

# 高 H.P. 自操車の移乗時における身体的負担度解析に関する研究（第 1 報）\*

川田 剛資<sup>1)</sup> 五味 哲也<sup>2)</sup> 小山 俊博<sup>3)</sup> 遠藤 有紗<sup>4)</sup> 田尻 志保<sup>5)</sup> 川添 優樹<sup>6)</sup>  
直野 敬史<sup>7)</sup> 松岡 央貴<sup>8)</sup> 見坐地 一人<sup>9)</sup> 高橋 亜佑美<sup>10)</sup>

## Study on Quantification of Physical Burden during Transfer of High H.P. Vehicles with Driver Assistance Systems (First Report)

Takashi Kawada<sup>1)</sup> Tetsuya Gomi<sup>2)</sup> Toshihiro Koyama<sup>3)</sup> Arisa Endo<sup>4)</sup> Shiho Tajiri<sup>5)</sup> Yuki Kawasoe<sup>6)</sup>  
Norifumi Naono<sup>7)</sup> Hiroki Matsuoka<sup>8)</sup> Kazuhito Misaji<sup>9)</sup> Ayumi Takahashi<sup>10)</sup>

Transferring to a high-floor vehicle is difficult for wheelchair users, and there is a risk of fear and falling during the transfer. The purpose of this study is to analyze the transfer of wheelchair users using a musculoskeletal mathematical model, to understand the differences in muscle load caused by the difference in H.P. Therefore, using a driver's seat jig with a variable height of H.P., quantitative analysis was conducted on transferring from wheelchair to seat and the degree of muscle and joint load during these movements. The results of these analyses clarified the differences in physical burden caused by variations in H.P.

**Key Words:** human engineering, biomechanics, ease of egress and ingress, wheelchair, welfare vehicles

### 1. まえがき

自動車の利用において、最初の動作は乗り込むことで性別、年齢、体格、身体能力の差に関係なく行われる。自動車を利用するすべてのユーザーにとって、乗降性は容易に、快適に出入りできるかが重要であり、自動車の使いやすさにつながる。

これまで、乗降時の身体的負担に関する研究<sup>[1][2][3]</sup>は多く行われているが、車いすユーザーを対象とした乗降時の身体的負担に関する研究は数少ない。<sup>[4]</sup>車いすユーザーが乗降時に重視する点として、329 名を対象とした普段運転している自動車の車高（タイヤ接地面から車の最上部まで）に関してのアンケート結果<sup>[5]</sup>では、8 割が 150cm 以下のもので乗りやすさを重視した結果となっている。そのため、車いすユーザーの中には SUV 等の高床車種に興味をもっているものの、Hip Point（以下 H.P.）が高いことで車いすからの移乗は難しく、移乗の際に恐怖感や転倒リスクがあることから購入を控えていると考える。

本研究では、車いすユーザーの移乗動作を、筋骨格数理モデルを用いて解析し、H.P.の違いによる筋負荷の差異を定量的に明らかにすることを目的とする。そこで、H.P.の高さが可変できる運転席治具を用いて、移乗動作とその動作における筋肉と関節の負担度に関して定量的な解析を行った。

### 2. 解析手法

図 1 に示す筋骨格数理モデルとは、骨格モデルと筋肉モデルを用いて人体のあらゆる動作のシミュレーションを可能にするモデルである。本研究で用いる筋骨数理モデルの骨格モデルは SCOTT L. DELP<sup>[6]</sup>らの上肢筋骨格モデルを利用する。そして、筋肉モデルは図 2 に示す F. E. Zajac<sup>[7]</sup>が提案した Hill タイプモデル<sup>[8]</sup>を利用する。



Fig.1 Musculoskeletal mathematical model

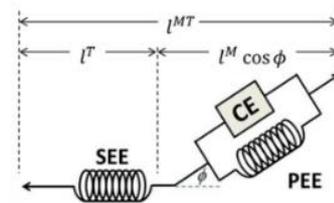


Fig.2 Hill type model

計測から得られた体格情報と動作データをもとに、図 3 に示す剛体リンクモデルを作成した。この剛体リンクモデル及び筋電位データから筋骨格モデル動作解析ソフトウェアの SIMM<sup>[9]</sup>を用いて、研究対象者に合った筋骨格数理モデルの構築を行った。このモデルを用いて逆運動学計算及び逆動力学計算を行うことで、関節トルクと筋活性度を推定し、各筋肉における筋トルクを求める。そして、筋トルクを用いることで角運動量、関節トルクを用いることで駆動パワーを求める。

\*2025 年 3 月 6 日自動車技術会関東支部学術研究講演会において発表。

1) 日本大学大学院 生産工学研究科 数理情報工学専攻 (275-8575 千葉県習志野市泉町 1-2-1)

