

## 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

河津 愛\* 保坂 幸毅\*\* 金城 正治\*\*\*

### 要 旨

片手片足での車椅子駆動は、体幹前傾で駆動することが良いとされているが、指導法について明確ではない。そこで、実際の片手片足駆動について、運動学的・運動力学的に解析することで駆動特性をより明確にし、車椅子駆動の指導の指標を得ることを目的に、体幹の傾きが前傾位・中間位・後傾位で、車椅子を片手片足で駆動を行った。その初回駆動をビデオ撮影、表面筋電図、床反力計により分析し、駆動後に Visual Analog Scale (以下、VAS) を行い、3姿勢による違いを比較検討した。

対象者は、車椅子駆動に関し未学習の健常男子学生10名とした。

駆動時間の平均は有意に前傾位が短かった。筋電図による分析では、脊柱起立筋は前傾位、腹直筋は後傾位で筋の活動量が大きかった。積分量の比較でも、脊柱起立筋の前傾位、腹直筋・下肢の後傾位は他姿勢と比較し、有意差がみられた。床反力の積分量の値の比較では、前傾位と他姿勢に有意差が見られた。VASでは、有意差はみられないが、後傾位で駆動しにくい傾向にあった。

この結果から、後傾位で最も活動量が大きかったが、単位時間・単位体重あたりの床反力の積分量では前傾位が最も値が大きく、駆動時間が短時間で済むことが示唆された。筋活動が後傾位にて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、効率的に駆動できず、後傾位が駆動しにくく感じるという主観の評価に現れているのではないかと考えられる。

### はじめに

脳卒中片麻痺者の車いす駆動において、植松<sup>1)</sup>は、片手片脚駆動の駆動姿勢で、駆動開始時の座位姿勢は直立よりもやや前傾し、手でハンドリムを前方に回し、足は内後方にけるように前進すると述べている。村井<sup>2)</sup>らは、実際に片麻痺者が行っている片手足駆動の一連の動作中一番努力を要する始動時の姿勢について a) 躯幹の傾き, b) 膝の屈曲角度, c) ハンドリムの握り位置, d) 足部の設置方法の4項目について計測を行い、その結果から車いす使用者が様々な姿勢と方法で駆動していると述べている。そしてこの多様化の原因には 駆動方法に統一したものがない、駆動

指導に対する患者の理解に差がある、車いす移動の実用性を度外視すれば、姿勢や方法を問わず車いすは動いてくれる、車いすが使用者の体型に適していない、ということも挙げており、この問題点を解決するためには、第一に統一性のある効果的な片手足駆動方法の確立が必要であると指摘している。

また、松尾<sup>3)</sup>は片麻痺者の場合、そのほとんどが体幹の機能障害を有するため、体幹を前傾して効率よく下肢駆動に力を利用することが難しくなる。片麻痺者の多くは、リハビリテーション訓練で歩行が獲得されるため、車いすを使用する期間の車いす上での姿勢や駆動パターンについて軽視されてしまう傾向がある。しかし、車いす上での姿勢や駆動に用いる筋活動、運

\* 中通リハビリテーション病院

\*\* 秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻

リハビリテーション科学領域作業療法学分野

\*\*\* 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

片手片足駆動

体幹の傾き

筋電図

床反力

動パターンは、その後の姿勢や歩行パターンに直接的な影響をもたらすと述べ、車いす駆動における指導方法の重要性を指摘している。

植松<sup>1)</sup>が述べているように片手片足での車いす駆動は、体幹前傾位で駆動することが良いとされているが、その指導法について明確ではない。この根拠を示すために、百瀬<sup>4)</sup>らは、車いすの片足駆動の模擬動作における体幹の位置の影響を3次元動作解析装置と床反力、表面筋電図を用いて解析し、駆動力を増大させるには体幹を前傾位にすると良いことがわかったと述べている。

一般的に車いす駆動効率を考える場合、スピード、駆動力、操作性、小回り性、持続性など多面的に評価する必要があるが、駆動においてスピード、駆動力、操作性は駆動効率の重要な要因である。そこで、実際の片手片足駆動について、これらを運動学的・運動力学的に解析することにより、駆動特性がより明確となり、車いす駆動の指導方法においても指標とすることができると考えた。

本研究では、脳卒中片麻痺者の片手片足駆動を分析する前の比較検討の基礎研究として、健常男子学生に対し、体幹の傾きを前傾位・中間位・後傾位を設定し、車いす片手片足駆動を行い、その初回駆動場面をビデオで撮影する運動学的分析、上肢・下肢・体幹の表面筋電図と床反力計による運動力学的分析、駆動後に Visual Analog Scale (以下 VAS) を行い、主観的視点からの評価も加えて姿勢による違いを比較検討したので報告する。

## 対象と方法

### 1. 対象

対象者は、車いす駆動に関し未学習の秋田大学医学部保健学科の健常男子学生10名とした。平均年齢は  $19.7 \pm 0.7$  歳、平均体重は  $64.9 \pm 7.8$  kg、平均身長は  $169.8 \pm 5.6$  cmであった。全員右利きであった。なお、本研究の実施前に、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

