

## 体幹の傾きの違いによる車いすの片足駆動の解析 —脳卒中片麻痺者を対象として—

保坂幸毅\* 松橋絵里\*\* 伊藤清香\*  
久米愛\*\*\* 金城正治\*\*\*\*

### 要 旨

脳卒中片麻痺患者の片手片足での車いす駆動は、体幹前傾での駆動が望ましいとされている。しかし、体幹の傾きが片足駆動における駆動特性にどのような影響を与えるかは明らかにされていない。そこで、体幹の傾きを変化させた時の片足駆動を運動学的・運動力学的に解析し、駆動特性を明らかにするために、体幹の傾きを前傾位・中間位・後傾位に設定し、車いすの片足駆動を行った。その時の初回駆動のビデオ撮影、下肢・体幹の表面筋電図と足圧の計測と10mの直進・スラロームの駆動時間の測定、駆動後の Visual Analog Scale (以下、VAS) に主観的評価も加え、体幹の傾きによる片足駆動の違いを比較検討した。

対象者は、高次脳機能障害や認知症が動作遂行能力を妨げておらず、FIMの歩行・車いすの項目で自立となっている脳卒中片麻痺者8名とした。

初回駆動時間は中間位に比べ、前傾位で有意に短かった。%EMGでは腹直筋は前傾位、脊柱起立筋は後傾位で有意に大きかった。また、下肢の筋は後傾位で大きい傾向にあった。単位時間・体重あたりの足圧は後傾位で有意に値が小さかった。10mの直進駆動では後傾位に比較し、中間位で有意に速かった。スラローム駆動では後傾位に比較し、前傾位・中間位で有意に速かった。VASでは後傾位で駆動しにくい傾向にあり、前傾位では怖さを感じていた。

この結果から、前傾位・中間位で効率がよく、対象者の心理面を考慮すると中間位での駆動が最も安定することが示唆された。

### I. はじめに

脳卒中片麻痺者の車いすは、歩行を獲得するまでの期間、又は歩行が自立しなかった場合に利用される。非麻痺側の上下肢機能は正常に近いが、体幹機能の低下や上下肢の協調性の問題から、片手片足駆動または片足駆動となっている。

片手片足駆動について植松<sup>1)</sup>は、体幹前傾で駆動するのが良いとしており、片手片足駆動の指導法について、上下肢の協調動作を訓練学習する際には、段階的にまず下肢操作法を優先的に指導し、ゆっくりとした

速度でも直進走行する訓練をすると述べている。また、河津<sup>2)</sup>らは、健常男子学生に対し、体幹の傾きを前傾位・中間位・後傾位に設定したときの片手片足駆動の駆動特性について、前傾位の方が駆動しやすいことが明らかになったと述べている。しかし、これらは上下肢駆動におけるもので、下肢駆動における体幹の影響については述べられていない。

片麻痺者の車いす片側下肢駆動において川田<sup>3)</sup>は、駆動により非対称な姿勢を増強させることを示唆している。また、Engstrom<sup>4)</sup>は、下肢駆動で最も重要な筋群は、股関節伸筋群である大殿筋と、膝関節屈曲と

\* 中通リハビリテーション病院

\*\* 中通大曲病院

\*\*\* 老人保健施設 くらかけの里

\*\*\*\* 秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻 作業療法  
学講座

Key Words: 車いす

片足駆動

脳卒中片麻痺者

筋電図

足圧計

股関節伸展の双方に関与するハムストリングであり、これらの筋の下肢駆動動作での効率は股関節と膝関節の互いの位置関係と骨盤の前後傾の程度によって決まると述べている。百瀬ら<sup>9)</sup>は体幹の傾斜角度が下肢の駆動力に与える影響について、模擬動作で検討し、駆動力を増大させるには体幹を前傾位にするとよいと述べている。このように体幹の傾斜が片足駆動の操作に影響を与えることがわかる。

よって、脳卒中片麻痺者の車いす駆動能力に個人差はあるが、車いす片足駆動の効率的な方法を明らかにし、指導方法を確立することは重要であると思われる。

そこで今回の研究では、脳卒中片麻痺者に対し、体幹の傾きを前傾位・中間位・後傾位に設定し、車いすの片足駆動の初回駆動場面をビデオで撮影する運動学的分析と、下肢・体幹の表面筋電図と足圧計による運動学的分析、10mの直進とスラロームにかかる駆動時間、駆動後の Visual Analog Scale (以下 VAS) による主観的視点からの評価を行い、体幹の傾きが車いすの片足駆動にどのように影響するのか比較検討したので報告する。

## II. 対象と方法

### 1. 対象

対象者は、高次脳機能障害や認知症が動作遂行能力を妨げておらず、FIM で歩行・車いすの項目が自立となっている脳卒中片麻痺患者 8 名とした。性別は男性、女性ともに 4 名、麻痺は右麻痺、左麻痺ともに 4 名であった。平均年齢は  $67.4 \pm 12.3$  歳、平均身長は  $154.3 \pm 12.9$  cm、平均体重は  $53.7 \pm 6.5$  kg であった。下肢 Brunnstrom Recovery Stage (以下 Br.s) は、II は 1 名、III は 1 名、IV は 4 名、V は 2 名であった。FIM は  $91.8 \pm 16.5$  点、HDS-R は  $24.4 \pm 4.1$  点であった。(表 1)

