

手動車いすの連続使用における操作負担の評価

Evaluation and Analysis of Load on Operating the Manual Wheelchair

○ 本田洋介（新潟大院） 堀潤一（新潟大工） 李娜

Yosuke HONDA, Niigata University

Junichi HORI, Niigata University

Li NA, Niigata University

Key Words: Manual Wheelchair, Electromyogram, Torque, Muscular Fatigue, Moment of Operating

1. はじめに

車いすは歩行機能に障がいがある人の移動補助用具の中で最も一般的で重要な用具であり、今後の超高齢化社会を迎えるにあたり車いすの需要は増加すると考えられる。しかし、手動車いすの使用者の多くは、車いすの使用による肩、肘等の2次障害の問題をかかえていることが報告されている⁽¹⁾。これは手動車いすの連続的な使用により、使用者に疲労が蓄積し、結果的に肩や肘へ大きな負担を強いているためと考えられる。これらの問題を解決するため様々な福祉機器が開発されており、現在は車いすの動特性と使用者のバイオメカニクスや生体情報の関係を扱った研究も行われている⁽²⁾⁽³⁾。

本研究では、手動車いすの連続的な使用による使用者にかかる負担に注目し、ストローク回数と筋疲労、運動量との関係に注目し操作負担の評価を行った。

2. 実験装置

2-1 計測用システム

実走行に用いた車いすは、後輪駆動式手動車いすで駆動輪は直径 55.9cm(22inch)である(Fig.1)。駆動輪軸心にトルク計とロータリーエンコーダ(共和電業製 M00-0606)が組み込まれており、走行時における駆動トルクと駆動輪回転量をサンプリング周波数 200Hz で計測した。

また、表面筋電図は筋電図計測装置(Personal-EMG 追坂電子機器製)で、表面筋電図を乾式3極タイプの表面電極(追坂電子機器製)によりサンプリング周波数 3000Hz、量子化ビット数 12 ビットでPCに記録した。対象とする被験筋は、三角筋前部(Deltoid anterior)、三角筋中部(Deltoid middle)、三角筋後部(Deltoid posterior)、上腕二頭筋(Biceps)、上腕三頭筋(Triceps)である。三角筋前部は肩の屈曲動作に関係し、三角筋中部、後部は肩の伸展動作に関係する。また、二頭筋は肘の屈曲動作、三頭筋は肘の伸展動作に関係する。電極貼付位置は、神経支配帯を挟まないように配慮した。

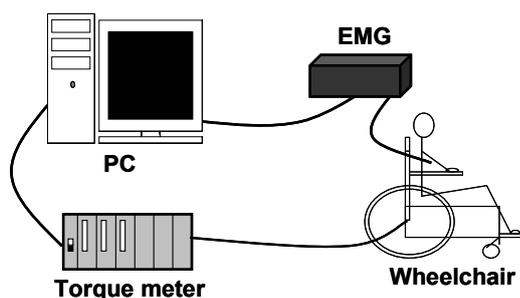


Fig.1. Measurement wheelchair

2-2 車いす連続走行実験装置

車いすの連続走行の際の動特性を計測するために Fig.2 に示す車いす走行実験装置を作成した。この装置は前輪キャスターを固定し駆動輪をドラム上で走行させることで、その場で実走行を模擬できる装置である。今回は水平路面上の走行を想定した。

3. 実験

実験に参加した被験者は健康な成人男性3名(23±0歳)である。被験者にはFig.2の実験用車いすに乗り、ストローク動作を200回繰り返し行ってもらい、その際の表面筋電図、車いすの駆動トルクを計測した。被験者は座面に深く座り背筋を伸ばし、できるだけ自然な姿勢でストローク動作を行うように指示した。また、ストロークの操作時間間隔は被験者のペースに任せた。ただし、被験者の意思、または10ストローク毎に計測するBorgの自覚的運動強度(RPE: Ratings of Perceived Exertion)⁽⁴⁾が18を越えた時点で、運動を中止した。

4. 解析方法

4-1 筋疲労

表面筋電図は筋疲労の発生に伴い、振幅値の増加とパワースペクトルの低周波数へのシフトといった現象が見られる⁽⁵⁾。本研究では、表面筋電図の振幅情報である整流化平均値(ARV: Averaged Rectified Value)と、周波数情報である平均パワー周波数(MPF: Mean Power Frequency)から各ストロークの筋疲労の変化を求めた。以下にARVとMPFの算出方法について述べる。

