢	FIM(126点満点)
a	男	51	脳梗塞	左	111	168.2	74.0	IV	125
b	女	72	多発性脳梗塞	左	166	156.0	44.8	IV	105
c	男	53	脳出血	右	89	173.4	63.0	IV	99
d	男	60	脳梗塞	左	141	166.7	64.0	IV	113
e	男	61	脳出血	右	106	160.3	63.4	III	95
f	男	62	脳出血	左	83	168.1	50.3	III	66
g	男	55	視床出血	左	63	161.3	51.0	III	109
h	男	63	脳出血	右	116	168.4	78.0	IV	100
i	男	44	脳出血	右	141	162.5	51.0	III	114
j	男	62	視床出血	右	106	165.2	65.5	IV	122
k	男	63	脳出血	左	147	165.3	66.9	III	79
l	男	49	脳出血	右	62	167.1	54.3	II	76
m	男	73	視床出血	左	95	158.0	44.7	III	100
n	男	67	視床出血	右	140	160.4	48.4	II	76
o	男	65	被殻出血	右	211	163.5	50.0	IV	66
p	男	67	視床出血	右	116	160.7	52.3	III	113
q	男	72	脳梗塞	左	91	160.3	45.1	III	121
r	男	69	脳出血	左	41	173.4	68.5	II	99

BRS: Brunnstrom recovery stage, FIM: functional independence measure.

2. 方法

計測課題は、採型用車椅子上の静止座位と片側下肢駆動における直進走行の開始動作の2課題とし、大腿二頭筋長頭の最大等尺性収縮の計測を腹臥位にて5秒間実施した。

計測条件は、(1) クッションなし、(2) クッション1を入れた状態(以下、クッション1)、(3) クッション2を入れた状態(以下、クッション2)の3条件とした。クッション2はアンカー機能があり、駆動側の大腿部のパッドを外したものとし、クッション1は臨床で多用されているものとした。クッション1は厚さ4 cm(高低差0 cm)、材質は一層構造のウレタンフォームとした。クッション2は厚さ8 cm(高低差2.5 cm)、材質はクッション下部はポリエチレン発泡体、クッションパッドは低反発高密度ウレタンの物を使用した。クッションカバーはポリエステル製で統一した。3条件の計測順はランダムとした。クッションなしは、採型用車椅子の座面(ナイロン製)に乗車した状態とした。

運動学的データを計測するため、赤外線カメラ8台を用いた3次元動作解析装置(VICON MX)、筋電計(DKH社製)、採型用車椅子(日進医療機器製)を使用した。計測空間の進行方向をY軸、左右方向をX軸、鉛直方向をZ軸とした。カメラのサンプリング周波数は120 Hzとした。駆動路は3,600 mmとし、中央にて静止座位の計測を行い、その後、同位置から駆動開始動作を計測した。車椅子クッションへの慣れによる影響を防ぐために車椅子クッション設置後の練習はせず、直後に計測を実施した。赤外線反射マーカー貼付位置は、両肩峰、第2胸椎棘突起、両側の上前腸骨棘(以下、ASIS)、上後腸骨棘(以下、PSIS)、股関節点(ASISと大転子中央を結んだ直線上の大転子側から1/3の距離)、膝関節点(大腿骨外側上顆の高さで膝蓋骨を除いた膝の前後径の中央)、外果、第5中足骨骨頭の15点とした。骨盤角度を算出するために両側のASISとPSISのマーカーを用いて骨盤座標系を定義した。

駆動開始時に働く筋活動を解析するために筋電計を使用し、計測は3次元動作解析システムと同期した。サンプリング周波数は1,080 HzでA/D変換してPCに取り込んだ。筋電図波形は20~450 Hzのバンドパスフィルターで処理した後に全波整流し、積分筋電図(integrated electromyogram: 以下、IEMG)を求めた。計測する筋は大腿二頭筋長頭とし、電極貼付位置は、Aldoら¹¹⁾の推奨する位置とした。採型用車椅子は、駆動輪を24インチ、キャスターを5インチとし、シートの前後差は0 cmに固定した。また、バックサポートは下部をあけて、骨盤に貼付したマーカーが後方からみえるようにした。採型用車椅子の調整箇所は、シート高、シート奥行き、シート幅、アームサポート高、バックサポート高の5項目とした。身体寸法の測定から採型用車椅子の調整は、車椅子

SIG講習会テキスト(2003)を参照した。

分析項目は、静止座位時の骨盤後傾角度と駆動開始時の骨盤後傾角度、大腿二頭筋長頭の筋活動、駆動速度とした。足部接地から同側の足部接地までを駆動開始と定義した。

骨盤角度は、VICONで計測した各マーカー位置をPCに取り込んだ後、VICON Body Builder Ver.3.6を用いてX軸周りの骨盤後傾角度を算出した。分析点は、先行研究¹²⁾より静止座位時と駆動開始の駆動側の股関節屈曲ピーク時(以下、屈曲ピーク)とした。股関節角度は、臨床歩行分析研究会ソフトフェアDIFF Gait, Wave Eyesを用いて角度を算出した。

大腿二頭筋長頭の筋活動は、駆動開始時から屈曲ピークまでのIEMGを求めた。さらに各被験者間の正規化の手続きとして、大腿二頭筋長頭の最大等尺性収縮時のIEMGを100%とし、これに対する計測課題時のIEMGの割合(% IEMG)へ変換した。最大等尺性収縮時のIEMG算出には5秒間中の3秒間を採用した。