なお、本研究の実施前に、中通りハビリテーション病院の倫理審査を受け、対象者には研究の趣旨を口頭で説明し、書面で同意を得た。

### 2. 方法

体幹の傾きの違いによる片足車いす駆動の駆動特性を明らかにするために、実験①初回駆動における筋電図の測定 (図 1)、実験②足圧による測定 (図 1)、実験③駆動速度の測定、④VAS の測定を行い検討した。

表 1 対象者

	年齢	性別	身長 (cm)	体重 (kg)	麻痺側	Br. stage (上肢-手指-下肢)	FIM	HDS-R
No. 1	50	男性	170	65	左	III - III - IV	114	29
No. 2	86	男性	152	53.3	左	IV - III - V	99	18
No. 3	79	女性	132	43	右	IV - IV - IV	96	25
No. 4	55	男性	170	58.8	左	II - II - II	57	20
No. 5	76	女性	140	50.9	左	III - III - III	84	25
No. 6	57	女性	152	47.1	右	III - IV - IV	109	21
No. 7	75	男性	165	58	右	III - IV - IV	89	30
No. 8	61	女性	153	53.8	右	V - V - V	86	27
平均	$67.4 \pm 12.3$		$154.3 \pm 12.9$	$53.7 \pm 6.5$			$91.8 \pm 16.5$	$24.4 \pm 4.1$



図 1 筋電計・足圧計の計測



片足駆動での体幹の傾きは図3に示した。傾きは河津ら<sup>2)</sup>、百瀬<sup>5)</sup>らの実験と日常観察される片麻痺者の駆動を参考にして、クッション(三角クッション)を用いて前傾位 $20^\circ$ 、バックレストに背部をつけた直立位 $5^\circ$ 、バックレストを後方に倒しもたれた状態の後傾位 $20^\circ$ に設定した。

使用した車いすは、LACヘルスケア株式会社REVO2モジュール型車いす(図1、以下、車いす)で、比較検討しやすいように計測側のアームサポート、フットサポートを取り外した。

実験①ではデジタルカメラによるビデオ撮影、表面筋電計を使って測定した。デジタルカメラは、Panasonic製2.3MEGA PIXELを使用し、側方から撮影した。動作解析にはDartfish softwareを使用した。表面筋電図の測定には、デジテックス研究所社製Polymate AP-1000(以下、筋電計)、記録にはTEAC社製AP Viewer、解析にはキッセイコムテック社製BIMUTAS IIを用いた。測定した下肢・体幹筋の選出には河津<sup>2)</sup>ら、百瀬<sup>5)</sup>らの研究を参考とし、腹直筋、脊柱起立筋、大腿二頭筋長頭、前脛骨筋、下腿三頭筋を選出した。

駆動において、村田ら<sup>6)</sup>は、駆動開始一歩目が最も力を必要とし、慣性がつくことで駆動時の推進に必要なとする力が減少する傾向にあると述べているため、本研究では初回駆動を計測対象にした。

実験②の足圧の測定には、VISTA MEDICAL社製圧力測定分布装置FSAのインソールセンサマット(販売元タカノ株式会社 以下、足圧計)を用いた。この足圧の測定は実験①と同時にを行うと、筋電図にノイズが見られたため、別々に実施した。

実験③は10mの直進駆動と、2m間隔にコーンを設置し、各コーンの間を通るスラローム駆動における時間を計測した。対象者の疲労を考慮し、実験①・②とは別日に行った。

④VASは各体幹の傾きでの駆動の行いやすさに差があったか、左端を「非常に易しい(0cm)」、右端を「非常に困難(10cm)」と表示した10cmの直線を示し、この線上で対象者が駆動の困難さをプロットすることで駆動の主観的な困難さを測定した。

実験順序は、始めに対象者の座位下腿長(膝窩～足底までの距離)、座位殿幅(臀部における最も外側に突出した部分)、座底長(臀部後縁～膝窩までの水平直線距離)を測定した上で、車いす座位が膝関節屈曲 $90^\circ$ で下腿が垂直に垂れるように前シート高、シート奥行き、シート幅を決定し、車いすを調整した。その後、対象者に表面筋電計の電極を貼り付け、最大筋力を測定した。

体幹の傾きによる駆動の順番は、前傾位、中間位、後傾位を無作為に3回ずつ非麻痺側下肢で駆動してもらった。駆動開始姿勢は非麻痺側膝関節屈曲 $90^\circ$ 位とした。そこから駆動をはじめて2回程度駆動を行った。そして、初回駆動の場面をビデオ撮影し、筋電量を測定した。次に足圧の計測を実施した。足圧の計測も順番は筋電測定と同様に無作為に体幹の傾きを決め、各体幹で3回測定した。その後VASと聞き取りを実施した。

駆動速度の測定においても体幹の傾きによる駆動の順番は無作為に決定し、時間を測定した。その後VASと聞き取りを実施した。

### 3. 分析方法

デジタルカメラの映像では、踵接地(heel on)、足部接地(foot on)、踵離地(heel off)、足指離地(toe off)までを1駆動とし、駆動にかかった時間、動作の分析をDartfish softwareで行った。

筋電図は、ビデオで分析した踵接地(heel on)、足部接地(foot on)、踵離地(heel off)、足指離地(toe off)までの各筋の筋活動の積分値量を導出し、

