

原著：秋田大学保健学専攻紀要21(2)：113 - 124, 2013

## 座面角度の違いによる車いす片足駆動効率の解析 脳卒中片まひ者を対象に

三 橋 力 也\* 佐々木 彬 子\*\* 金 城 正 治\*\*\*

### 要 旨

片まひ者の車いす駆動では、骨盤と体幹保持の不安定と車いすシート角度の後傾によりバックサポートにもたれた姿勢（体幹後傾斜位）での駆動が多い。この姿勢での駆動は二次的障害を助長しやすく、駆動効率も悪くなる。そこで、車いすのシート角度を前傾、または水平位の座面において、体幹前傾位での駆動を促すことが、車いす駆動を効率的にするとされている。そこで、車いすの座面角度を後傾斜位から前傾斜位、後傾斜位から水平位に変更したときの片まひ者の車いす片足駆動の駆動特性の変化を運動学的・運動力学的に検証した。

対象は高次脳機能障害により日常生活が妨げられておらず、FIMの歩行・車いす項目が6点以上の20名とした。検証項目は動作分析、筋電図（腹直筋、脊柱起立筋、腓腹筋、大腿二頭筋、前脛骨筋）、足圧量、駆動速度（直進駆動、折り返し駆動）、感性評価（VAS）とした。検証項目を前傾斜位、水平位、後傾斜位の座面角度3条件で測定した。座面角度を前傾斜位に変更すると2名が体幹後傾駆動から体幹前傾駆動に変化し、腹直筋の活動量が増加した。水平位に変更すると腹直筋、前脛骨筋の活動量が増加、足圧量が増加した。座面角度の変更による速度、感性評価に変化は無かった。結果より、車いすの座面角度を前傾斜位、水平位に変更することで車いすの駆動効率が良くなることが示唆された。

### はじめに

脳卒中後遺症による片まひ者で自力歩行が困難な方は車いすを利用することが多い。片まひ者の車いす駆動においてエングストローム<sup>1)</sup>は体幹前傾位での駆動方法と体幹をバックサポートに押し付ける体幹後傾位での駆動方法の二通りがあるとしている。後者の体幹後傾位の駆動は片まひ者にとって非効率的な駆動であり、連合反応、変形などの二次的障害を助長すると述べている。また、川田ら<sup>2)</sup>は車いす駆動をすることが片まひ者の姿勢の非対称性を増強させると示唆している。このように車いす駆動では姿勢も重要な因子となっている。特に片まひ者では体幹の姿勢が上下肢の運動にも影響しており、負担が少ない効率的な駆動を獲得することも重要である。

片まひ者の車いすの効率の良い駆動条件としてエングストローム<sup>1,3)</sup>は、体幹前傾駆動、駆動時に床を的確に捉えること、駆動時の足底接地中の足底上に重心線が一致することをあげている。植松ら<sup>4)</sup>はつま先駆動から混合駆動（つま先駆動と踵駆動）へ移行することをあげている。このからの駆動動作は体幹前傾姿勢により起こりやすくなる。よって体幹前傾駆動が効率の良い駆動となる。体幹前傾が難しい場合には環境設定から体幹前傾を誘発することも介入手段の一つになる。保坂ら<sup>5)</sup>は対象者と車いすのバックサポートの間に身体後面を覆う大きさの三角クッションを入れたトータルサポート的な環境設定により、体幹前傾駆動を外部環境から補うことで駆動効率が良くなったことを報告している。

エングストローム<sup>1)</sup>は座面角度が前傾斜位、水平位、

\* 中通り八ピリテーション病院

\*\* 森岳温泉病院

\*\*\* 秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻

Key Words: 車いす  
座面角度  
片足駆動

後傾斜位の場合の駆動効率について、座面角度がもたらす体幹・骨盤の前後傾の運動を交えて、前傾斜位もしくは水平位の座面は骨盤の前後傾運動の自由度が増して体幹前傾を誘発しやすく、後傾斜位の座面は骨盤後傾による体幹後傾が固定的になるため駆動効率を低下させるとしている。座面角度は後傾斜位よりも前傾斜位、または水平位にして体幹前傾での効率的駆動を促すべきとされるが、その客観的なデータとしての報告は見られない。

以上より、本研究では座面角度を後傾斜位から前傾斜位、水平位に変更することで片まひ者の車いす片足駆動に与える効果を検討した。そして駆動効率に差異があるとされる体幹前傾駆動と体幹後傾駆動の違いで座面角度の変更による効果に差異が生じるかを、筋活動量、足圧量、駆動性評価、動作解析、感性評価の視点から解析した。

## 対象と方法

### 1. 対象

対象者は ADL 評価の機能的自立度評価 Functional Independence Measure (以下 FIM) の歩行・車いす項目が 6 点以上であり、高次脳機能障害や認知症が生活を妨げていない片まひ者 20 名とした。性別は男性 11 名、女性 9 名で、まひ側は左まひが 13 名、右まひが 7 名であった。下肢 Brunnstrom stage は  $5$  が 5 名、  $6$  が 9 名、  $7$  が 6 名であった。平均年齢は  $66 \pm 18$  歳、平均身長  $158 \pm 10$  cm、平均体重  $56 \pm 9$  kg、脳卒中機能評価法 Stroke Impairment Assessment Set (以下 SIAS) の平均は  $60 \pm 11$  点、FIM の平均は  $102 \pm 13$  点、改訂版長谷川式簡易知能評価スケール (以下 HDS-R) の平均は  $25 \pm 5$  点であった。

なお、本研究の実施前に対象病院、施設の倫理審査の承認を受け、対象者には研究の趣旨と意義を口頭と

書面で説明し、書面にて同意を得た。

## 2. 方法

### 1) 使用機器

車いすは LAC ヘルスケア株式会社 REVO モジュール型と REVO 2 モジュール型の 2 台を使用した。事前に対象者の下腿長 (足底から膝裏まで)、座底長 (臀部後端から膝裏まで)、座位臀幅 (臀部の一番広い幅) を測定して車いすを適合・調整した。筋活動量の測定は表面筋電計のデジテック研究所社製 Polymate AP-1000 を使用した。電極は銀 - 塩化銀電極を用いた。表面筋電図の記録は TEAC 社製 AP Viewer、波形解析にキッセイコムテック社製 BIMUTAS を用いた。筋電図測定と同時に Canon 製 iVIS HF M43 デジタルビデオカメラで駆動時の矢状面を撮影し、動作解析に Dartfish software を用いた。足圧測定は 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を用いた。

### 2) 実施手順と方法

車いす駆動方法は片足駆動とした。駆動開始前の姿勢は膝関節 90 度屈曲位、股関節 90 度屈曲位、足関節中間位で足底を床に接地させた。非まひ側上肢は同側膝上に置いた状態で座面深くまで座ってもらった。座面角度は前傾斜位、水平位、後傾斜位の 3 条件とした (図 1)。座面角度は床と平行な基準座面を 0 度として、基準座面と座面上でなす角度と定義した。前傾斜位の角度は齊藤ら<sup>6)</sup> や竹田ら<sup>7)</sup> の報告を参考に 6 度とした。水平位は 0 度、後傾斜位は臨床場面で使用されている標準型車いすの座面角度の多くが 3 度から 5 度であるので、3 度とした。