足部接地から同側の足部接地までの移動量を時間で除した値を駆動速度と定義した。VICONで計測した足関節点と第5中足骨骨頭のマーカー位置から距離を出し、要した時間から駆動速度を算出した。

計測条件間における静止座位の骨盤後傾角度、駆動開始時の骨盤後傾角度、大腿二頭筋長頭% IEMG、駆動速度について1元配置分散分析を行った。主効果の認められたものについては多重比較法(Bonferroni)にて検計を行い、危険率5%未満を有意とした。なお、統計解析にはSPSSver15.0J for Windowsを用いた。

本研究は国際医療福祉大学倫理審査委員会にて承認を得て(承認番号09-122)、各被験者と主治医に同意を得たのちに行った。

III. 結 果

静止座位時の骨盤後傾角度、駆動開始時の骨盤後傾角度と大腿二頭筋長頭% IEMG、駆動速度を表2に示した。静止座位の骨盤後傾角度は、クッション1とクッション2、クッションなしとクッション2間において有意差が認められた。クッションなしとクッション1間には有意差は認められなかった。

駆動開始時の骨盤後傾角度、大腿二頭筋長頭% IEMG、駆動速度において、クッション1とクッション2、クッションなしとクッション2間において有意差が認められた。クッションなしとクッション1間には有意差は認められなかった。

IV. 考 察

車椅子静止座位の分析の結果、クッション2で有意に

表2 静止座位と駆動開始時の測定値

静止座位		駆動開始		
計測条件	骨盤後傾角度(°)	骨盤後傾角度(°)	大腿二頭筋長頭%IEMG(%)	駆動速度(m/s)
クッションなし	17.8 ± 5.1	19.2 ± 4.6	30.8 ± 11.7	0.19 ± 0.05
クッション1	15.8 ± 3.9 **	17.8 ± 4.9 **	29.1 ± 9.6 **	0.22 ± 0.05 **
クッション2	11.4 ± 3.9 *	13.5 ± 4.0 *	20.2 ± 8.3 *	0.29 ± 0.06 *

* p<0.05, ** p<0.01.

表中の値は被験者18名の平均値と標準偏差を示す。

骨盤後傾角度が小さくなり、クッションなしとクッション1間に有意差は認められなかった。クッション2ではEngstrom¹³⁾や武田⁶⁾らの報告と同様に、座面の形状がアンカーの役割を果たすことで骨盤後傾角度を最小限に抑えられていた。また、クッションなしとクッション1に有意差が認められなかったことから、1層構造のウレタンフォーム(クッション1)では骨盤後傾を抑えられておらず、骨盤のポジショニングを考える上で有用ではない。

駆動開始時の分析の結果、クッション2では有意に骨盤後傾角度が小さく、静止座位時に骨盤後傾を抑えられたことが駆動開始時にも影響していることが推察される。また、少ない力で速く駆動できていたことから、骨盤後傾角度が小さいほど大腿二頭筋長頭の筋張力が大きく、足部接地以降に力が床に伝わりやすい環境であったと考えられる。

本研究では、静止座位と片側下肢駆動開始の分析から骨盤後傾を抑えるクッションの効果について、若干の知見を得ることができた。今後は、時間的変化について検討することで、車椅子クッションの効果の継続性を把握する必要があると考えられる。

謝辞 本研究に際し、計測設備と被験者確保にご協力いただいた中伊豆リハビリテーションセンター理学療法科の皆様、計測時にご協力頂いた同センター診療部検査科 奈良武彦氏に深謝致します。

引用文献

- 1) Letts RM: General principles of seating, principles of seating disabled. CRC Press, 1991, 6-7.
- 2) Andersson GB: Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting 1-4. Scand J Rehabil Med, 1974, 6(3): 104-133.
- 3) Chaffin B, Andersson BJ, Martin J: Occupational biomechanics. Third edition. John Wiley & Sons, Inc, New York, 1999, pp355-391.
- 4) Kroemer KHE, Grandjean E: Fitting the task to the human. Fifth edition. Taylor & Francis, London, 2003, pp53-99.
- 5) 木之瀬隆：モジュラー車椅子とシーティングシステム。OTジャーナル, 1999, 33: 335-340.
- 6) 武田 太, 奥田 裕, 古屋実栄：成人片麻痺患者の車椅子駆動に対するモジュラー型車椅子の有効性について。埼玉理学療法, 2003, 10: 33-37.
- 7) 江口英範, 生島秀樹, 植松光俊・他：片側下肢車椅子駆動の特性—下肢駆動力及び筋電図から—。日本義肢装具学会誌, 1995, 11(2): 158-167.
- 8) 木之瀬隆：高齢者のシーティング。三輪書店, 東京, 2006, pp76-77.
- 9) Cron L, Sprigle S: Clinical evaluation of the hemi wheelchair cushion. Am J Occup Ther, 1993, 47(2): 141-144.
- 10) 植松光俊, 山田美佳, 江口英範：片麻痺患者の車椅子駆動に影響する因子—シート高・奥行きについて—。理学療法科学, 1994, 21(4): 256-263.
- 11) Aldo O：筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹。栢森良二(訳), 西村書店, 東京, 2007, pp166-167.
- 12) 川田教平, 山本澄子：片麻痺者の車椅子片側下肢駆動の分析。理学療法科学, 2008, 23(6): 789-793.
- 13) Engstrom B：エルゴノミック・シーティング。桂律也, 山野香(訳), ラックヘルスケア株式会社, 大阪, 2003, pp216-225.