対象となる筋の最大随意収縮 (Maximal Voluntary Contraction) 時の筋活動量に対する割合で示す100% MVC法を用いて、比較・検討を行った。

足圧は作用中心点の軌跡と足圧の積分量を計算し、単位時間・単位体重あたりで割合を出した。

初回駆動の運動学的効率は、駆動の筋電量でどの程度の力が発揮できるかで見ることとした。筋電量は駆動の主動筋である大腿二頭筋と下腿三頭筋の単位体重あたりの%EMGとし、力は単位体重あたりの足圧量とした。足圧はインソールに対して垂直な値を測定しており、力の合力としてみることもできた。式は以下に示した。

$$\text{運動学的効率} = \frac{\text{単位体重あたりの足圧量(Psi/kg)}}{\text{単位体重あたりの\%EMG (大腿二頭筋+下腿三頭筋)}}$$

VASでは筋電計測後と駆動速度計測後の各体幹の傾きでの違いを比較した。

各統計学的処理にはウィルコクソン符号付き順位和検定を用い、危険率は5%とした。

### Ⅲ. 結 果

#### 1. ビデオによる初回駆動の運動分析

##### 1) 初回駆動時間の平均 (図3)

前傾では1488±433msec、中間では1799±377msec、後傾では1740±638msecであった。前傾位と中間位 (p=0.035, p<0.05) で有意差が見られた。

##### 2) 初回駆動時の動作分析 (図4, 5)

初回駆動の動作は、膝関節90°屈曲位から後方へ引くパターンであった。しかし、2回目の駆動で接地する際に2つの駆動パターンが見られた。

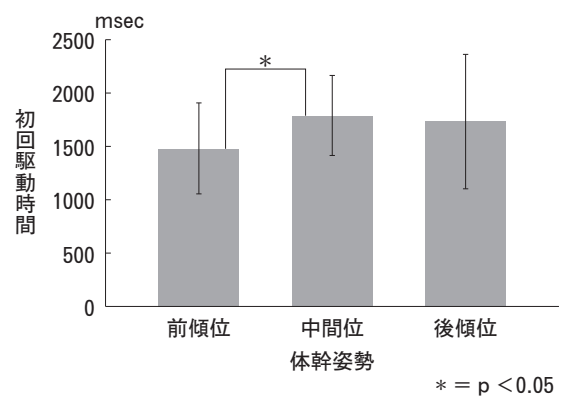


図3 初回駆動時間



図4 標準足駆動



図5 つま先駆動



一つは、足関節を背屈し、踵接地により車いすが動き始めた。その後、足関節は底屈し、同時に膝関節の屈曲も見られた。このパターンを標準足駆動とする。

二つ目のパターンは、足関節を底屈させ、足指接地により車いすが動き始めると同時に膝関節の屈曲が起こり、足底の接地は見られなかった。このパターンをつま先駆動とする。

標準足駆動は6名、つま先駆動は2名だった。

## 2. 筋電図による分析

### 1) 駆動期での各筋での傾向 (図6, 7)

初回駆動における2つの駆動パターンに差は見られなかった。

それぞれの筋活動量に個人差はみられるが、大腿二頭筋はスタート時(足底接地)から足指離地まで常に活動し、筋活動量的にも多かった。下腿三頭筋

は大腿二頭筋より少し遅れて収縮し始め、筋活動量的にも大腿二頭筋に比べて少なかった。前脛骨筋は足底接地から踵離地までと、足指離地後に収縮していた。

2つのパターンの違いは2回目駆動以降に現れ、つま先駆動では2回目の駆動開始時から下腿三頭筋が連続的に収縮していた。

### 2) %EMG (図8)

腹直筋は前傾位で $0.67 \pm 0.3\%$ 、中間位で $0.57 \pm 0.25\%$ 、後傾位で $0.63 \pm 0.34\%$ であった。前傾位と中間位 ( $p = 0.03$ ,  $p < 0.05$ ) に有意差が見られた。

脊柱起立筋は前傾位で $0.67 \pm 0.36\%$ 、中間位で $0.50 \pm 0.26\%$ 、後傾位で $0.94 \pm 0.63\%$ であった。中間位と後傾位 ( $p = 0.03$ ,  $p < 0.05$ ) に有意差が見られた。

大腿二頭筋は前傾位で $0.92 \pm 0.61\%$ 、中間位で $1.15 \pm 0.56\%$ 、後傾位で $1.35 \pm 0.76\%$ であった。前