筋活動量と足圧量は同一日に測定したが、同時

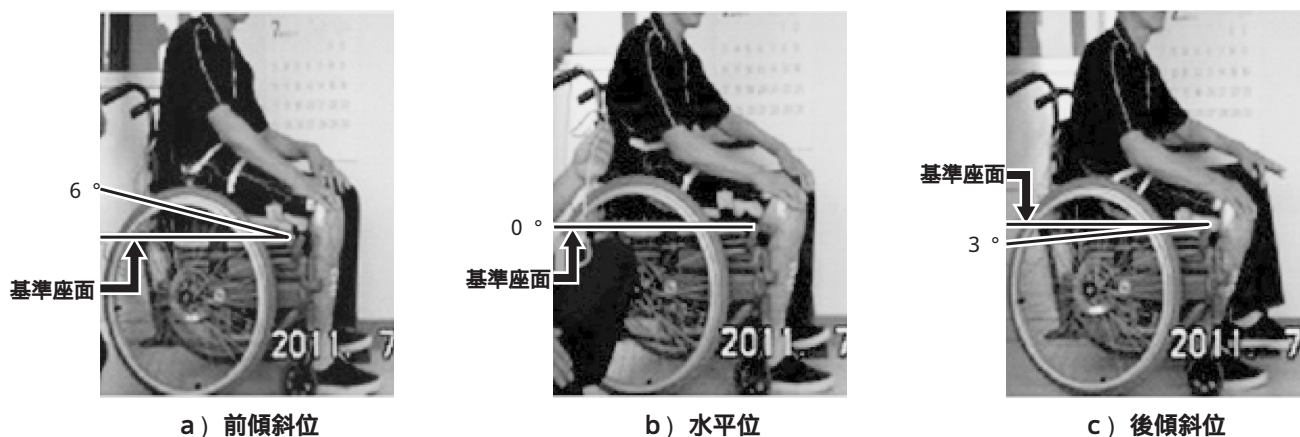


図 1 座面角度の違いと静的座位姿勢

に記録すると筋電波形にノイズが入るため別々に記録した。筋活動量と足圧量測定はそれぞれ座面角度3条件を無作為に3駆動, 2回ずつ駆動した。その後, 駆動性評価, 感性評価を行った。

筋電図測定は同期信号として駆動時の矢状面をビデオ撮影しながら行った。被験筋は河津ら<sup>9)</sup>, 保坂ら<sup>5)</sup>の先行研究を参考に, 駆動側の腹直筋, 脊柱起立筋, 腓腹筋, 大腿二頭筋, 前脛骨筋の5筋を選出した(図2)。電極の貼り付け方法, 部位は下野<sup>9)</sup>の示す手順で, 電極貼付前にアルコール処理, スキンピュアで皮膚処理を行い, 皮膚抵抗が5k以下になるようにした。電極貼付後に貼付の正確性を評価して最大随意収縮を2回測定

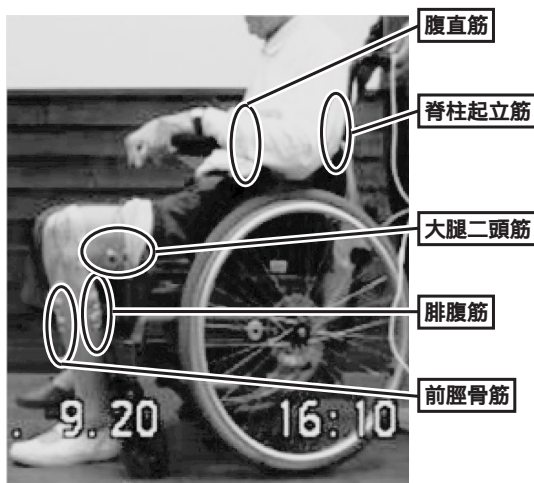


図2 筋電図電極貼り付け部

した。なお, 最大随意収縮測定に際し検者と被検者とで十分な練習を行った。測定した筋電波形はサンプリング周波数を1000Hzとして記録した。

足圧量測定はFSAのインソールセンサマットを駆動側の靴の中に挿入して測定した。

駆動性評価は5m直進駆動と5m折り返し駆動を行った。測定区間はビニールテープで目印をつけた。測定はキャストが目印のビニールテープを超えた点とした。

感性評価のVisual Analog Scale (以下VAS)は直進駆動, 折り返し駆動後に行った。後傾斜位での駆動の感性評価を5点として, 前傾斜位, 水平位での駆動時の感じ方に対し, 駆動しにくいを0点, 駆動しやすいを10点とした。直線上に1点刻みで得点を表した用紙に評価, 記入してもらった。

### 3) 解析方法

動作解析方法は撮影したデジタルビデオカメラ映像から, 保坂ら<sup>5)</sup>の方法を参考にした。踵接地, 足底接地, 踵離地, つま先離地までを一駆動(図3, 4)とし, 最初の一駆動を初期駆動として初期駆動時間を動作解析ソフト Dartfish で算出した。また, 駆動時の体幹とバックサポートの位置関係により駆動方法を分類した。バックサポートから体幹が離れる駆動を体幹前傾駆動(図3)とし, バックサポートに体幹を押し付ける駆動を体幹後傾駆動(図4)とした。