体幹の傾きが前傾位・中間位・後傾位での片手片足車いす駆動での駆動特性を明らかにするために以下の手順で実験を実施した。実験場面は図1に示した。実験ではデジタルカメラによるビデオ撮影、床反力計、表面筋電図を使って測定した。

デジタルカメラでの撮影は、Panasonic 製2.3MEGA PIXEL、解析には Dartfish software を使用した。撮影は側方から行った。



図1 実験場面

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 を用いた。

測定筋は、下肢・体幹筋の選出には百瀬<sup>4)</sup>ら、上肢筋には田中<sup>5)</sup>らの研究を参考とし、脊柱起立筋、腹直筋、上腕二頭筋、三角筋前部線維、大腿二頭筋長頭、前脛骨筋、下腿三頭筋であった。最大筋力は車いす座位で測定した。

床反力の測定には、可搬型フォースプレート ANIMA 社製 MG100 (以下、床反力計) を用い、解析には ANIMA 社製歩行解析ソフトを使用した。車いすがフォースプレートに乗らないように、図1で示した駆動輪と前輪が走行するレール上の板を両側に設置した。

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 (以下、車いす) で、対象者の座位下腿長 (膝窩～足底までの距離)、座位殿幅 (殿部における最も外側に突出した部分)、座底長 (殿部後縁～膝窩までの水平直線距離) を測定した上で、同型ゴム底の靴をはき、車いす座位が膝屈曲90度で下腿が垂直に垂れるように前シート高、シート奥行き、シート幅を決定した。駆動動作がわかりやすいように計測側のアームレスト、フットレストを取り外した。

片手片足駆動での体幹の傾きは図2に示した。傾きは、百瀬<sup>4)</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°、バックレストに背部をつけた中間位5°、バックレストを後方に倒しもたれた状態の後傾位20°に設定した。

始めに、対象者に上述の身体測定を実施した。車いすの調整と駆動に慣れるために、駆動は利き手側上下肢で行ない、足部は中間位で駆動するよう指示し、踵

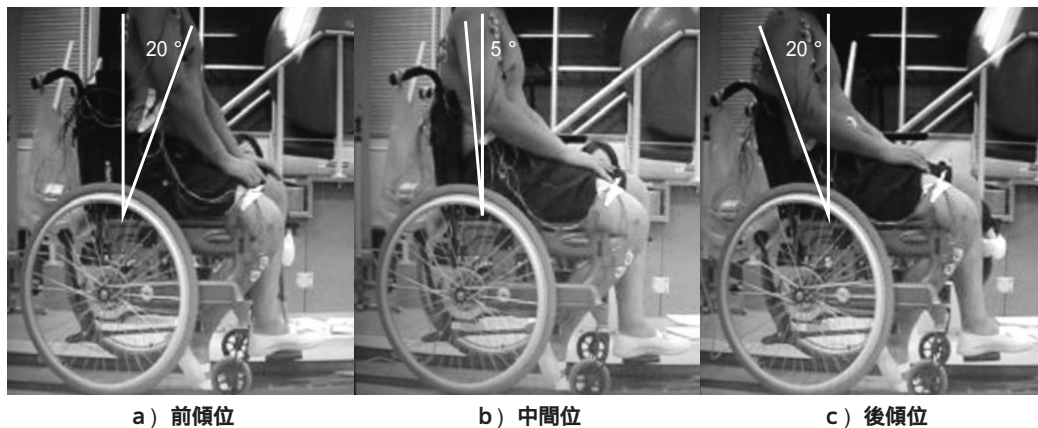


図2 体幹の傾き

から足指で蹴ることが出来るよう駆動がスムーズになるまで測定前に練習した。その後、対象者に表面筋電計の電極を貼り、床反力のフォースプレートに第一歩が乗るように、車いすで片手片足駆動を行ってもらった。その際に体幹の傾きによる駆動は、前傾位、中間位、後傾位を無作為に3回ずつ行った。スタート姿勢は非利き手側下肢をフットレストにおき、非利き手側上肢は肘屈曲位で大腿上に置いた位置とした。そこから駆動をはじめて2回程度の駆動を行った。そして、初回駆動の実際の場面をビデオ撮影、筋電図測定、床反力の計測を実施した。その後、各体幹の傾きでの駆動の行いやすさに差があったか、VASに記入した。

VASは左端を「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困難さを測定した。

### 3. 分析方法

デジタルカメラで撮影した初回駆動動作で、下肢では踵接地、足部接地、踵離地、足指離地までを一駆動とし、上肢ではハンドリムをつかんだ状態からハンドリムを離れた状態を一駆動とした。張替<sup>6)</sup>らは上肢の駆動は、踵接地から踵離地の時刻のわずか手前で終了していると述べているので、今回の実験で駆動期の上肢でのハンドリムをつかみ駆動する時刻、または、踵接地で足駆動する時刻の早い方を始まりとした。駆動の終わりは足指離地とした。そして、駆動にかかった時間、動作の分析を行った。

筋電図は、ビデオで分析した踵接地、足部接地、踵離地、足指離地の時刻を同期させて、各筋の駆動期の筋活動の積分量を導出し、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。また、各個人での中間位での各筋の筋