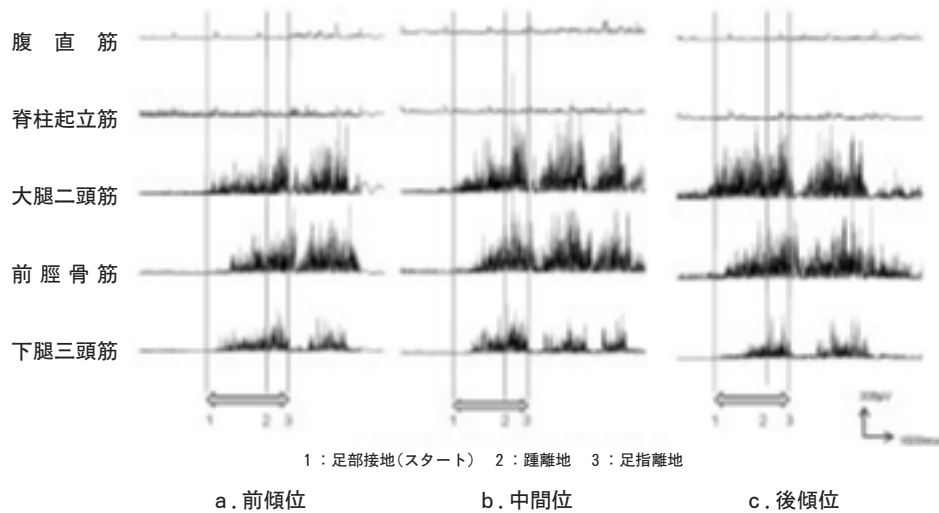


図6 標準足駆動

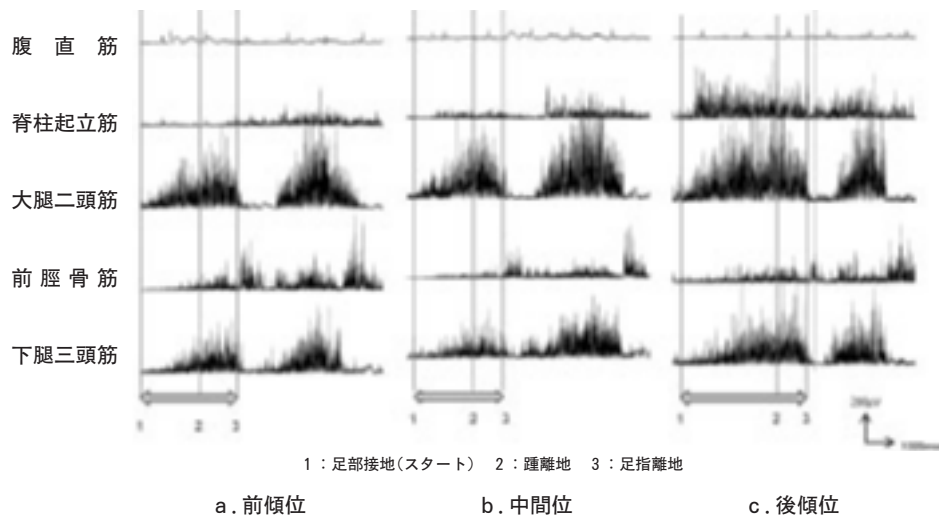
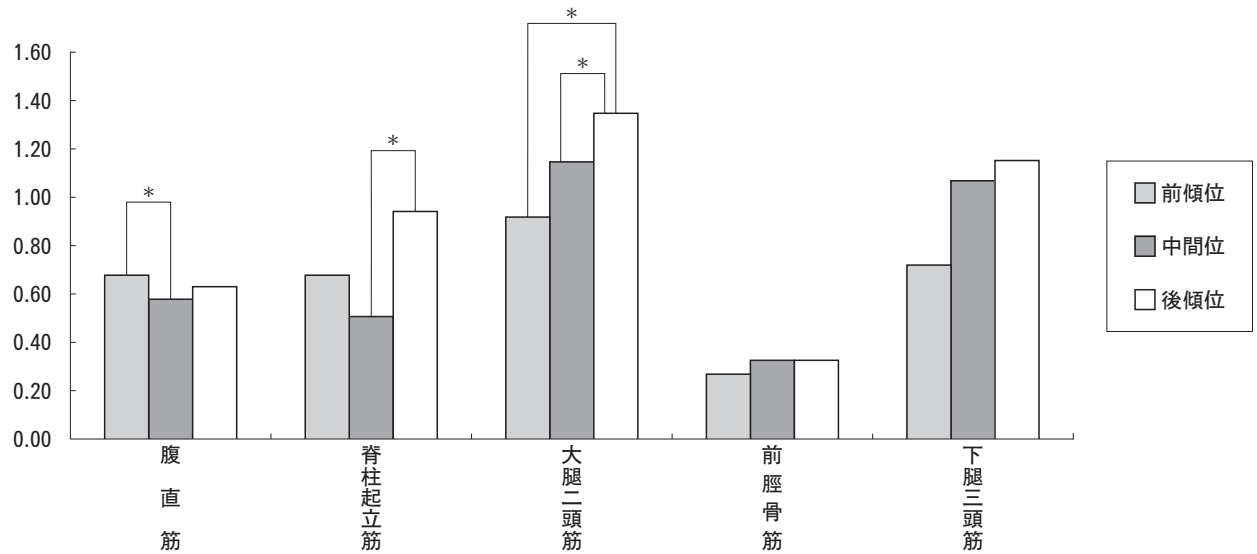


図7 つま先駆動



\* = p &lt; 0.05

図8 単位時間・体重あたりの%EMG

傾位と中間位 ( $p = 0.03$ ,  $p < 0.05$ ), 中間位と後傾位 ( $p = 0.02$ ,  $p < 0.05$ ) に有意差が見られた。

前脛骨筋は前傾位で $0.27 \pm 0.11\%$ , 中間位で $0.32 \pm 0.24\%$ , 後傾位で $0.32 \pm 0.22\%$ であった。下腿三頭筋は前傾位で $0.72 \pm 0.38\%$ , 中間位で $1.07 \pm 0.86\%$ , 後傾位で $1.15 \pm 0.76\%$ であった。後傾位で大きな値ではあったが有意差は見られなかった。