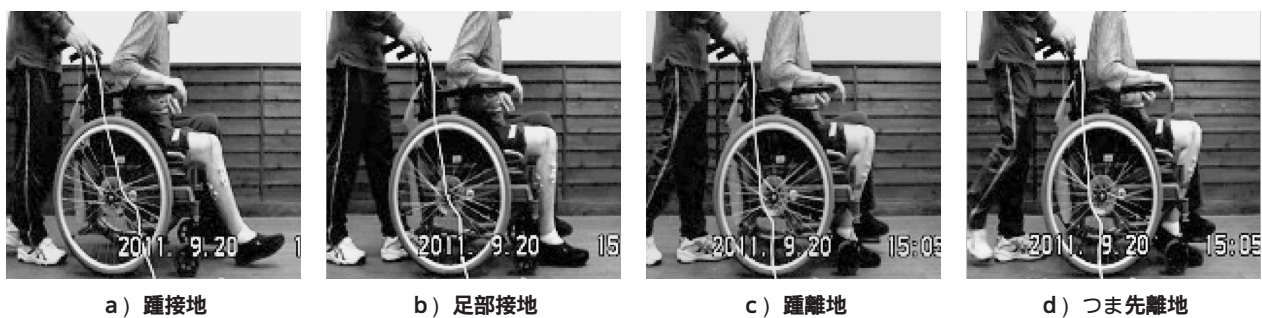


図3 体幹前傾駆動群の一駆動

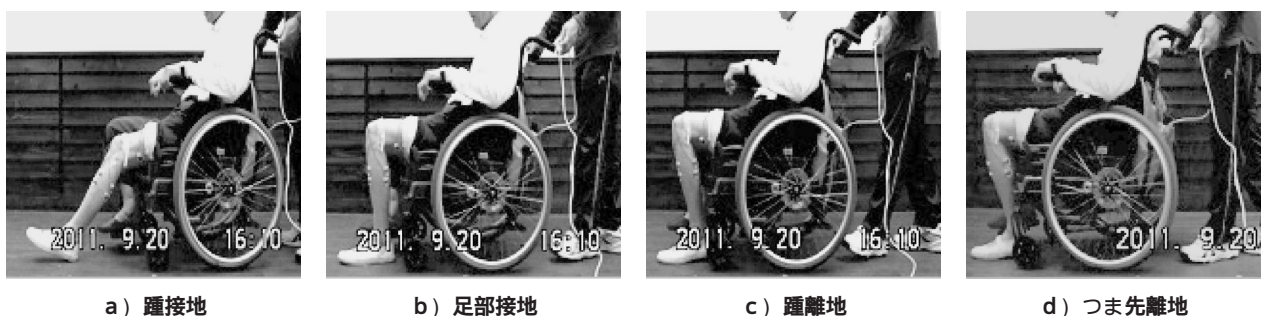


図4 体幹後傾駆動群の一駆動

筋電図はビデオ映像と同期し、動作解析で算出した初期駆動時間と%Maximal Voluntary Contraction法(以下%MVC法)を用いて正規化した。筋活動量は初期駆動時が最大であり、二駆動目以降は慣性力により減衰することから今回は初期駆動時の筋活動量を測定対象とした。測定した筋電波形はバンドパス処理後に全波整流し、積分量を求め、%electromyography(以下%EMG)で表した。

足底圧量は足圧量測定時の初期駆動時間、初期駆動時間内の足底圧平均量の総和をFSAデータ上で算出、解析し、測定した足底圧平均量の総和を初期駆動時間、体重で除した値(以下足圧量)とした。

直進駆動はスタート直後とゴール直前の1mを除いた中間の3mの駆動時間を測定対象とした。折り返し駆動はスタートからゴールまでの時間で表した。

#### 4) 統計解析方法

全対象者の前傾斜位と後傾斜位、水平位と後傾斜位の駆動特性の差を正規性の確認後、対応のあるt検定、Wilcoxon符号付順位和検定を用いて比較した。駆動方法で体幹前傾駆動群と体幹後傾駆動群に分け、各群でそれぞれの前傾斜位と後傾斜位、水平位と後傾斜位の駆動特性の差をそれぞれ、正規性の確認後に対応のあるt検定、

Wilcoxon符号付順位和検定を用いて比較した。また、体幹前傾駆動群と体幹後傾駆動群の二群で、座面角度3条件でのそれぞれの各測定項目を正規性の確認後、t検定、Mann-WhitneyのU検定を用いて比較した。危険率は全て5%未満とした。

## 結果

### 1. ビデオ画像による動作解析

座面角度が後傾斜位の駆動時に体幹前傾駆動した対象者は6名、体幹後傾駆動は14名だった。水平位への座面角度の変更で駆動方法が変化した対象者はいなかった。前傾斜位への変更では後傾斜位時に体幹前傾駆動した6名に、後傾斜位で体幹後傾駆動した14名中2名が体幹前傾駆動となり、合計8名が体幹前傾駆動した。

体幹前傾駆動は、どの座面角度でも骨盤の前方ズレ(以下臀部ズレ)は見られず、足底接地の間も体幹前傾をキープし、踵離地後、次の踵接地までの間に体幹後傾の反応が見られた。

体幹後傾駆動は全てで臀部ズレが見られた。前傾斜位座面で臀部ズレが悪化した対象者が3名いた。足底接地の間に頭部が後方移動し、つま先離地後から次の踵接地までの間に頭部の前方移動が見られ、体幹後傾駆動中に頭部の前後方向の動きが観察された。

### 2. 筋活動量

体幹前傾駆動群と体幹後傾駆動群それぞれの座面角

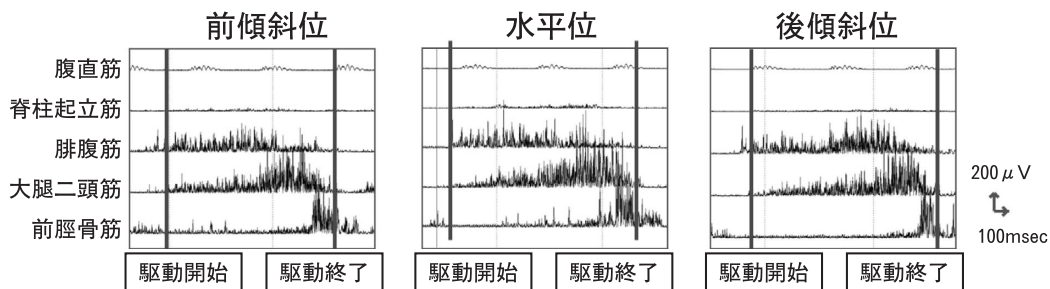


図5-1 体幹前傾駆動群の筋電図波形

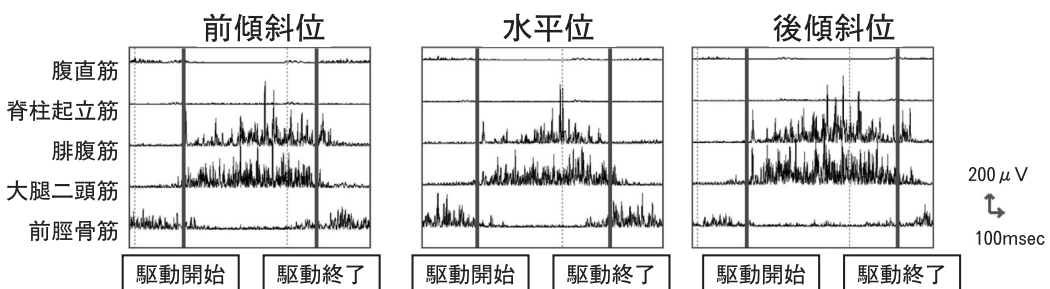


図5-2 体幹後傾駆動群の筋電図波形

度の違いによる代表的な筋電図波形を示した (図5 1, 図5 2).

### 1) 全対象者の前傾斜位と後傾斜位, 水平位と後傾斜位の比較

全対象者の前傾斜位, 水平位, 後傾斜位の%EMGの結果をグラフで示した (図6).

腹直筋の%EMGは前傾斜位 $59 \pm 13\%$ , 水平位 $61 \pm 14\%$ , 後傾斜位 $41 \pm 10\%$ で, 前傾斜位と後傾斜位 ( $p=0.023$ ,  $p<0.05$ ), 水平位と後傾斜位 ( $p=0.001$ ,  $p<0.01$ ) で有意差を認めた. 座面角度を前傾斜位, 水平位にすることで腹直筋の筋活動量は有意に増大した.