2)・3)・4) 本田技研工業株式会社 (321-3321 栃木県芳賀郡芳賀町下高根 4630)

5)・6)・7)・8) ホンダ太陽株式会社 (879-1505 大分県速見郡日出町大字川崎 3968 番地)

9)・10) 日本大学 生産工学部 数理情報工学科 (275-8575 千葉県習志野市泉町 1-2-1)

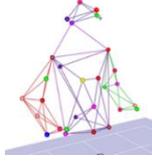


Fig.3 Rigid body link model

## 2.1. 筋活性度の推定

各筋肉の活性度の推定として、動作時における関節位置や静止データを入力し、逆運動学計算によって各関節角度、各関節まわりの駆動トルクを求める。そして、逆運動学計算によって求めた各関節まわりの駆動トルクから筋活性度を推定し、逆動力学計算によって各関節における各筋肉まわりの駆動トルクを算出する。例として、肩関節の外転動作時の模式図を図4に示す。

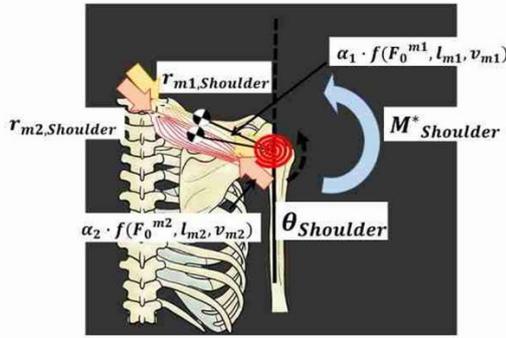


Fig.4 Driving torque of muscles around the shoulder joint

式(1)を満たし、筋活性度 $\alpha_i$  ( $0 \leq \alpha_i \leq 1$ )の残差の2乗が最小となる $\alpha_i$ の組み合わせを求める。

$$\sum_{i=0}^n \{\alpha_i \cdot f(F_0^i, l_i, v_i)\} \cdot r_{i,j} = M_j^* \quad (1)$$

ここで、 $i$ は $i$ 番目の筋肉を表わして、 $j$ は $j$ 番目の関節を表している。 $F_0^i$ は $i$ 番目の筋肉の最大等尺性収縮力、 $l_i$ は $i$ 番目の筋肉の力-長さ関係、 $v_i$ は $i$ 番目の筋肉の力-速さ関係を表し、これらは筋肉の性能を示している。 $M_j^*$ は駆動トルク、 $r_{i,j}$ は $i$ 番目の筋肉の関節中心からのモーメントアーム長を示す。モーメントアーム長 $r_{i,j}$ は $l_i$ と関節周りの角度 $\theta$ により式(2)から求める。

$$r_{i,j} = \frac{dl_i}{d\theta_j} \quad (2)$$

式(1)により求めた筋活性度 $\alpha_i$ に最大筋力の関数 $f(F_0^i, l_i, v_i)$ とモーメントアーム長 $r_{i,j}$ を掛け合わせることで、 $j$ 番目の関節まわりに対する $i$ 番目の筋肉における筋トルク $M_{i,j}$ となる。以下、式(3)に示す。

$$M_{i,j} = \alpha_i \cdot f(F_0^i, l_i, v_i) \cdot r_{i,j} \quad (3)$$

## 2.2. 駆動パワーの算出

関節まわり駆動トルク $M_j^*$ に対して角度で積分し、運動時間 $t_1 \sim t_2$ の時間で割ることで、単位時間当たりの本質的な運動性能を示す駆動パワー $P_j$ を求めることが出来る。上記のことから式(4)が得られる。

$$P_j = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{\theta_j(t_1)}^{\theta_j(t_2)} M_j^* d\theta \quad (4)$$

## 2.3. 角運動量の算出

次に各関節における各筋肉の角運動量を求めるための運動方程式を構築する。式(3)で求めた $j$ 番目の関節に対する $i$ 番目の筋肉の筋トルク $M_{i,j}$ から、式(5)に示す運動方程式が求まる。

$$I_{i,j} \cdot \ddot{\theta}_{i,j} + k_{\theta,j} \cdot \dot{\theta}_{i,j} = M_{i,j} \quad (5)$$