活動量を100とし、前傾位と後傾位での増減量を比較した。

床反力は、波形の分析を行い、下肢の垂直成分(以下 $f_z$ )、前後成分(以下 $f_x$ )、側方成分(以下 $f_y$ )を測定し、 $f_z$ 、 $f_x$ 、 $f_y$ の合力( $f = \sqrt{f_z^2 + f_x^2 + f_y^2}$ )を算出した。 $f$ と時間で囲まれた積分量を $F$ とし、駆動時間1秒あたり、体重1kgあたりに変換し、比較検討した。また、 $f_z$ 、 $f_x$ に関しても時間で囲まれた積分量を求め、それぞれ $F_z$ 、 $F_x$ とし、駆動時間1秒あたり、体重1kgあたりに変換し $F$ に対する割合を求めた。 $f_x$ は前後成分なので進行方向に働く力、 $f_z$ は垂直成分なので床に垂直に働く力であった。

VASでは各体幹の傾きで、駆動のしやすさの違いを比較した。

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

## 結果

### 1. ビデオによる運動分析

#### 1) 駆動時間の平均(図3)

前傾位では $1558 \pm 522.4$ msec、中間位では1722

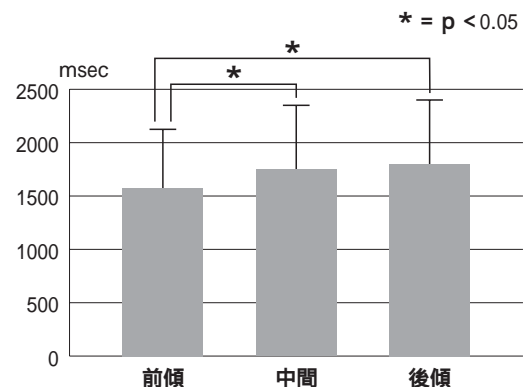


図3 各体幹の傾きでの駆動時間

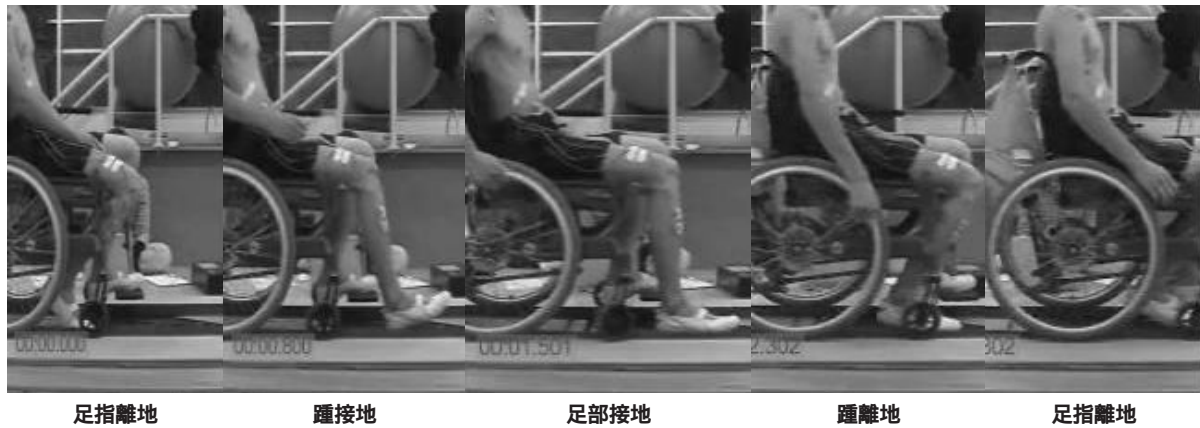


図4 初期駆動の動作

$\pm 621.7\text{msec}$ , 後傾位では $1759 \pm 589.9\text{msec}$ であった。前傾位と中間位 ( $p = 0.017$ ,  $p < 0.05$ ), 前傾位と後傾位 ( $p = 0.017$ ,  $p < 0.05$ ) で有意差が見られ, 前傾位で有意に時間が短くなる傾向を示した。

## 2) 動作分析 (図4)

初期駆動の動作は対象者の一人について図4に示した。動作について個人差はあるが, 駆動の始まりでは, 下肢が踵接地した時点とほぼ同時・または前後の時間に上肢もハンドリムをつかみ駆動し, 下肢の踵離地した時点または手前で上肢の駆動が終了していた。駆動では踵接地により車いすも動き始め, 足関節は底屈し, 同時に膝関節の屈曲もみられた。この動作は各姿勢でほぼ同様であった。