脊柱起立筋の%EMGは前傾斜位 $33 \pm 15\%$ , 水平位 $37 \pm 19\%$ , 後傾斜位 $37 \pm 15\%$ で有意差は認めなかった.

腓腹筋の%EMGは前傾斜位 $37 \pm 14\%$ , 水平位 $36 \pm 15\%$ , 後傾斜位 $43 \pm 20\%$ で有意差は認めなかった.

大腿二頭筋の%EMGは前傾斜位 $39 \pm 15\%$ , 水平位 $42 \pm 14\%$ , 後傾斜位 $44 \pm 17\%$ で有意差は認めなかった.

前脛骨筋の%EMGは前傾斜位 $21 \pm 13\%$ , 水平位 $22 \pm 15\%$ , 後傾斜位 $19 \pm 13\%$ で, 水平位と後傾斜位 ( $p=0.010$ ,  $p<0.05$ ) で有意差を認めた. 座面角度を水平位にすることで前脛骨筋の筋活動量は有意に増大した.

### 2) 体幹前傾駆動群の前傾斜位と後傾斜位, 水平位と後傾斜位の比較

体幹前傾駆動群の前傾斜位, 水平位, 後傾斜位の%EMGの結果をグラフで示した (図7).

腹直筋の%EMGは前傾斜位 $60 \pm 14\%$ , 水平位 $62 \pm 13\%$ , 後傾斜位 $41 \pm 12\%$ で, 水平位と後傾斜位 ( $p=0.008$ ,  $p<0.01$ ) で有意差を認めた. 座面角度を水平位にすることで腹直筋の筋活動量は有意に増大した.

脊柱起立筋の%EMGは前傾斜位 $43 \pm 17\%$ , 水

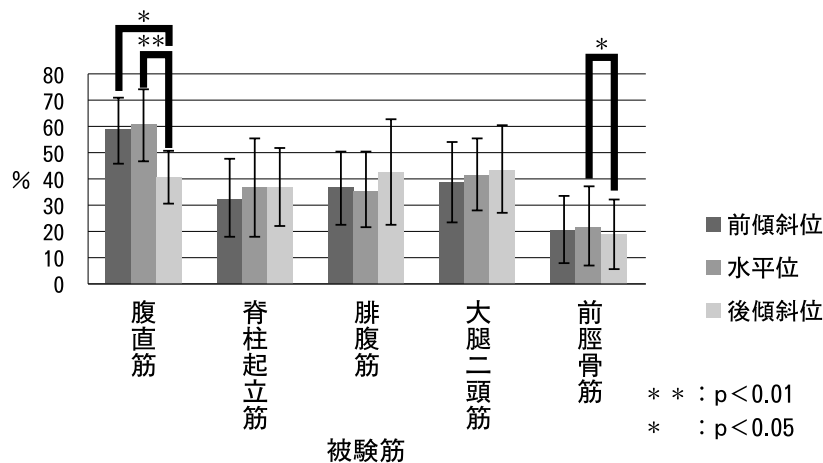


図6 全対象者の筋活動量 (%EMG)

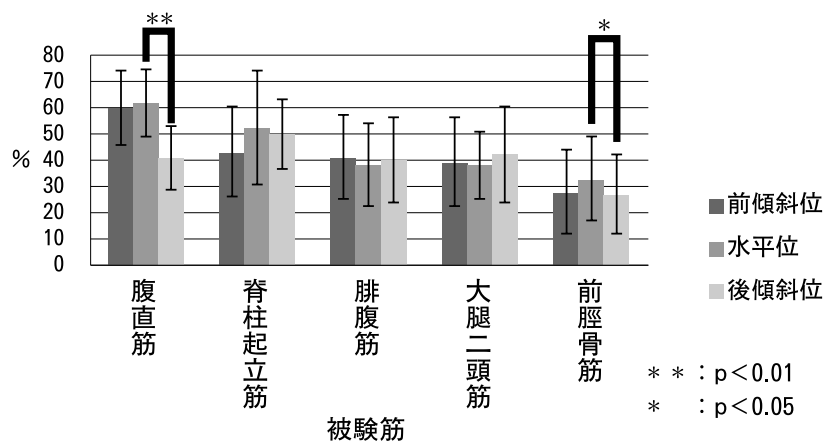


図7 体幹前傾駆動群の筋活動量 (%EMG)

平位 $52 \pm 22\%$ ，後傾斜位 $50 \pm 13\%$ で有意差は認めなかった。

腓腹筋の%EMGは前傾斜位 $41 \pm 16\%$ ，水平位 $38 \pm 16\%$ ，後傾斜位 $40 \pm 16\%$ で有意差は認めなかった。

大腿二頭筋の%EMGは前傾斜位 $39 \pm 17\%$ ，水平位 $38 \pm 13\%$ ，後傾斜位 $42 \pm 18\%$ で有意差は認めなかった。

前脛骨筋の%EMGは前傾斜位 $28 \pm 16\%$ ，水平位 $33 \pm 16\%$ ，後傾斜位 $27 \pm 15\%$ で，水平位と後傾斜位 ( $p = 0.046$ ,  $p < 0.05$ ) で有意差を認めた。座面角度を水平位にすることで前脛骨筋の筋活動量は有意に増大した。

### 3) 体幹後傾駆動群の前傾斜位と後傾斜位，水平位と後傾斜位の比較

体幹後傾駆動群の前傾斜位，水平位，後傾斜位の%EMGの結果をグラフで示した(図8)。

腹直筋の%EMGは前傾斜位 $58 \pm 12\%$ ，水平位 $59 \pm 15\%$ ，後傾斜位 $40 \pm 10\%$ で，前傾斜位と後傾

斜位 ( $p = 0.013$ ,  $p < 0.05$ )，水平位と後傾斜位 ( $p = 0.017$ ,  $p < 0.05$ ) で有意差を認めた。座面角度を前傾斜位，水平位にすることで腹直筋の筋活動量は有意に増大した。

脊柱起立筋の%EMGは前傾斜位 $30 \pm 14\%$ ，水平位 $33 \pm 16\%$ ，後傾斜位 $33 \pm 13\%$ で有意差は認めなかった。

腓腹筋の%EMGは前傾斜位 $32 \pm 13\%$ ，水平位 $33 \pm 14\%$ ，後傾斜位 $46 \pm 23\%$ で有意差は認めなかった。

大腿二頭筋の%EMGは前傾斜位 $37 \pm 14\%$ ，水平位 $43 \pm 15\%$ ，後傾斜位 $46 \pm 19\%$ で有意差は認めなかった。