全体として、後傾位で値が大きくなる傾向を示した。また、駆動パターンの違いによる%EMGの違いはなかった。

### 3. 足 圧

#### 1) 足圧作用中心点 (COP) の軌跡 (図9)

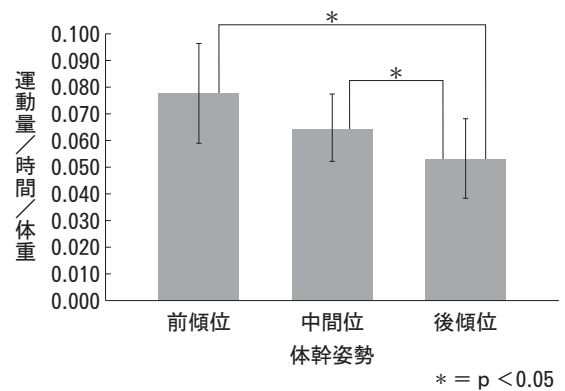
標準足駆動では踵から足指にかけて作用中心点の軌跡の長さが長いのに対し、つま先駆動では長さが短い傾向が見られた



図9 足圧作用中心点の軌跡

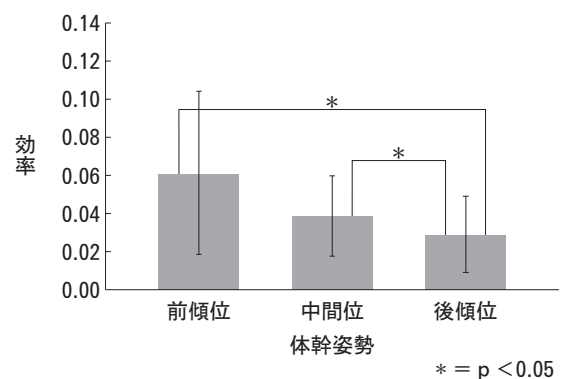
#### 2) 初回駆動における足圧量 (図10)

単位時間・単位体重あたりの足圧量は、前傾位で $0.073 \pm 0.019 \text{Psi/sec/kg}$ , 中間位で $0.071 \pm 0.013 \text{Psi/sec/kg}$ , 後傾位で $0.058 \pm 0.015 \text{Psi/sec/kg}$ であった。前傾位と後傾位 ( $p = 0.017$ ,  $p < 0.05$ ),



\* = p &lt; 0.05

図10 単位時間・体重あたりの足圧量



\* = p &lt; 0.05

図11 運動力学的効率

中間位と後傾位 ( $p=0.026$ ,  $p=0.05$ ) に有意差が見られた。

### 3) 初回駆動時の運動力学的効率 (図11)

前傾位で $0.06 \pm 0.04$ , 中間位で $0.04 \pm 0.02$ , 後傾位で $0.03 \pm 0.02$ であった。前傾位と後傾位 ( $p=0.017$ ,  $p<0.05$ ), 中間位と後傾位 ( $p=0.017$ ,  $p=0.05$ ) に有意差が見られた。

## 4. 駆動速度

### 1) 10m 駆動 (図12)

前傾位は $17.9 \pm 3.9$ sec, 中間位は $17.1 \pm 3.6$ sec, 後傾位は $19.1 \pm 4.3$ secであった。中間位と後傾位 ( $p=0.02$ ,  $p<0.05$ ) で有意差が見られた。

### 2) スラローム駆動 (図13)

前傾位は $60.6 \pm 18.7$ sec, 中間位は $58.5 \pm 20.4$ sec, 後傾位は $65.2 \pm 18.4$ secであった。前傾位と後傾位 ( $p=0.04$ ,  $p<0.05$ ), 中間位と後傾位 ( $p=0.04$ ,  $p<0.05$ ) で有意差が見られた。

観察より後傾位での駆動において殿部のずれが生じやすかった。

## 5. VAS

### 1) 筋電測定終了後の VAS (図14)

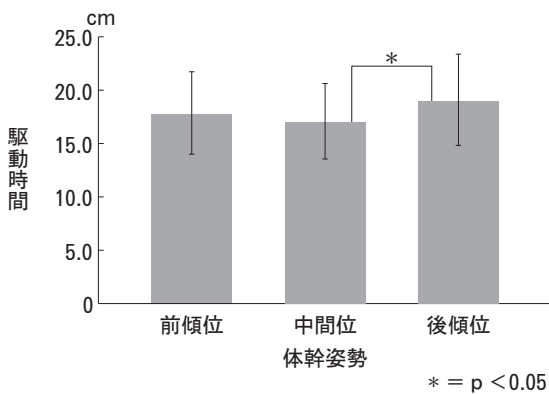


図12 直進10mの駆動速度

前傾位 $3.8 \pm 2.5$ cm, 中間位 $3.1 \pm 2.1$ cm, 後傾位 $4.8 \pm 2.9$ cmであった。後傾位での値が高かったが、有意差は見られなかった。

### 2) 駆動速度測定終了後の VAS (図15)

前傾位 $3.4 \pm 2.5$ cm, 中間位 $4.1 \text{cm} \pm 2.6$ cm, 後傾位 $5.4 \pm 2.6$ cmであった。後傾位での値が高かったが、有意差は見られなかった。