## 2. 筋電図による分析

### 1) 駆動期での各筋での傾向 (図5 a~c)

図5は, 車いす片手片足駆動における各姿勢での対象者の一例を示した。各筋の活動量に個人差はみられるが, 大腿二頭筋, 三角筋は踵接地から

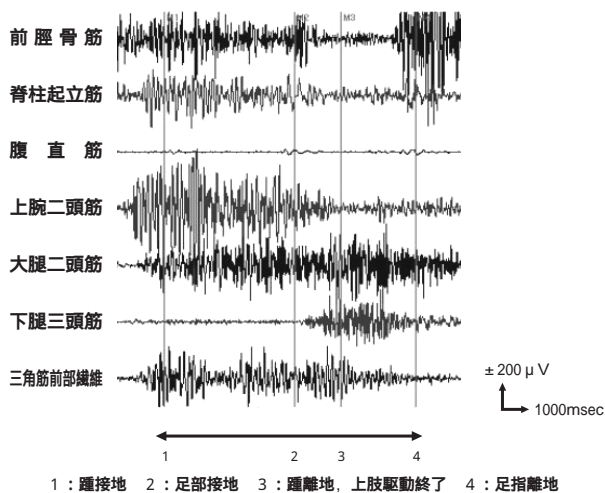


図5 - a 前傾位での各筋の傾向

足指離地にかけ常に活動していた。前脛骨筋は, 踵接地から足部接地にかけ特に大きく活動し, 下腿三頭筋は足部接地から足指離地にかけ活動していた。上腕二頭筋は駆動初期に活動していた。脊

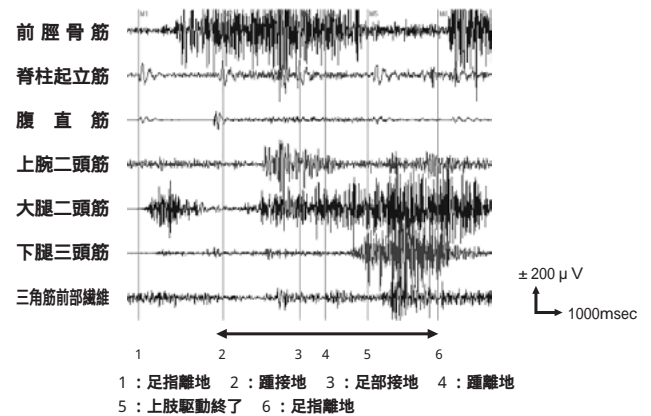


図5 b 中間位での各筋の傾向

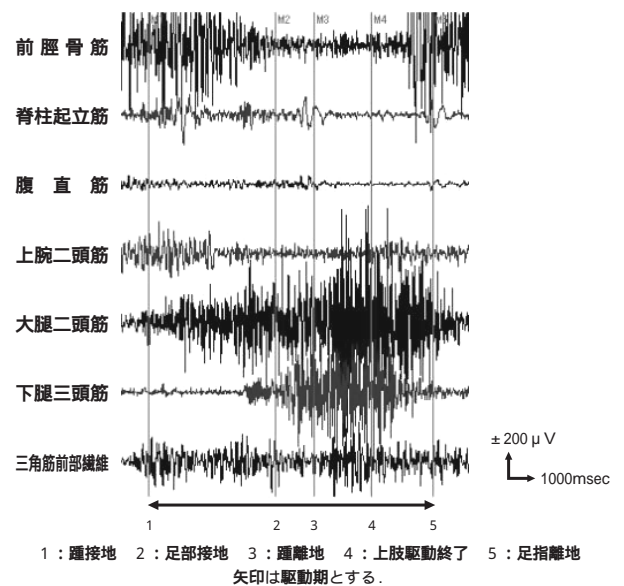


図5 c 後傾位での各筋の傾向

柱起立筋は前傾位で筋の活動量が大きく、腹直筋は後傾位で筋の活動量が大きかった。

## 2) %EMG (図6)

前脛骨筋は前傾位で $7.9 \pm 2.6\%$ 、中間位で $8.4 \pm 2.9\%$ 、後傾位で $9.5 \pm 4.9\%$ であった。脊柱起立筋は前傾位で $14 \pm 5.8\%$ 、中間位で $10.1 \pm 5.5\%$ 、後傾位で $9.8 \pm 5.7\%$ であった。

腹直筋は前傾位で $3.9 \pm 2.3\%$ 、中間位で $4.9 \pm 2.4\%$ 、後傾位で $7.6 \pm 4.7\%$ であった。上腕二頭筋は前傾位で $3.6 \pm 3.1\%$ 、中間位で $3 \pm 2.9\%$ 、後傾位で $3 \pm 1.8\%$ であった。大腿二頭筋は前傾位で $13.3 \pm 9.4\%$ 、中間位で $15.8 \pm 13.8\%$ 、後傾位で $18 \pm 13.6\%$ であった。

下腿三頭筋は前傾位で $15.1 \pm 12.9\%$ 、中間位で $17.7 \pm 16.5\%$ 、後傾位で $22 \pm 19.1\%$ であった。三角筋は前傾位で $4.9 \pm 2.4\%$ 、中間位で $5.9 \pm 3.6\%$ 、後傾位で $6.9 \pm 2.6\%$ であった。