前脛骨筋の%EMGは前傾斜位 $16 \pm 10\%$ ，水平位 $16 \pm 12\%$ ，後傾斜位 $13 \pm 9\%$ で有意差は認めなかった。

### 3. 足圧量

全対象者，体幹前傾駆動群，体幹後傾駆動群それぞれの前傾斜位，水平位，後傾斜位の足圧量の結果をグ

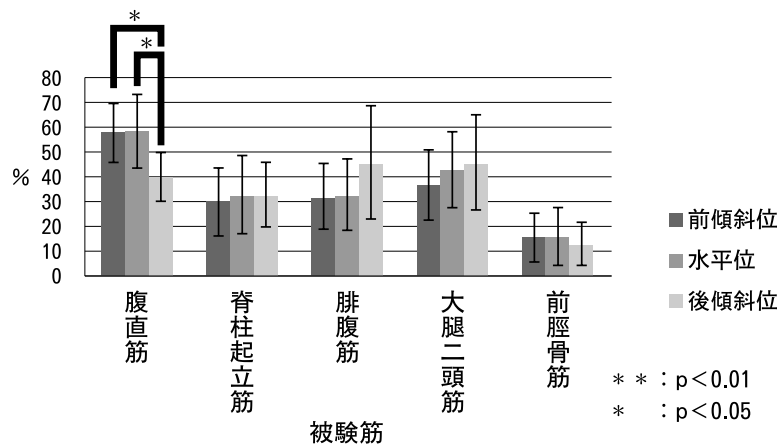


図8 体幹後傾駆動群の筋活動量 (%EMG)

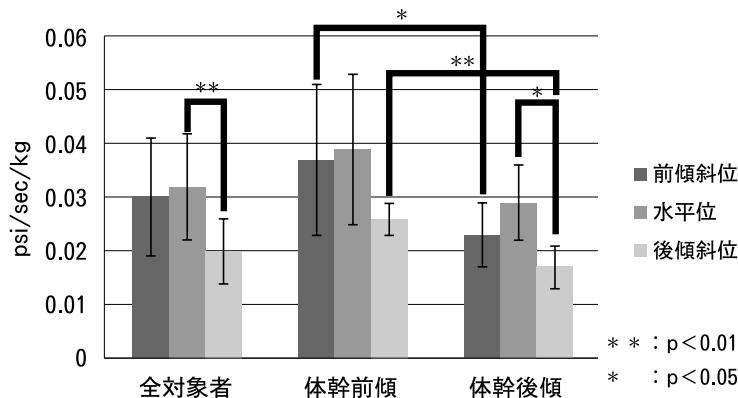


図9 足圧量 (psi/sec/kg)

ラフで示した (図9).

### 1) 全対象者の前傾斜位と後傾斜位, 水平位と後傾斜位の比較

足圧量は前傾斜位 $0.030 \pm 0.011$ psi/sec/kg, 水平位 $0.032 \pm 0.010$ psi/sec/kg, 後傾斜位 $0.020 \pm 0.006$ psi/sec/kg で, 水平位と後傾斜位 ( $p = 0.003, p < 0.01$ ) で有意差を認めた. 座面角度を水平位にすることで全対象者の足圧量は有意に増大した.

### 2) 体幹前傾駆動群の前傾斜位と後傾斜位, 水平位と後傾斜位の比較

足圧量は前傾斜位 $0.037 \pm 0.014$ psi/sec/kg, 水平位 $0.039 \pm 0.014$ psi/sec/kg, 後傾斜位 $0.026 \pm 0.003$ psi/sec/kg で有意差は認めなかった.

### 3) 体幹後傾駆動群の前傾斜位と後傾斜位, 水平位と後傾斜位の比較

足圧量は前傾斜位 $0.023 \pm 0.006$ psi/sec/kg, 水平位 $0.029 \pm 0.007$ psi/sec/kg, 後傾斜位 $0.017 \pm$

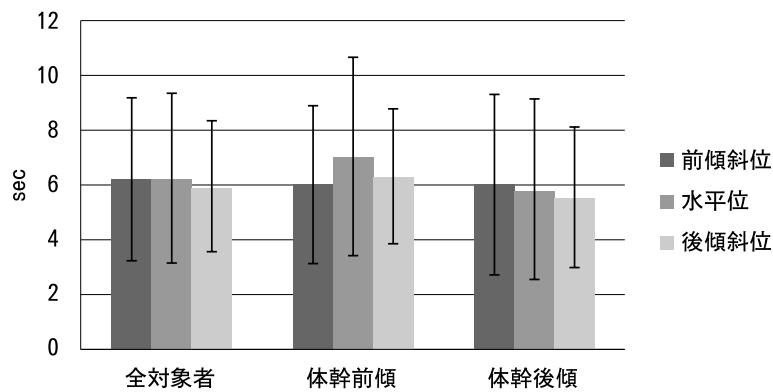


図10 3m直進駆動時間 (sec)

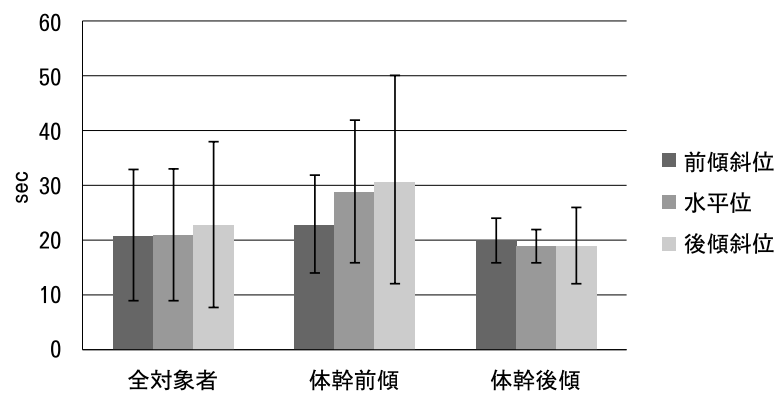


図11 折り返し駆動時間 (sec)

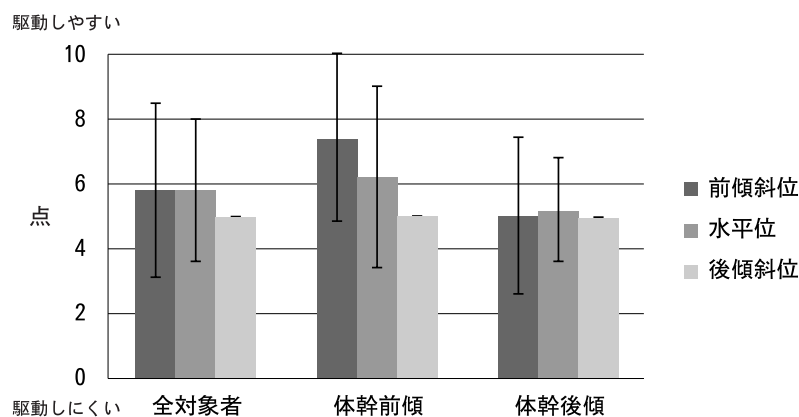


図12 感性評価 Visual Analog Scale (点)

0.004psi/sec/kg で、水平位と後傾斜位 ( $p = 0.015$ ,  $p < 0.05$ ) で有意差を認めた。座面角度を水平位にすることで体幹後傾駆動群の足圧量は有意に増大した。