ここで、 $I_{i,j}$ は $j$ 番目の関節まわりに対する $i$ 番目の関節の筋肉における慣性モーメントを、 $k_{\theta,j}$ は $j$ 番目の関節まわりの回転ばね特性を示す。 $\theta_{i,j}$ は $j$ 番目の関節まわりに対する $i$ 番目の筋肉における角加速度を示す。ここで、関節部をピン接合と仮定すると $k_{\theta,j} = 0$ となり、式(6)が得られる。

$$I_{i,j} \cdot \ddot{\theta}_{i,j} = M_{i,j} \quad (6)$$

式(6)の両辺を運動の1周期にあたる $t_1 \sim t_2$ で定積分すると式(7)となり、式(7)の左辺を整理すると角運動量を示す式(8)が得られる。

$$I_{i,j} \int_{t_1}^{t_2} \ddot{\theta}_{i,j} dt = \int_{t_1}^{t_2} M_{i,j} dt \quad (7)$$

$$I_{i,j} \cdot \dot{\theta}_{i,j}(t_2) - I_{i,j} \cdot \dot{\theta}_{i,j}(t_1) = \int_{t_1}^{t_2} M_{i,j} dt \quad (8)$$

## 3. 実験方法

### 3.1 実験概要

車いすから運転席座席への移乗動作時のH.P.高さの違いによる身体的負担度の差異を把握するために図5に示す運転席治具を用いて実験を行った。車いすから運転席座席への移乗動作の模式図を図6に示す。

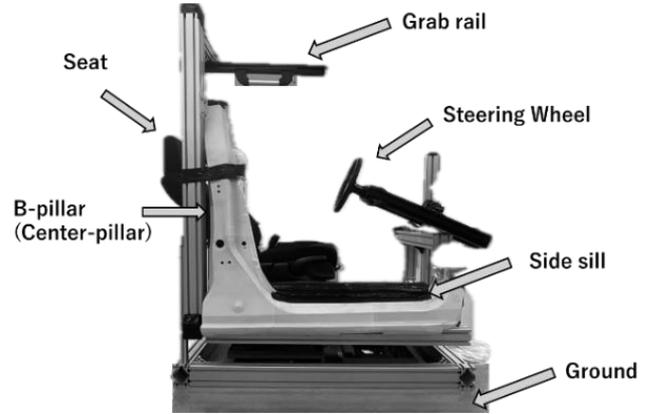


Fig.5 Driver's seat jig

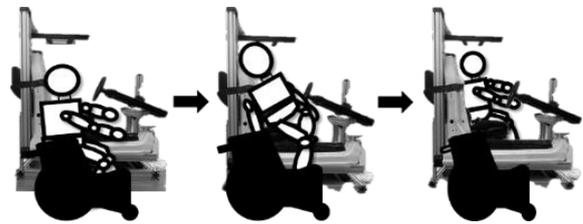


Fig.6 Schematic diagram of transferring from wheelchair to seat

### 3.2 実験条件

#### (1) 実験条件

H.P.の高さを569mm、644mmと変化させて実験を実施した。図7にH.P.位置を示す。

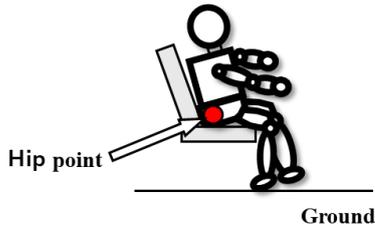


Fig.7 Hip point

(2)研究対象者

研究対象者は下半身(腰または臍あたりより下)に障がいのある車いすユーザーの5名で、本実験は Honda の研究開発に於ける生命倫理委員会の承認(100HM-019H)を得て行った。研究対象者は自由意志での参加であり、事前に実験責任者から口頭および書面で本研究の目的、内容および参加者の権利を十分に説明し、書面にて参加の同意を得ている。表 1 に研究対象者 5 名の基本情報を示す。

Table.1 Physical profile of the participants

Participant	Age [years]	Gender	Height [cm]	Weight [kg]	Dominant hand
A	42	Female	154.3	36.8	Right-handed
Participant	Age [years]	Gender	Height [cm]	Weight [kg]	Dominant hand
B	25	Male	169.0	84.0	Right-handed
Participant	Age [years]	Gender	Height [cm]	Weight [kg]	Dominant hand
C	45	Female	161.0	53.0	Right-handed
Participant	Age [years]	Gender	Height [cm]	Weight [kg]	Dominant hand
D	52	Male	165.0	56.0	Right-handed
Participant	Age [years]	Gender	Height [cm]	Weight [kg]	Dominant hand
E	31	Male	174.0	77.5	Right-handed

また、図 8 に車いすの高さについて、表 2 に研究対象者が普段使用している車いす情報について示す。

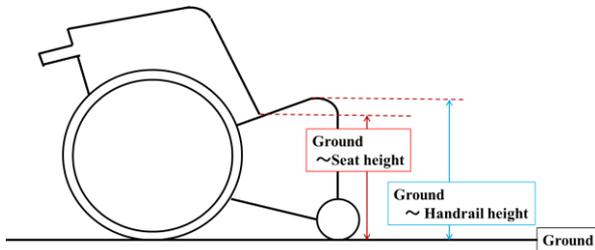


Fig.8 Wheelchair height

Table.2 Wheelchair Dimensions Information

Participant	Wheelchair type	Wheelchair Weight[kg]
A	Folding wheelchair	13.2
B	Folding wheelchair	11.2
C	Folding wheelchair	12.5
D	Folding wheelchair	12.0
E	Disassembled wheelchair	12.5