脊柱起立筋の前傾位と中間位 ( $p=0.009$ ,  $p<0.01$ )、前傾位と後傾位 ( $p=0.007$ ,  $p<0.01$ )、腹直筋の前傾位と後傾位 ( $p=0.03$ ,  $p<0.05$ )、中間位と後傾位 ( $p=0.013$ ,  $p<0.05$ )、大腿二頭筋の前傾位と後傾位 ( $p=0.017$ ,  $p<0.05$ )、中間位と後傾位 ( $p=0.047$ ,  $p<0.05$ )、下腿三頭筋の前傾位と後傾位 ( $p=0.013$ ,  $p<0.05$ ) に有意差

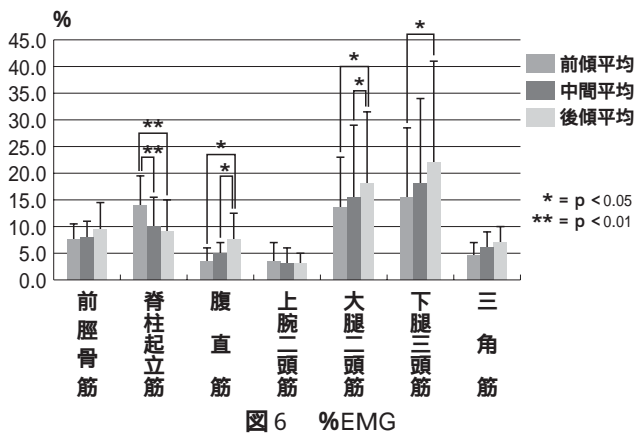


図6 %EMG

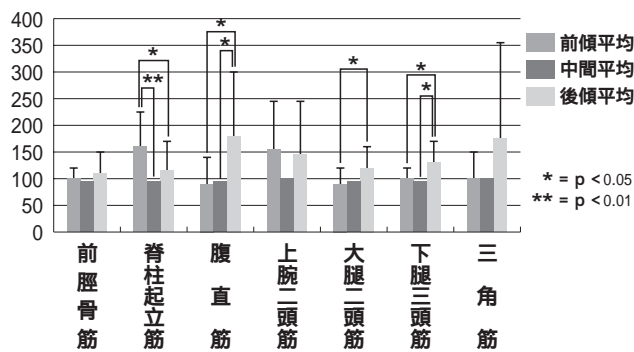


図7 中間位を100とした時の増減量

がみられた。全体として、後傾位で値が大きくなる傾向を示した。

## 3) 単位時間あたりの中間位での積分量を100とした時の前傾位・後傾位での増減量の平均値の比較 (図7)

前脛骨筋は前傾位で $103.3 \pm 23.5$ 、後傾位で $108.3 \pm 45.1$ であった。脊柱起立筋は前傾位で $164.8 \pm 66.6$ 、後傾位で $116.8 \pm 55.8$ であった。腹直筋は前傾位で $92.7 \pm 49.2$ 、後傾位で $183.1 \pm 114.4$ であった。上腕二頭筋は前傾位で $159.9 \pm 87$ 、後傾位で $144.8 \pm 99.9$ であった。大腿二頭筋は前傾位で $93 \pm 29.5$ 、後傾位で $122.3 \pm 40$ であった。下腿三頭筋は前傾位で $100.8 \pm 28$ 、後傾位で $134.9 \pm 42.5$ であった。三角筋は前傾位で $100 \pm 53.9$ 、後傾位で $177.8 \pm 181.8$ であった。

脊柱起立筋の前傾位と中間位 ( $p=0.009$ ,  $p<0.01$ )、前傾位と後傾位 ( $p=0.011$ ,  $p<0.05$ )、腹直筋の前傾位と後傾位 ( $p=0.03$ ,  $p<0.05$ )、中間位と後傾位 ( $p=0.04$ ,  $p<0.05$ )、大腿二頭筋の前傾位と後傾位 ( $p=0.015$ ,  $p<0.05$ )、下腿三頭筋の前傾位と後傾位 ( $p=0.04$ ,  $p<0.05$ )、中間位と後傾位 ( $p=0.047$ ,  $p<0.05$ ) で有意差がみられた。

## 3. 床反力

### 1) 波形 (図8 a, b)

対象者の一人に対して図8に示した。10名中8

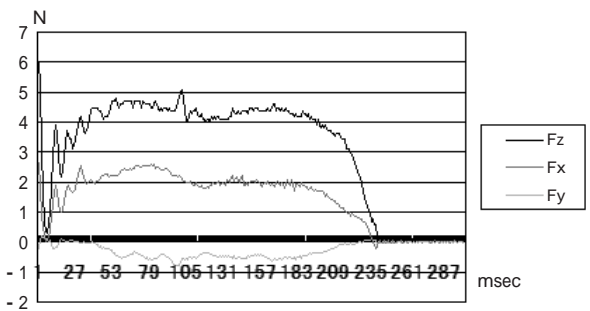


図8 a 床反力の波形 (一相性のグラフ)

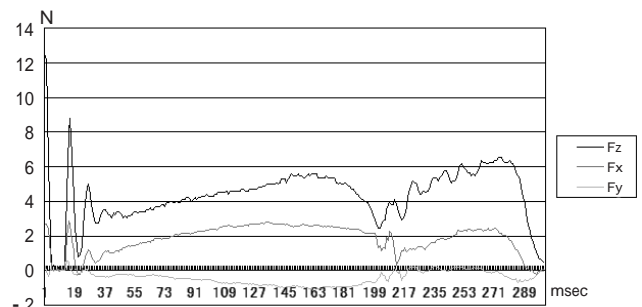


図8 b 床反力の波形 (二相性のグラフ)