まず、1ストローク内で筋活動が盛んな場面を探るため、駆動トルクをもとに、ストローク毎の表面筋電図を切り出す。 j ストロークの ARV_j は次式で表される。

$$ARV_j = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} |x_j(t)| dt \quad (1)$$

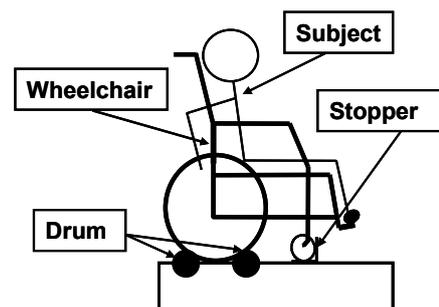


Fig.2. Experimental equipment for long-term operation

ここで、 $x_j(t)$ は、 j ストローク目のサンプル時刻 t での表面筋電図に対して、30Hzから350Hzの2次のバンドパスフィルタをかけたものであり、 T は解析区間長である。

また、ARV がどのように推移しているかを探るため、1～10ストローク目の平均ARVを基準として、各ストロークのARVを規格化した。その後、1～10ストローク目の平均ARVと190～200ストローク目の平均ARVを比較し、ARVの増加率を求めた。ARVの増加率 I は次式で表される。

$$I = \frac{\overline{ARV}_{190-200} - \overline{ARV}_{1-10}}{\overline{ARV}_{1-10}} \quad (2)$$

ここで \overline{ARV}_{1-10} 、 $\overline{ARV}_{190-200}$ はそれぞれ、1～10ストローク目と190～200ストローク目の平均ARVである。

同様に、 $x_j(t)$ に対し短時間フーリエ変換による周波数解析を行い、MPFを求めた。 j ストローク目のMPFは次式で表される。

$$MPF_j = \frac{\int_{f_l}^{f_h} f \cdot X_j(f) df}{\int_{f_l}^{f_h} X_j(f) df} \quad (3)$$

ここで、 $X_j(f)$ は表面筋電図 $\{x_j(t)\}$ を解析区間長500ms、シフト長10msで短時間フーリエ変換した際のパワースペクトルである。また、 $f_h=350\text{Hz}$ 、 $f_l=30\text{Hz}$ である。

4-2 筋活動量

事前に計測していた各被験筋の最大随意収縮(MVC: Maximal Voluntary Contraction)時のARVを100%として、各被験筋の全ストローク動作における平均振幅値を正規化し、筋活動量%ARVとして表した。

$$\%ARV = \frac{\overline{ARV}}{100\%ARV} \quad (4)$$

ここで、 \overline{ARV} は全ストロークのARVの平均値、 $100\%ARV$ は最大随意収縮時のARVである。

4-3 運動量

手動車いす操作の負担を評価する量の一つとして駆動トルクの時間積分値である運動量が有効であるとされている⁽⁶⁾。本研究でも、走行操作負担を評価する量の一つとして運動量を用い、200ストロークを通しての変化を求めた。

運動量(Momentum)は、ハンドリムの駆動力を時間積分した値である。ここで、 $T(t)$ を時刻 t における駆動トルク、 R をハンドリム半径とすると、駆動力 $W(t)$ は、

$$W(t) = \frac{T(t)}{R} \quad (5)$$

と表される。したがって、 j ストローク目の運動量 M_j は、

$$M_j = \int_{-T/2}^{T/2} W_j(t) dt \quad (6)$$

と表される。ここで $W_j(t)$ は j ストローク目のサンプル時刻 t での駆動力である。

5. 結果

5-1 筋疲労

200ストローク間の各被験筋の筋疲労の状態を探るため、ストローク数の増加に伴う規格化ARVとMPFの推移を求めた。Fig.3-Fig.7に被験者Aについての結果を示した。