#### 4. 駆動性評価

全対象者、体幹前傾駆動群、体幹後傾駆動群それぞれの前傾斜位、水平位、後傾斜位での3m直進駆動時間と5m折り返し駆動時間の結果をグラフで示した(図11, 12)。

##### 1) 全対象者の前傾斜位と後傾斜位、水平位と後傾斜位の比較

直進駆動時間は前傾斜位 $6.2 \pm 3.0$ sec, 水平位 $6.2 \pm 3.1$ sec, 後傾斜位 $5.9 \pm 2.4$ sec で有意差は認めなかった。

折り返し時間は前傾斜位 $21 \pm 12$ sec, 水平位 $21 \pm 12$ sec, 後傾斜位 $23 \pm 15$ sec で有意差は認めなかった。

##### 2) 体幹前傾駆動群の前傾斜位と後傾斜位、水平位と後傾斜位の比較

直進駆動時間は前傾斜位 $6.0 \pm 2.9$ sec, 水平位 $7.0 \pm 3.6$ sec, 後傾斜位 $6.3 \pm 2.5$ sec で有意差は認めなかった。

折り返し時間は前傾斜位 $23 \pm 9$ sec, 水平位 $29 \pm 13$ sec, 後傾斜位 $31 \pm 19$ sec で有意差は認めなかった。

##### 3) 体幹後傾駆動群の前傾斜位と後傾斜位、水平位と後傾斜位の比較

直進駆動時間は前傾斜位 $6.0 \pm 3.3$ sec, 水平位 $5.8 \pm 3.3$ sec, 後傾斜位 $5.5 \pm 2.6$ sec で有意差は認めなかった。

折り返し時間は前傾斜位 $20 \pm 4$ sec, 水平位 $19 \pm 3$ sec, 後傾斜位 $19 \pm 7$ sec で有意差は認めなかった。

#### 5. 感性評価

全対象者、体幹前傾駆動群、体幹後傾駆動群それぞれの前傾斜位、水平位、後傾斜位でのVASの結果をグラフで示した(図12)。

##### 1) 全対象者の前傾斜位と後傾斜位、水平位と後傾斜位の比較

前傾斜位 $5.8 \pm 2.7$ 点, 水平位 $5.8 \pm 2.2$ 点, 後傾斜位 $5 \pm 0$ 点で有意差は認めなかった。駆動後の自由回答として、前傾斜位、水平位にすることで、駆動しやすいと感じる対象者と駆動しにくいと感じる対象者のばらつきが大きかった。

##### 2) 体幹前傾駆動群の前傾斜位と後傾斜位、水平位と後傾斜位の比較

前傾斜位 $7.4 \pm 2.6$ 点, 水平位 $6.2 \pm 2.8$ 点, 後傾斜位 $5 \pm 0$ 点で有意差は認めなかった。駆動後の自由回答として、前傾斜位が駆動しやすいと答えた対象者は3名、後傾斜位が駆動しやすいと答えた対象者が1名、どちらも同じと答えた対象者が

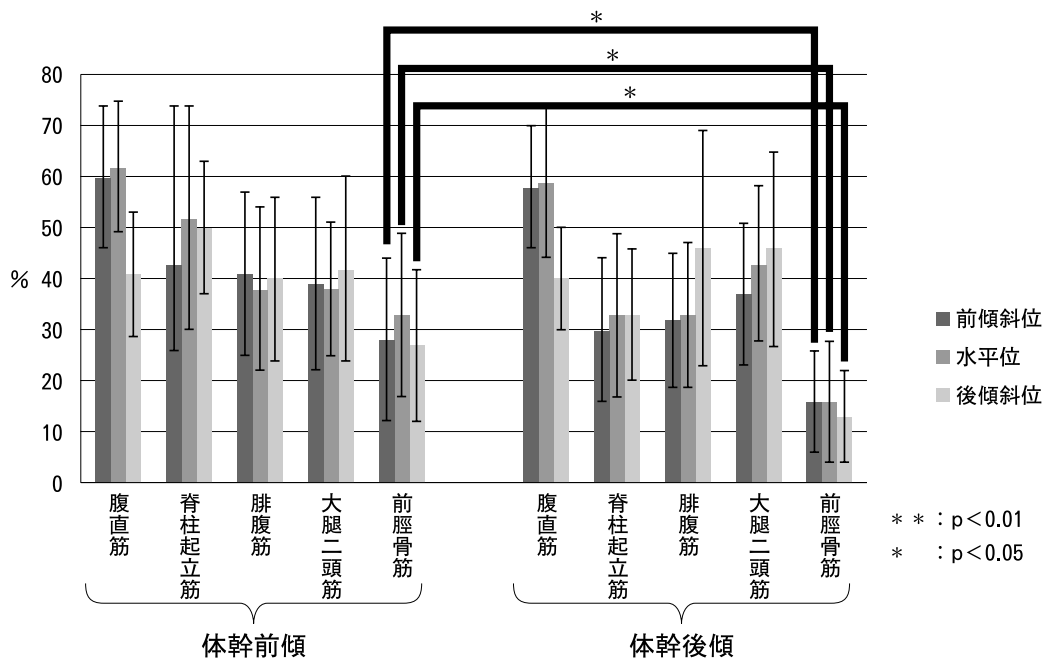


図13 体幹前傾駆動群と体幹後傾駆動群の筋活動量 (%EMG)



2名と、意見に一貫性は見られず、ばらつきが見られた。前傾斜位での駆動時に恐怖感を訴える対象者はいなかった。

### 3) 体幹後傾駆動群の前傾斜位と後傾斜位、水平位と後傾斜位の比較

前傾斜位 $5.0 \pm 2.4$ 点、水平位 $5.2 \pm 1.6$ 点、後傾斜位 $5 \pm 0$ 点で有意差は認めなかった。駆動後の自由回答として、臀部が滑ってこぎにくいと答えた対象者が2名いた。また、座面が高くなることで駆動しにくくなると答えた対象者が1名いた。前傾斜位への変更による駆動のしやすさを感じる対象者は5名いた。普段と違うためこぎにくい、わからないと答える方が半数以上の7名であった。前傾斜位での駆動時に恐怖感を訴える対象者はいなかった。

## 6. 体幹前傾駆動群と体幹後傾駆動群の比較

筋活動量、足圧量、駆動性評価、感性評価の結果は上記した値と同様である。

体幹前傾駆動群と体幹後傾駆動群の筋活動量の結果を示した(図13)。

有意差の見られた項目は、前傾斜位の前脛骨筋 ( $p = 0.045$ ,  $p < 0.05$ )、水平位の前脛骨筋 ( $p = 0.018$ ,  $p < 0.05$ )、後傾斜位の前脛骨筋 ( $p = 0.018$ ,  $p < 0.05$ )、前傾斜位の足圧量 ( $p = 0.030$ ,  $p < 0.05$ )、後傾斜位の足圧量 ( $p = 0.006$ ,  $p < 0.01$ )であった。前脛骨筋の筋活動量、足圧量はどちらも、体幹前傾駆動群が体幹後傾駆動群よりも有意に増大した。