名は一相性、2名は二相性であった。水平面（x-y平面）での足部に力を入れる方向では10名中6名が内後方であった。

## 2) 単位時間・体重あたりのFの値の比較 (図9)

前傾位では $10.4 \pm 1.3 \text{ N/sec/kg}$ 、中間位では $8.9 \pm 1.1 \text{ N/sec/kg}$ 、後傾位では $8.5 \pm 1.4 \text{ N/sec/kg}$ となった。このうち前傾位と中間位 ( $p = 0.007$ ,  $p < 0.01$ )、前傾位と後傾位 ( $p = 0.007$ ,  $p < 0.01$ ) に有意差が見られた。

## 3) Fに対して前後成分Fx, 垂直成分Fzの占める割合 (図10)

Fに対して前後成分Fxは前傾位平均 $37.3 \pm 6\%$ 、中間位平均は $34.3 \pm 9.3\%$ 、後傾位平均は $36.1 \pm 10.9\%$ であった。垂直成分Fzは前傾位平均 $91 \pm 2.7\%$ 、中間位平均は $91 \pm 3.3\%$ 、後傾位平均は $90.9 \pm 3.2\%$ であった。有意差はみられなかったが、Fxの割合は前傾位が高く、Fzの割合はほぼ同じ傾向であった。

## 4. VAS (図11)

VASによる主観的な評価で、「非常に易しい (0 cm)」からの距離は前傾位 $5.43 \pm 2.1 \text{ cm}$ 、中間位 $5.3 \pm$

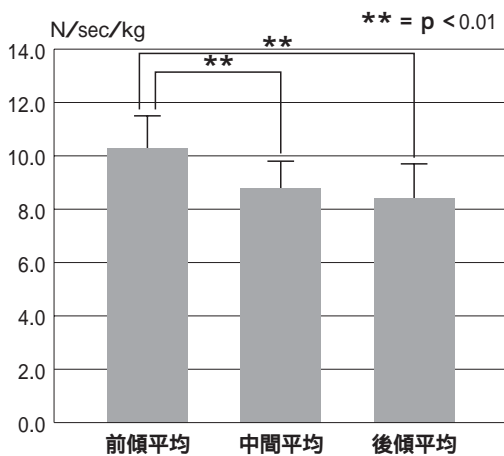


図9 時間・体重あたりの各体幹の傾きでのFの比較

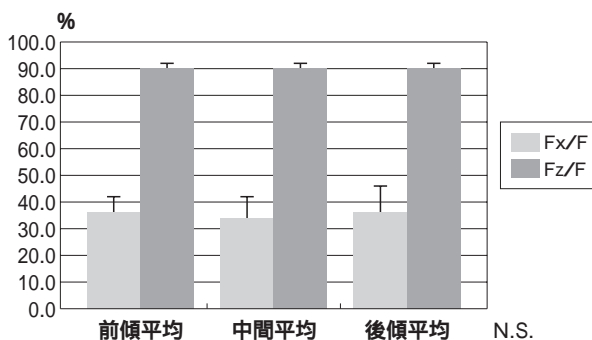


図10 Fに対する前後成分Fx, 垂直成分Fzの占める割合

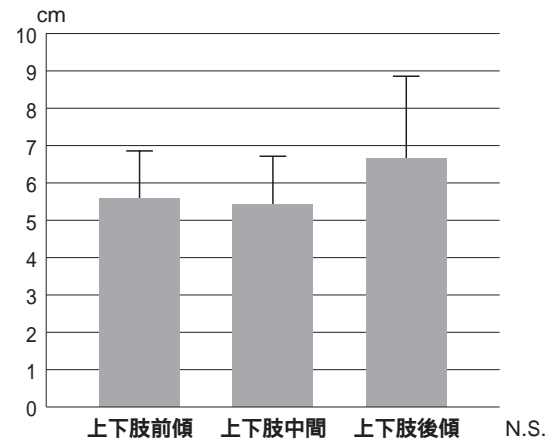


図11 各体幹の傾きでのVASの比較

1.3cm, 後傾位 $6.51 \pm 1.3 \text{ cm}$ であり、有意差はみられなかったが、後傾位の値が高かった。

## 考 察

### 1. ビデオによる分析

車いす駆動時間は前傾位が有意に短かった。齊藤<sup>7)</sup>らは、片手・片足駆動において、A: 背中を背もたれにつけた姿勢、B: 車いす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の移動時間が有意に短くなり、前傾姿勢自体が移動速度を速める傾向があると述べている。本研究でも同様の結果が得られ、後述の初期駆動での前傾位の駆動効率の良さを示しているのではないかと考えられる。