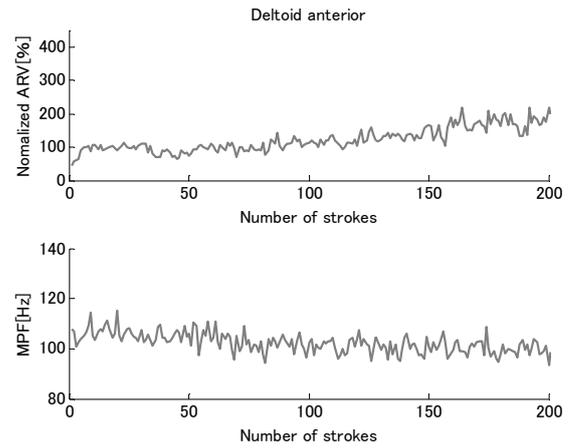


Fig.3. Normalized ARV and MPF of deltoid anterior

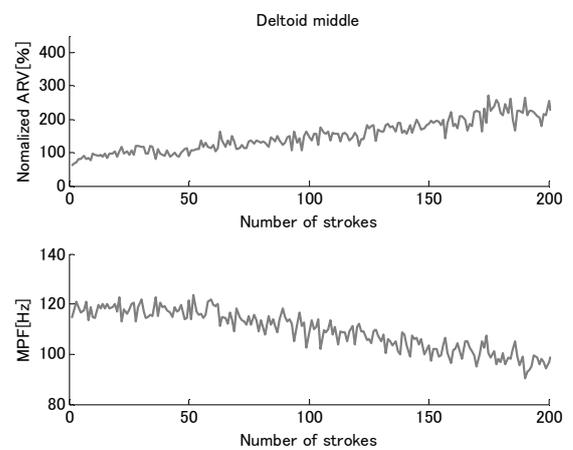


Fig.4. Normalized ARV and MPF of deltoid middle

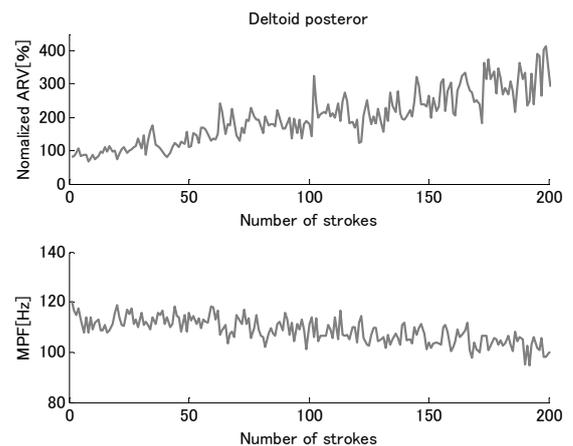


Fig.5. Normalized ARV and MPF of deltoid posterior

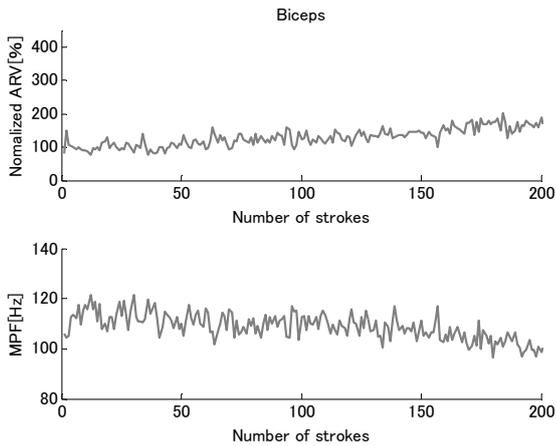


Fig.6. Normalized ARV and MPF of biceps

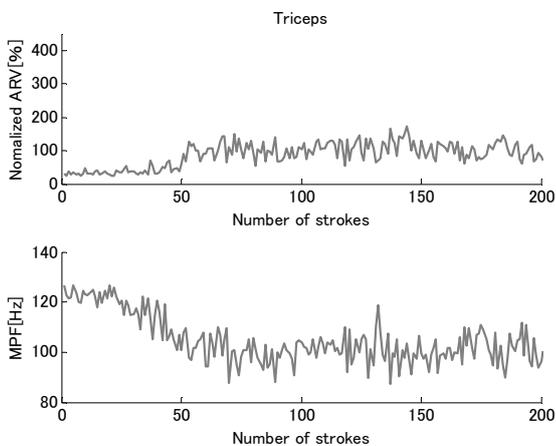


Fig.7. Normalized ARV and MPF of triceps

この被験者は、ストローク開始から、全ての被験筋において ARV の増加がみられた。三角筋前部、中部、後部では ARV が大きな変化を示し、ARV 増加率は各々、121%、180%、276%ほどであった。上腕二頭筋、上腕三頭筋では緩やかな変化を示し ARV 増加率は各々、65%、79%であった。