## 考 察

### 1. 筋活動量の分析

太田尾ら<sup>10)</sup>は腹直筋の筋力が強いほど屋内車いす移動が有意に自立すると報告している。エングストローム<sup>1)</sup>は腹直筋を大臀筋、大腿二頭筋とともに、車いす駆動に重要な筋として重視し、その働きについて骨盤前傾位では体幹前傾を促し、骨盤後傾位では胸郭を下方に動かして上部体幹の前屈を阻害する働きを持つとしている。動作解析から腹直筋は体幹前傾駆動では体幹前傾に働き、体幹後傾駆動では頭部運動による体重心の前方移動で推進力を得るために働くと考えられた。結果より、体幹前傾駆動では座面角度を前傾斜位、水平位に変更することで腹直筋をより強く働かせることができ、効率的な駆動を促すことができると考えられる。一方で体幹後傾駆動は腹直筋がバックサポートへの押し付けと頭部の前後運動による推進力の獲得の二

方向に働くため、本研究の内容では座面角度の変更による腹直筋の筋活動量増加が、効率的な駆動に純粋に結びついていると断言することは出来ない。

エングストローム<sup>1)</sup>によると、前脛骨筋は駆動時の踵接地から足部接地の間に働き、足部を床に押し付ける働きがある。植松ら<sup>4)</sup>によると車いす駆動が効率的であると踵接地から足部接地での混合駆動が多くなるため、一駆動間の足関節背屈位保持の時間が長くなる。よって、体幹前傾駆動が体幹後傾駆動よりも前脛骨筋の筋活動量が有意に増大したことは体幹前傾駆動が後傾駆動よりも効率的な駆動であると考えられる。また、体幹前傾駆動で水平位への座面角度変更により前脛骨筋の筋活動量が有意に増大した事は、体幹前傾駆動において水平位での駆動がより効率的な駆動になることを示していると考えられる。

有意差の見られなかった大腿二頭筋は重要な下肢駆動筋として先行研究で駆動時の筋活動量の報告が散見される。百瀬ら<sup>11)</sup>は床反力の垂直成分が大きく、駆動効率が良い時に大腿二頭筋の筋活動量が増大すると報告している。一方で生島ら<sup>12)</sup>は臀部ズレが生じている時に大腿二頭筋の筋活動量が増大すると報告し、保坂ら<sup>5)</sup>は、体幹後傾位の駆動効率が悪い時に筋活動量が増大すると報告している。このように大腿二頭筋の筋収縮力発揮が必ずしも良い方向に働く場合と悪い方向に働く場合の見解は先行研究では一致していないため、筋活動量の増減が駆動効率に及ぼす影響に言及することは注意を要する。これは本研究結果の体幹後傾駆動の腹直筋の結果や有意差が見られなかった脊柱起立筋、腓腹筋も同様である。

### 2. 足圧量について

百瀬ら<sup>11)</sup>は体重心が前方に移動したときに床反力の垂直成分が高くなり、さらに、体幹前後傾速度が大きくなると前後成分と垂直成分が高くなるとしている。また、エングストローム<sup>1)</sup>は、前傾斜位では足部で床を捉えやすくなり、足圧量が大きくなるとしている。結果から、座面角度を水平位にすることは効率的な駆動に繋がると考えられる。前傾駆動が後傾駆動よりも前傾斜位と後傾斜位では有意に効率的な駆動を実現すること、後傾駆動でも水平位への変更が効率的な駆動に寄与する可能性があると考えられた。

### 3. 駆動性について

生島ら<sup>12)</sup>、小柳ら<sup>13)</sup>の報告では臀部ズレの有無で有意差がみられ、先行研究の多くが駆動距離は10m以上<sup>12), 13)</sup>だった。本研究では臀部ズレ対策を行わず、実験環境の関係で測定距離が5mと短かったことが有

意差のなかった要因として考えられ、再検討の余地がある。

#### 4. 感性評価について

体幹前傾駆動群では自由回答で前傾斜位と水平位が後傾斜位よりも駆動しやすいと答える傾向があった。これは体重心が後方変位しやすい後傾斜位では体幹前傾での推進力が得られにくく、下肢駆動の負担が大きくなる特徴を持つからであると考えられる。体幹後傾駆動群では前傾斜位で臀部ズレを気にする方が多かった。アンカーサポート等の臀部ズレの対応を行っていなかったことは駆動性と同様に、有意差の見られなかった要因と考えられる。また、背部全体から直接、体幹前傾姿勢をとらせた保坂ら<sup>5)</sup>は体幹前傾駆動時に恐怖感の訴えが見られた。これは体幹前傾の強制力が強くなったことが要因と考えられる。本研究では座面角度という環境要因に対する自律的反応に寄与する部分が大きく、恐怖や不安を感じた場合はバックサポートにもたれかけられるため、恐怖感の訴えが聞かれなかったと考えられる。

#### 5. 座面角度変更による車いす駆動時の体幹姿勢への効果について

座面角度変更で体幹前傾を促せた対象者は2名だけだった。東ら<sup>14)</sup>は体幹前傾や下肢荷重を促すために座面角度の水平化を行ったとき、座位保持が不安定な患者は活動的な座位姿勢を促される一方で不安定な座位を要求されるため、座位保持の安定を求めてより仙骨座りを助長するとしている。太田尾ら<sup>10)</sup>は立位バランスが車いす駆動自立に関与すると報告し、車いす駆動は高度なバランス反応が必要な活動としている。今回の被験者はFIMやSIASの結果から活動、機能レベルは高度だが、前傾斜位や水平位の座面角度に適應するバランス能力は低いことが考えられる。そのため、バランスを強化する訓練を必要とする可能性が示唆される。また、前傾角度が6度以外の角度も検討していく余地があると考えられる。

#### 6. まとめ

多くの駆動効率に関する報告<sup>1, 3, 4, 5, 8, 11, 12)</sup>から、効率が良い駆動は体幹が固定的反応から能動的反応に切り替わり、体幹前傾による効率的な体重心の前方移動により推進力を得て効率性が向上する。全身の協調的な筋活動の結果、駆動時の床反力や足圧量は増大する。

本研究で測定した筋電図は体幹筋（腹直筋、脊柱起立筋）と、下肢駆動筋（大腿二頭筋、腓腹筋、前脛骨筋）に分けられる。体幹筋の働きは体重心の前方移動

と駆動時の床反力を受け止め、駆動姿勢を保持することである。下肢駆動筋は体幹姿勢に合わせた協調的な駆動を行い、足底全体で床を的確に捉え、推進力に変換することが求められる。大腿二頭筋や腓腹筋は、筋活動量の側面だけで効率性を言及するには限界があり、駆動時の体幹や骨盤の反応とともに考えることが必要不可欠となる。そのため、筋活動量は大きいことが効率の良い駆動に直結するわけではなく駆動時の協調性にいかに関与するかということが重要であると考えられる。しかし、前脛骨筋は効率の良い駆動が行なわれたときに筋活動量が高値を示す可能性が示唆された。前脛骨筋の筋活動量の増減と足圧量の増減の結果が類似していることから、前脛骨筋の働きで駆動効率を評価できる可能性が示唆された。