### 3) 自由回答 (聞き取り)

前傾位では、前に倒れそうで怖いのが4名(50%), 背中に力が入らずこぎにくいのが1名(12.5%), 短距離なら楽であるが2名(25%)回答していた。中間位が一番安定すると5名(62.5%)が回答していた。後傾位では非常に大変が2名(25%), 疲れるのが2名(25%), お尻がずれ落ちてくると3名(37.5%)が回答していた。

## IV. 考 察

### 1. ビデオによる分析

車いすの初回駆動時間は前傾位で短い傾向が見られた。齊藤<sup>7)</sup>らは片手・片足駆動において、A:背中に背もたれにつけた後傾姿勢, B:補助テーブルに手をつけた前傾姿勢, C: Bの条件に加えて、傾斜クッション

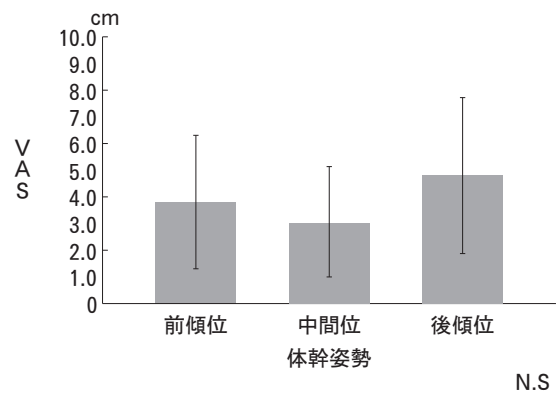


図14 VAS (筋電測定後)

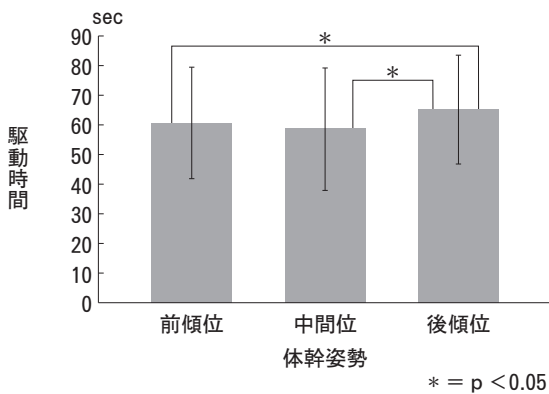


図13 スラロームの駆動速度

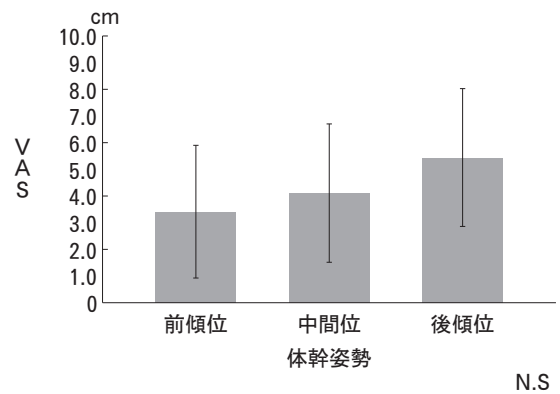


図15 VAS (駆動測定後)

ンによる前傾姿勢での移動時間を計測しており、姿勢 A に対し、B と C の移動時間が優位に短くなり、前傾姿勢自体が速度を速める傾向があると述べている。また、河津<sup>2)</sup>らは健常学生に対して、体幹を前傾位・中間位・後傾位に設定したときの初回駆動時間を計測し、前傾位での駆動時間が有意に短かったと述べている。

本研究でも同様に、前傾位での初回駆動時間が短くなるという傾向が見られており、後述の初期駆動での効率の良さを示していると考えられる。

駆動動作分析では、2つの駆動パターンが見られた。藤川<sup>8)</sup>らは脳卒中片麻痺を対象とし、10m直進走行およびスラローム走行を行い、足部の接地パターンは踵からの接地と、つま先からの接地があったと述べている。本研究でも同様の結果が得られ、脳卒中片麻痺者の駆動パターンは踵接地とつま先接地に分けることができると考えられる。

各姿勢では、車軸に対して体幹の位置が違ってくるが、同一被験者における動作パターンはほぼ同様であった。

## 2. 筋電図による分析

植松<sup>1)</sup>らは、直線方向で下肢での駆動動作の動作分析をすると、股関節伸展動作にて足を床面に押し付け足底にて床面を把持し、膝関節屈曲動作にて前方駆動力を働かせ車いすを前へ進ませると述べている。また下肢駆動において、松尾<sup>9)</sup>らは、前進するときは、後方へ押し付けるため、膝関節の屈筋と股関節の伸筋が働き、踵を押しつけるときは足関節背屈筋が働き、つま先を押しつけるときは底屈筋が働くと述べている。

本研究でも各体幹の傾きでの駆動で、大腿二頭筋は股関節伸筋、膝関節屈筋であるので活動量が大きかった。

前脛骨筋は足関節背屈筋であり、踵接地時の背屈位保持と、足底接地で膝関節が屈曲してくると足関節は背屈してくるため、踵接地から足部接地でよく働くことになる。下腿三頭筋は足関節底屈筋であり、足部が接地後の踵離地から足指離地においてよく働くことになる。