また、MPF は三角筋前部で 115Hz から 93Hz、三角筋中部で 123Hz から 90Hz、三角筋後部で 120Hz から 94Hz、上腕二頭筋で 121Hz から 96Hz、上腕三頭筋で 126Hz から 87Hz へと減少した。被験者 3 名ともに、ARV、MPF は同じような傾向を示した。

5-2 筋活動量

Fig.8 に各被験筋の 200 ストローク全体の各被験筋の筋活動量を示した。

三角筋前部、中部、三角筋後部において平均筋活動量は、各々 27%RMS、31%RMS、20%RMS の値を示し、200 ストロークを通して、三角筋前部では 20%RMS から 35%RMS、三角筋中部では 22%RMS から 41%RMS、三角筋後部では 12%RMS から 28%RMS の間で推移を示した。

また、上腕二頭筋、上腕三頭筋において筋活動量は各々、6%RMS、10%RMS と三角筋に比べ低い値を示した。上腕二頭筋では、5%RMS から 7%RMS、上腕三頭筋では 8%RMS から 12%RMS の推移を示した。

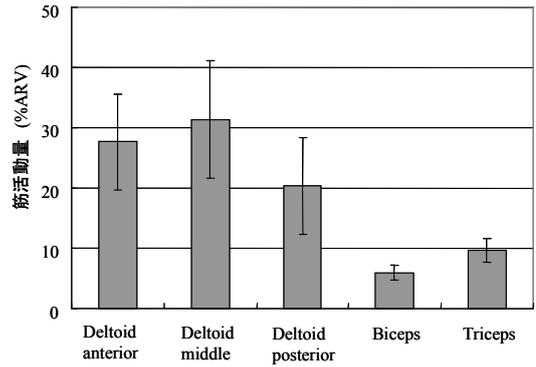


Fig.8. ARV of muscle activity

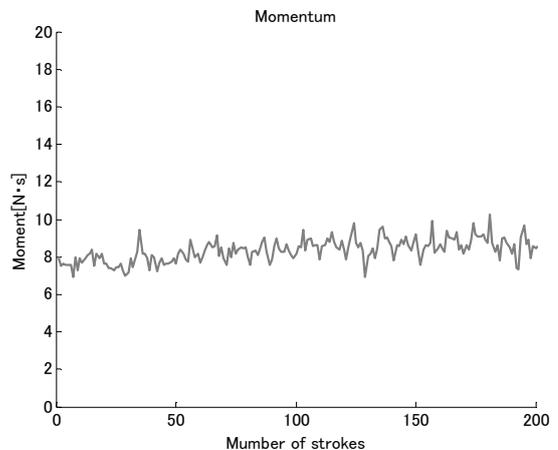


Fig.9. Momentum of number of strokes

5-3 運動量

Fig.9 に被験者 A についての 200 間の運動量を示した。運動量は 200 ストロークを通して大きな変化はみられず、 $7\text{N}\cdot\text{s}$ から $10\text{N}\cdot\text{s}$ を推移した。また、被験者 3 名ともに、運動量は同じような傾向を示した。

6. 考察

6-1 三角筋の筋疲労と筋活動量

車いす操作時の筋疲労に関して、肩の屈伸動作に関係する三角筋と、肘の屈伸に関係する上腕二頭筋、上腕三頭筋に分けて考察を行った。

三角筋前部、中部、後部において、ストローク数が増加するごとに ARV の値が増加した (Fig.3-Fig.5)。一方、ARV の増加に対して、MPF は減少した。このことから、ストローク数が増加するに伴い筋疲労が発生したと考えられる。

また、三角筋の ARV の増加率が大きい値を示しているのは、Fig.8 から三角筋前部、中部、後部の被験筋が筋活動量という点からも、10%RMS を超える強い筋活動を行っていることで、筋疲労が現れやすかったからであると考えられる。これは、実験後の被験者のアンケートで三角筋が最も疲れているという意見に一致した。三角筋が上腕二頭筋、上腕三頭筋より強い筋活動を示しているのは、三角筋の前部には、肩の屈曲動作であるハンドリムを押し出す役割があり、三角筋の中部、後部には、肩の伸展動作である手を離してから、ハンドリムを掴むまでの腕の引き上げ動作の役割があるため、手動車いすを推進するにあたり、三角筋は主要