駆動動作分析では、上肢と下肢がほぼ同時に動き、下肢が踵接地した時点から上肢による駆動も行われていた。そして、下肢の踵離地で上肢の駆動が終わり、足指離地に至っていた。張替<sup>8)</sup>らは、上肢駆動開始時は踵接地より平均 $0.07 \pm 0.10$ 秒、上肢駆動終了時はつまさき離れより平均 $0.12 \pm 0.11$ 秒先行しており、いずれも上肢間の差は統計学的に有意だったと述べている。また、松尾<sup>3)</sup>が述べているように、手が前後方向への駆動力を出すことになり、ハンドリム片側操作のため操作上肢側の対側への偏向傾向がみられるがそれを操舵と駆動力の両方の役割を持つ足操作にて修正するため、上肢駆動が先行しているのではないかと考えられる。本研究でも同様のことが観察されたが、今回、使用したデジタルビデオでは1/100秒の単位まで分析することは困難であり、上肢駆動の先行性までは明らかにすることは出来なかった。

各姿勢では、車軸に対して体幹の位置やハンドリム

までの距離が違って来るが、動作のパターンはほぼ同様であった。以上のことより後述する筋電図分析での姿勢動作の安定性を裏付けているものと考えた。

## 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、股関節伸展動作で足を床面に押し付け足底で床面を把持し、膝関節屈曲動作で前方駆動力を働かせて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>3)</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、足部が固定されると足関節を背屈させるために膝関節が屈曲に働いてくる。よって、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となる。

上肢に関しては、田中<sup>5)</sup>らは、平地走行時の上肢の筋活動パターンとして、車いす駆動の主動作筋と考えられるのは駆動期に著明な活動を示す三角筋前部の線維と大胸筋であり、これらは肩関節を屈曲、内転させ、ハンドリムを前方に強く駆動させる働きをし、肘関節では、駆動期の前半で上腕二頭筋が、肘を屈曲させつつハンドリムを前方に引き上げていると述べている。三角筋は上肢駆動において主動作筋であるため、上腕二頭筋よりも活動時間が長かったのではないかと考えられる。

各体幹の傾きを%EMG や、単位時間あたりの体幹中間位での積分量を100とした時の平均値を比較した場合、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く、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かった。体幹前傾位を保持し、頭部を正中位に保つためには脊柱起立筋の働きが重要であり、このような結果となったと考えられる。また、Engstrom<sup>8)</sup>は背筋群が、骨盤の後傾位防止または前傾位に作用して、骨盤を安定させ、伸展した脊柱が骨盤と協調して運動する場合には、車いすの下肢駆動中に身体が前方に倒れるのを防ぎ安定させると述べている。今回の研究において、前傾位はクッションに背部をつけてはいたものの、寄りかかることは出来ないため、下肢駆動を行う際にハムストリングスによって骨盤が後方にひかれられないように安定させる必要があり、より脊柱起立筋が活動しなければならなかったのではないかと考えられる。また、腹直筋は体幹が後傾する

ことにより頭部を正中位にしようとするため、胸鎖乳突筋や腹直筋が協同して、体幹と頭部を保持していると考えられる。Engstrom<sup>8)</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。すなわち、大腿二頭筋、下腿三頭筋も、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。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るため、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。以上のことより後傾位は重心が後方に偏位しているため、前方に車いすを進ませるために、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。

しかし、車いす片足駆動の模擬動作であり、椅子が動かない状態で筋力を求めている百瀬<sup>4)</sup>らの研究では表面筋電図は直立位と前傾位での筋活動が大きかったと示されており、本研究とは異なる結果が示された。これは、座位姿勢でどの程度最大筋力が出せるかを測定していることになる。よって、後傾位の姿勢をみると、股関節が伸展し関節可動域が最終域に近づいており、より大きな収縮力を出すことが出来ない。逆に、前傾位の姿勢は、より収縮力を発揮しやすい姿勢なので、このような結果となったと考えられる。また、百瀬らの研究は上肢での駆動が含まれていない。そこで、今回の研究と単純に比較できないが、椅子が固定された状態での下肢の筋電量と車いすが動く場合の筋電量は違う可能性がある。すなわち車いすを駆動する場合、椅子を固定した場合とその目的が異なり体幹を安定させることが必要となるため、今回の研究では後傾位で筋活動が大きくなったと考えられる。

## 3. 床反力による分析

波形は10名中8名が一相性で、2名が二相性であった。張替<sup>9)</sup>らの研究では、歩行のような二相性は認められなかったと述べている。下肢駆動では、膝関節の屈筋と股関節の伸筋が働いているので、足指離地の働きが歩行よりも弱いことも関係していると推察される。

床反力の積分量Fを単位時間・単位体重あたりでみると、中間位・後傾位と比較し、前傾位が有意に値が大きかった。またFxでも有意差はないがその傾向にあった。百瀬<sup>4)</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。村井<sup>2)</sup>らは、最大のFx値を引き出した姿勢は、躯幹75° 膝屈曲角度80° 踵接地の組み合わせで、最も小さなFxしか出せない姿勢は、躯幹95° 膝屈曲角度80° 足指接地の