各体幹の傾きでの%EMG では、腹直筋は中間位に比較して前傾位で有意に大きく、脊柱起立筋は中間位に比較して後傾位で有意に大きかった。Engstrom<sup>4)</sup>は膝関節屈筋群と股関節伸筋群であるハムストリングスは、体幹が前傾していなければシート上で骨盤を前方に引きずり出すと述べている。よって、後傾位でバックレストにもたれて車いすを駆動する場合、骨盤が前方に引き出されると、シートからすべり落ちる危険性

があるため、体幹をその場に安定させておく必要があり、体幹固定の為に活動が大きくなったのではないかと考えられる。

河津<sup>2)</sup>らは、腹直筋は前傾位と中間位に比較して後傾位で有意に大きく、脊柱起立筋は中間位と後傾位に比較して前傾位で有意に大きいと述べており、本研究とは異なる結果が示された。片麻痺者は体幹の機能障害を有しているため、後傾位ではバックレストに押し付けるよう固定し、非麻痺側の動作を効率よく行う役割を果たしていると考えられ、健常者とは異なる結果が得られたと思われる。

大腿二頭筋は、前傾位と中間位に比較して後傾位で活動量が有意に大きかった。この結果は河津<sup>2)</sup>の結果と同様であり、後傾位は重心が後方に偏位しているため、前方に車椅子を進ませるために、より大きな力をだして駆動しなければならないことが分かる。有意差は見られなかったが、下腿三頭筋も同様に後傾位にて大きな数値を示している。

## 3. 足圧による分析

平均足圧の積分量を計算し、単位時間・単位体重あたりで割合を出すと、前傾位・中間位と比較し、後傾位の値が有意に小さかった。これは、体幹が後傾位であると体重心は後方に位置し、足圧作用中心点(COP)の軌跡でも示されている様に下肢駆動力を床に伝えるための垂直成分を大きくすることが困難となるためだと思われる。

運動力学的効率でも、前傾位・中間位に比較し、後傾位で有意に値が小さかった。百瀬<sup>5)</sup>らは床反力ベクトルは前傾位が有意に大きい値を示したと述べている。また、河津<sup>2)</sup>も床反力の積分量を単位時間・体重当たりでみると中間位・後傾位と比較し、前傾位が有意に値が大きく、前傾位ではより効率的に駆動できると述べている。本研究でも同様の傾向が見られており、前傾位でより効率的な駆動が行えると推察できる。

## 4. 駆動速度による分析

10mの直進駆動では中間位に比較して後傾位で有意に時間がかかり、スラロームでは前傾位・中間位に比較して後傾位で有意に時間がかかっていた。

藤川<sup>8)</sup>は駆動時の姿勢でシートにもたれて体幹が著明に後傾していた者が多い群は10m直進走行およびスラローム走行が遅かったと述べており、本研究でも同様の結果が得られた。駆動時の下肢は推進及び操舵機能の役割を担っており、運動力学的効率を見たとき後傾位での効率は悪いと、駆動時間を要したと考えられる。



## 5. VAS

VASによる比較では、有意差は見られなかったが、後傾位で駆動しにくいという結果になった。これは、後傾位では筋力は発揮しなければならないものの、力に反映されにくいことで、駆動しにくいと感じていると考えられる。また、前傾位では体幹の機能障害を有するため、前に倒れるという恐怖心を感じていると述べているケースもあり、前傾位での駆動に影響していると思われる。

## 6. まとめ

筋電図による分析では、後傾位で最も値が大きかったにもかかわらず、単位時間・単位体重当たりの足圧の積分量では前傾位・中間位の値が大きく、駆動速度も後傾位に比べ、前傾位・中間位が速い結果となった。この結果は、後傾位で筋活動が大きく発揮されていても、その力が効率よく駆動力として現れず、効率的に駆動できていないことを示すものと考えられる。そのため、後傾位が駆動しにくいという主観的評価にも現れていると思われる。生島<sup>10)</sup>らの片側下肢車椅子駆動の特性についての研究では、筋電図では殿部のズレあり（シート端に殿部をぴったりとつけた状態で大転子の位置を確認し、その位置より大転子を15cm前方へずらした状態とした）で外側ハムストリングスの活動が高い傾向が見られ、駆動力は低いのに活動が高いという効率の悪さがみられたと述べている。本研究でも後傾位でも駆動速度の測定時に殿部のズレが観察されており、同様の結果が得られたと推察される。

本研究では、体幹の傾きが前傾位・中間位・後傾位におけるビデオ分析、表面筋電図、足圧計、主観的評価より、初回駆動では後傾位では駆動しにくいことが明らかになった。また、前傾位をとることが、運動力学的効率がよい傾向を示し、前傾姿勢をとることの意義も示された。しかし、脳卒中片麻痺者では体幹機能障害を有しており、前傾位をとることによる恐怖心が生じることも明らかになった。

そのため、リハビリテーションにおいて体幹機能の向上へアプローチし、前傾位での駆動を可能にしておくことが必要になると考える。

## V. 結 論

車いすの片足駆動において、体幹の傾きが前傾位・中間位・後傾位で駆動特性にどのように影響するのかわか、脳卒中片麻痺者を対象としてビデオ分析、表面筋電図、足圧計、駆動速度、VASによる比較・検討を行った。特に今回は初回駆動を分析した。その結果、