な筋活動を占めていると考える。

このことから、手動車いすの連続使用においては、肩の三角筋に対して負荷が掛かりやすく、筋疲労しやすいと考察される。

6-2 上腕二頭筋・上腕三頭筋の筋疲労と筋活動量

上腕二頭筋、上腕三頭筋において ARV は、ストローク数が増加するごとに値が緩やかに増加していった (Fig.6-Fig.7)。さらに、ARV の緩やかな増加に対して、MPF は減少した。このことから、三角筋前部、中部、後部と同様に、ストローク数が増加するに伴いわずかに筋疲労が発生したと考えられる。

しかし、三角筋前部、中部、後部に比べ、上腕二頭筋、上腕三頭筋の ARV の増加率が小さいのは、Fig.8 から上腕二頭筋、上腕三頭筋が 5%RMS から 10%RMS と小さい値で筋活動を行っているの、筋疲労が現れにくかったからと考える。これは、実験後の被験者のアンケートで上腕二頭筋、上腕三頭筋はあまり疲れていないという意見に一致した。上腕二頭筋、上腕三頭筋が三角筋比べあまり強く筋活動していないのは、上腕二頭筋、上腕三頭筋はストローク動作において、肘関節を動作に合わせて、変化させる役割が主であり、三角筋に比べて車いすを推進に関して強い筋活動を必要としないからと考える。

このことから、手動車いすのストローク動作においては、上腕二頭筋、上腕三頭筋は三角筋に比べ負荷が掛かりにくく、疲労しにくい、連続使用に伴う操作負担も小さいと考える。

6-3 運動量

Fig.9 より、運動量は 200 ストロークを通して大きな変化はみられなかった。これは今回の実験において、ストロークのペースは被験者に任せて行っていたが、全体を通してペースはほぼ一定であったため、駆動トルクも同様に一定になったためと考え、結果、運動量が一定になってしまったと考える。また、平面を想定した実験であったため、車いすに掛かる負荷が一定になったことも、原因の一つと考える。

7. むすび

本研究では、手動車いすの連続的な操作を行ったときの使用者の表面筋電図と車いすの駆動トルクに注目し、ストローク回数と筋疲労、運動量との関係を明らかにし、使用者にかかる操作負担の評価を試みた。手動車いすのストローク動作においては主に、三角筋が強い筋活動を示すとともに、連続使用により筋疲労が発生した。また、上腕二頭筋、上腕三頭筋においては、三角筋ほど強い筋活動はみられなかったが、同様に筋疲労の傾向がみられた。運動量においては、ストロークのペースが一定であったため、大きな変化は得られなかった。

今後の課題としては、実際の平面走行や、スロープなどの傾斜を利用した走行を行い、筋活動と運動量、操作負担との関係を明らかにしていく。

参考文献

- (1) Rory A. Cooper, et al, Manual Wheelchairs Propulsion Biomechanics, “車いすシーティング国際セミナー 2002”, 日本リハビリテーション工学協会車いす SIG, pp5-9, 2002.
- (2) 米田郁夫, 糟谷佐紀, 阪東美智子, 末田統, 藤澤正一郎, 奥英久, 鎌田実, “手動車いすによる横断勾配走行時の負担と操作難易度の評価”, 日本機械学会論文集(C

編)71 巻 701 号, pp237-244, 2005.

- (3) 南波宏和, 大鍋寿一, “手動車いすの構成が筋活動に及ぼす影響”, 日本機械学会, 2002.
- (4) 黒川修行, 小宮秀明, 佐藤洋, “指定された運動強度と自覚的運動強度の関係を再考する”, 第 23 回健康医科学研究助成論文集, pp51-59, 2008.
- (5) 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵, “バイオメカニズム・ライブラリー 表面筋電図”, 東京電機大学出版局, 2006.
- (6) 米田郁夫, 糟谷佐紀, 阪東美智子, 末田統, 奥英久, “横断勾配が手動車いすの走行操作に及ぼす影響の定量的評価”, 日本機械学会, 第 3 回福祉工学シンポジウム講演論文集, pp47-50, 2003.
- (7) 大鍋寿一, 宮崎誠, 大越潤一, “手動車いすの推進ストロークと上肢筋活動”, 日本機械学会, 第 3 回福祉工学シンポジウム講演論文集, pp73-75, 2003.
- (8) Rory A. Cooper 著, 田中理, 大鍋寿一監修, “車いすのヒューマンデザイン”, 医学書院, 2000.