組み合わせであり、両者の間の力の大きさは2倍以上の差が計測され、 $F_x$  は車いすと被験者の総重量を車いすの最大静止摩擦力を振り切って動かそうとする力であり、 $F_z$  はその  $F_x$  を引き出すために下方に押し、靴と床の摩擦力を高めようとする力である。つまり  $F_x$  は前進力であるから、 $F_z$  の割合に比べて  $F_x$  が大きいほど効率が良くいと述べている。本研究でも同様の傾向がみられており、前傾位ではより効率的に駆動できていると考えられる。

#### 4. V A S

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、後傾位にて筋力は発揮しなければならないにも関わらず、力には反映されないことで、割に合わないという駆動しにくさを感じているのではないかと考えられる。

#### 5. 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・単位体重あたりの床反力の積分量  $F$  や  $F_x$  の割合では前傾位で値が大きく、駆動時間が短時間で済むという結果になった。この結果は、筋活動が後傾位で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と考えられる。その結果が、後傾位が駆動しにくく感じるという主観的評価に現れているのではないかと考えられる。

生島<sup>9)</sup>らの片側下肢車いす駆動の特性についての研究では、筋電図では殿部のズレがある場合、(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) 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。本研究では、殿部のズレはみられないが、殿部をずらすということは必然的にバックレストにもたれる後傾位となるため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・後傾位では、ビデオ分析、表面筋電図、床反力、主観的評価より、初回駆動では前傾位の方が駆動がし易いことが明らかになった。この姿勢をとることの意義も示された。しかし、片麻痺者では、体幹障害による影響と車いすの構造も座位姿勢や駆動に影響を及ぼしている。よって今後は、実際の脳卒中片麻痺者における比較研究や車いすの構造による違いも明らかにすることにより、駆動特性がより明確となり、駆動方法の確立や指導での指標ができると考えられる。

## 結 論

車いすの片手片足駆動において、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を、健常男子学生に対して、ビデオ分析、表面筋電図、床反力、VASによる比較分析を行った。特に今回は初期駆動を分析した。その結果、以下のことがわかった。

- 1) 駆動時間は前傾位で有意に短かった。
- 2) 駆動動作では、駆動の始まりは下肢が踵接地した時点とほぼ同時、または前後の時点で上肢もハンドリムをつかみ駆動し、踵離地した時点、または手前で上肢の駆動が終了していた。
- 3) %EMG や増減量の比較では、脊柱起立筋は前傾位で、腹直筋・下肢の筋は後傾位で活動量が有意に大きかった。
- 4) 床反力では、前傾位で有意に値が大きかった。
- 5) VAS では後傾位で駆動しにくい傾向にあった。よって、体幹の傾きが前傾位、中間位、後傾位では、前傾位の方が駆動し易い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秋田大学医学部保健学科の学生の皆様、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学生、院生の方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) 村井三義, 子安元子 他: 脳血管障害者の車いす. 理学療法と作業療法18(6): 387-394, 1984.
- 3) 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, pp 213-248.
- 4) 百瀬公人, 鈴木克彦: 車いす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.
- 5) 田中 理, 伊藤利之 他: 車いす駆動の動作分析 駆動トルクと筋活動パターン. 総合リハ10(2): 251-257, 1982.
- 6) 張替徹, 木村伸也 他: 車いす片手片脚駆動の動作分



(28)

河津 愛 / 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

- 析 (第一報) 健常人について . リハビリテーション医学32(4) : 225-231, 1995.
- 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 . 川崎医療福祉学会誌15(2) : 521-528, 2006.
- 8) 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, pp199-234.
- 9) 生島秀樹, 江口英範 他 : 片側下肢車いす駆動の特性について 筋電図及び下肢駆動力から . 第6回リハビリ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 hand and leg wheelchair propulsion according to trunk inclination

Ai KAWATSU\* Yukitaka HOSAKA\*\* Masaji KINJO\*\*\*

\* Nakadori Rehabilitation Hospital.

\*\* Akita University Graduate School of Health Sciences, the area of Rehabilitation Science consists of the field of Occupational Therapy (Nakadori Rehabilitation Hospital).

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

It is considered that a forward-inclined posture is better for one hand and leg wheelchair propulsion, but the guidance is not clear. Therefore, we analyzed one hand and leg wheelchair propulsion by kinetics and kinematics. We analyzed the start of one hand and leg propulsion in a forward, middle, and posterior-inclined posture by video camera, surface electromyogram and floor reaction force meter, applied Visual Analogue Scale (VAS), and compared the differences between postures. The subjects were 10 male students with no wheelchair learning.

The results were as follows. The average propulsion time was significant, and was shorter when in a forward-inclined posture. From the electromyogram analysis, muscle activity was greater when the spinal erector muscle was forward-inclined and the rectus-abdominus was posterior-inclined.

The integral volume of floor reaction (F) was greatest in a forward-inclined posture. VAS was significant in a forward and posterior-inclined posture.

This study suggests that muscle activity in a posterior-inclined posture is greater, but in a forward-inclined posture the integral volume of floor reaction is larger and wheelchair propulsion is faster than in other postures. Wheelchair propulsion in a posterior-inclined posture does not make the most of muscle activity, so the subjects may find wheelchair propulsion difficult in a posterior-inclined posture.