以下のことがわかった。

- 1) 初回駆動時間は、中間位に比べ前傾位で有意に短かった。
- 2) 初回駆動動作は、膝関節90°屈曲位から後方に引くパターンであったが、2回目の駆動で接地する際、2つの駆動パターンが見られた。
- 3) %EMG では腹直筋は前傾位、脊柱起立筋は後傾位で有意に大きかった。また、下肢の筋は後傾位で大きい傾向にあった。
- 4) 単位時間・体重あたりの足圧は後傾位で有意に値が小さかった。
- 5) 運動力学的効率は後傾位に比較し、前傾位・中間位で値が高かった。
- 6) 10mの直進駆動・スラローム駆動では後傾位が有意に遅かった。
- 7) VASでは後傾位で駆動しにくい傾向にあり、前傾位では怖さを感じていた。

よって、体幹の傾きを前傾位・中間位・後傾位に設定したときの片足駆動では、後傾位の時、最も効率が悪いことが明らかになった。また、前傾位での駆動は効率的であるが、対象者の心理面を考慮すると中間位での駆動が最も安定することが明らかになった。

## 謝 辞

本研究において、長時間の実験にご協力くださいました患者の皆様、また、ご指導や助言をして頂きました先生方、研究に際して協力していただいた中通リハビリテーション病院のスタッフの方々々に心より感謝申し上げます。

この論文は平成21年度秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻の学位論文である。

## 引用文献

- 1) 植松光俊, 青山優子 他: 日本リハビリテーション工学協会車いす SIG 講習会テキスト2001 車いすを究める—基礎編&応用編—, 日本リハビリテーション工学協会. 2001, pp179-188.
- 2) 河津 愛, 保坂幸毅, 金城正治: 体幹の傾きの違いによる車椅子の片手片足駆動の運動力学的解析—健常者を対象として—. 秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻紀要17 (2): 78-86, 2009.
- 3) 川田教平, 山本澄子: 片麻痺者の車いす片側下肢駆動の駆動. 理学療法科学23 (6): 789-793, 2008
- 4) B. Engstrom 著, 桂 律也訳: エルゴノミック・シーティング. ラックヘルスケア株式会社, 大阪, 2003, pp216-225.

- 5) 百瀬公人, 鈴木克彦: 車椅子の下肢駆動における体幹の役割. 理学療法学30特別 (2): 326, 2003.
- 6) 村田知之, 古賀賢紀 他: 車いす足駆動に関する研究—その2 座位下腿長と前座高の関係—. 第24回リハ工学カンファレンス講演論文集. (株)研文社. 2009, pp199-200
- 7) 齋藤芳徳 松本正富 他: 車いす足駆動における姿勢と移動能力の関連. 川崎医療社学会誌15 (2): 521-528, 2006.
- 8) 藤川初美 田畑 剛 他: 脳卒中片麻痺患者の車椅子駆動について. 理学療法学 11 (1): 113, 1984
- 9) 松尾清美著. 伊藤利之, 田中理監修: 車いす・シーティング—その理解と実践—. はる書房, 東京, 2005, pp213-248.
- 10) 生島秀樹, 江口英範 他: 片側下肢車椅子駆動の特性について—筋電図及び下肢駆動力から—. 第6回リハ工学カンファレンス講演論文集. 北大印刷. 1991, pp27-30.

## Kinetic analysis of one foot wheelchair propulsion according to trunk inclination for stroke patients with hemiplegia

Yukitaka HOSAKA\* Eri MATUHASI\*\* Kiyoka ITOU\*  
Ai KUME\*\*\* Masaji KINJO\*\*\*\*

\* Nakadori Rehabilitation Hospital

\*\* Omagari Nakadori Hospital

\*\*\* Health services facilities for the elderly Kurakakenosato

\*\*\*\* Department of Occupational Therapy, Akita University Graduate School of Health Sciences

This study kinematically and kinetically analyzed propulsion with one foot while changing the inclination of the trunk. The study had subjects propel a wheelchair with one foot while adopting either a forward-leaning posture, an upright posture, or a backward-leaning posture in order to reveal propulsion characteristics. During this activity, initial propulsion was captured on video, surface electromyography of the leg and trunk was performed, foot pressure was measured, propulsion time on a 10-m long straight course and slalom was measured, and propulsion was subjectively assessed afterwards using the Visual Analogue Scale (VAS). These indices were used to compare and study differences as a result of trunk inclination. The subjects were eight individuals with hemiplegia due to stroke.

Initial propulsion took significantly less time with a forward-leaning posture than with an upright posture. The %EMG activity of the rectus abdominis was significantly greater with a forward-leaning posture while that of the erector spinae muscles was significantly greater with a backward-leaning posture. In addition, the %EMG activity of the leg muscles tended to be greater with a backward-leaning posture. Foot pressure per unit time and body weight was significantly lower with a backward-leaning posture. Propulsion on the straight course was significantly faster with an upright posture than with a backward-leaning posture. Propulsion on the slalom course was significantly faster with a forward-leaning posture or an upright posture than with a backward-leaning posture. VAS scores indicated that propulsion was more difficult with a backward-leaning posture, and subjects mentioned fear of falling when in a forward-leaning posture.

The current results suggest that propulsion is more efficient in a forward-leaning posture or an upright posture and that propulsion is most consistent when the subject is in an upright posture given the subject's mental state.