座面角度の変更という介入について、齋藤ら<sup>6)</sup>は前傾角度のクッションに駆動効率を促す効果がある一方で、シート高が高くなることで駆動効率を低下させる面もあり、結果的に効果が相殺しているのではないかとしている。本研究で前傾斜位への変更よりも水平位への変更で結果が良好な項目が多かった理由の一つと考えられる。また東ら<sup>14)</sup>は、臨床においてクッションやモジュール型車いすを使って姿勢を調整し座位を安定させることで駆動効率の改善を行うことが多いが、車いすの調整だけでは思うような効果は期待できず車いすの適合が問題なのか身体機能の低下が問題なのかの判断に難渋するとしている。よって、車いす駆動のみを評価して車いすの調整を行うだけでなく、静的・動的な座位能力などを総合的に評価することが必要であるとしている。

本研究では前傾斜位や水平位への座面角度の変更によって駆動効率が良くなる傾向を示していたが、前傾斜位や水平位にすることで生じる問題についての報告もあり、身体機能面や運動動作分析の評価を含めて全体的な視点を持つことの必要性もある。座面角度の変更は介入方法の一部であり対象者の身体機能を含めた総合的に評価支援していくことが重要である。

#### 結 論

片まひ者の車いす片足駆動において、座面角度を後傾斜位から前傾斜位、水平位に変更する効果を、筋活動量、足圧量、駆動性評価、運動動作分析、感性評価の視点から解析した。その結果、以下のことが分かった。

座面角度の変更に関わらず体幹前傾駆動で駆動した対象者が6名、体幹後傾駆動で駆動した対象者が12名いた。2名が前傾斜位への変更で体幹前傾駆動となり、

水平位と後傾斜位で体幹後傾駆動を示した。

筋活動量では体幹前傾駆動群と体幹後傾駆動群の違いによらず、座面角度の変更で腹直筋の筋活動量は有意に増大した。前脛骨筋の筋活動量は体幹前傾駆動群の方が体幹後傾駆動群よりも有意に増大した。また、体幹前傾駆動群では水平位への変更により前脛骨筋の筋活動量は有意に増大した。

足圧量は体幹後傾駆動群で、水平位への変更により有意に増大した。体幹前傾駆動群と体幹後傾駆動群の違いにより、座面角度が後傾斜位、前傾斜位の場合は、体幹前傾駆動群で有意に増大した。

直進駆動時間と折り返し駆動時間では有意差を認めなかった。

感性評価では有意差を認めなかった。体幹前傾駆動群において前傾斜位が駆動しやすい傾向だったが、駆動しにくいという意見もみられた。

以上より、座面角度を後傾斜位から前傾斜位、水平位に変更することで足圧量が増大し、駆動効率は良くなる傾向を示した。しかし一方で、座面角度変更により体幹前傾を促すことは難しく、その要因として対象者の身体機能の違い、駆動時に体幹前傾を促しやすい適切な前傾角度が不明確であること、座面上での臀部ズレを防止する対策を行っていなかったことなどがあげられる。

## 謝 辞

今回、本研究に協力して下さった対象者、病院、施設のスタッフ、ご指導、助言をいただきました先生方に心より感謝申し上げます。

この論文は平成23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の一部を加筆修正したものである。

## 引用文献

- 1) ベンクト・エングストローム：エルゴノミック・シーティング。桂律也訳，ラックヘルスケア株式会社，大阪，2003，5-77，141-143，216-221，268-271
- 2) 川田教平，山本澄子：片まひ者の車いす片側下肢駆動の分析。理学療法科学23：789-793，2008
- 3) ベンクト・エングストローム：からだにやさしい車椅子のすすめ。高橋正樹訳，三和書店，1994
- 4) 植松光俊，山田美佳・他：片まひ患者の車いす駆動能力に影響する因子 シート高・奥行きについて。理学療法科学21：256-263，1994
- 5) 保坂幸毅，松橋絵里・他：体幹の傾きの違いによる車いすの片足駆動の解析 脳卒中片まひ患者を対象として 秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻紀要18：110-119，2010
- 6) 齊藤芳徳，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15：521-528，2006
- 7) 竹田章一，金井敏男：車椅子の座面の高さや傾斜が足駆動性に及ぼす影響。理学療法研究・長野28：21-24，2003
- 8) 河津愛，保坂幸毅・他：体幹の傾きの違いによる車椅子の片手片足駆動の運動学的解析 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17：78-86，2009
- 9) 下野俊哉：表面筋電図マニュアル基礎編。酒井医療，東京，2004
- 10) 太田尾浩，八谷瑞紀・他：脳卒中片まひ者における屋内での車いす駆動の可否に影響を及ぼす要因。理学療法科学26：359-363，2011
- 11) 百瀬公人，三和真人・他：車椅子の下肢駆動における体幹の前後運動の解析。理学療法科学31suppl. 2：514，2004
- 12) 生島秀樹，江口英範・他：片側下肢車椅子駆動の特性 筋電図および下肢駆動から。第6回八工学カンファレンス講演論文集，北大印刷，1991，27-30
- 13) 小柳朋之，茂木紹良・他：車椅子座面の違いが片手片足駆動スピードに与える影響。山形理学療法科学2：14-16，2005
- 14) 東祐二，河合秀彦・他：脳卒中片まひ患者の車いす駆動獲得を目的とした一症例。理学療法兵庫14：51-54，2008

## Kinetic analysis of one foot wheelchair propulsion characteristics according to seat surface angle of the wheelchair for stroke patients with hemiplegia

Rikiya MITSUHASHI\* Akiko SASAKI\*\* Masaji KINJO\*\*\*

\* Nakadouri Rehabilitation Hospital

\*\* Moritake Onsen Hospital

\*\*\* Akita University Graduate School of Health Sciences

The seat surface of the wheelchair is usually tilted backward. The seat surface tilting backward causes a backward-leaning posture. This posture causes a secondary obstacle for a hemiplegic person in driving a wheelchair, and so it is said that the seat surface tilting forward, or flat are more efficient for than backward. However, this is not clear. Therefore, we analyzed kinetically and kinematically the change of wheelchair drive characteristics where the wheelchair seat angle was changed from backward to forward or flat.

The subjects were twenty individuals with hemiplegia due to stroke, without higher brain dysfunction. Initial propulsion was captured on video, surface electromyography of the leg and trunk was performed, foot pressure was measured, propulsion time, 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 seat surface angle.

By tilting the seat surface angle forward, two persons adopted a forward-leaning posture from a backward-leaning posture and the %EMG activity of the rectus abdominis muscle was significantly greater. By flattening the seat surface angle, the %EMG activity of the rectus abdominis and tibialis anterior muscle were significantly greater, and foot pressure was significantly greater. The change of seat surface did not influence either driving speed or VAS.

The results suggest that wheelchair propulsion is more efficient with forward-tilting or flat seat surface than backward-tilting.