Participant	Ground~Seat height[cm]	Ground ~ Handrail height[cm]
A	51.8	67.2
B	50.0	66.5
C	52.0	66.5
D	51.0	60.5
E	52.5	66.6

(3)計測方法

それぞれの高さで 3 回の移乗動作を研究対象者にさせ、そのときの「3次元座標データ」, 「筋電位」, および高さごとに負担に関する「主観評価アンケート」を実施した。

図 9 に示すように運転席治具を取り囲む形でモーションキャプチャカメラを 6 台設置した。研究対象者の上半身に反射マーカを貼付し、3次元座標データを取得した。また、筋電計は「胸鎖乳突筋」「三角筋(鎖骨部)」「長掌筋」の左右に計 6 台貼付した。図 10 に反射マーカと筋電計貼付位置を示す。



Fig.9 Position of the Motion Capture Cameras

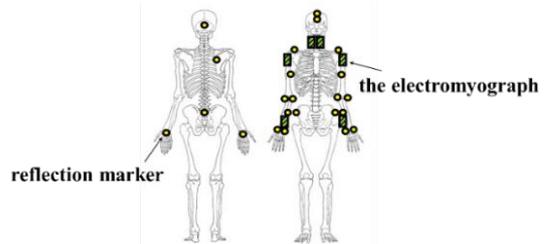


Fig.10 Position of paste reflection marker and the electromyograph

4. 解析結果

図 11 に肩関節の代表的な動作である伸展屈曲動作(shoulder\_elevation), 内転外転動作(elevation\_angle), 内旋外旋動作(shoulder\_rotation)を示す。解析結果では、右肩関節の伸展屈曲動作の解析結果に注目する。また、注目した肩関節まわりの筋肉の位置に関して、図 12 に三角筋、図 13 に広背筋を示す。

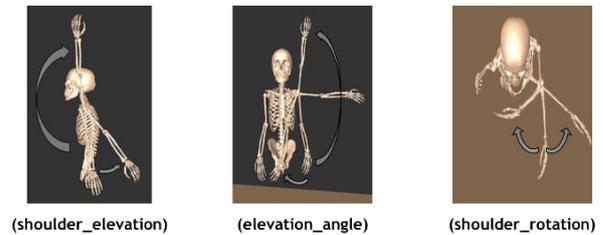


Fig.11 Typical movement of the shoulder joint



Fig.12 deltoid

Fig.13 latissimus dorsi

4.1 移乗(車いすから運転席治具)

解析対象とした動作は、車いすから運転席治具に座るまでとし、解析結果はそれぞれの高さで 1 回分である。

(1)右肩関節の駆動パワー

図 14 に研究対象者 5 名の右肩関節の伸展屈曲動作時の駆動パワーの H.P.高さ比較を示す。横軸が研究対象者、縦軸が右肩関節の駆動パワー[W]の比較を示す。図 14 の結果から研

研究対象者 5 名ともに H.P.が低いときの方が、駆動パワーが大きいことがわかった。H.P.が低いときの方が身体を持ち上げてから、運転席座面に殿部が付くまでの右肩関節の持ち下げ動作の高さの違いから生じたものと考えられる。

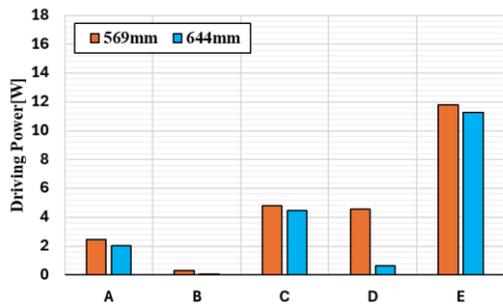


Fig.14 Comparison of 569mm and 644mm driving power

### (2)右肩関節まわりに作用する筋肉の角運動量

図 15 に研究対象者ごとの三角筋の H.P の違いによる角運動量の比較を示す。横軸がそれぞれの研究対象者、縦軸が角運動量[Nms]を示す。伸展屈曲動作時に右肩関節で突出して負担がかかった筋肉は研究対象者 5 名とも三角筋で、図 15 の結果から研究対象者 4 名で H.P.が高いときの方が三角筋への負担が大きいことがわかった。研究対象者 C では H.P.が高いときの方が低いときに対して、約 2.4 倍であった。一方で、研究対象者 A は、H.P.が低いときの方が高いときに対して、約 1.2 倍であった。H.P.が高いときの方が身体を運転席座面まで持ち上げる高さが高くなるため、負担も大きくなる傾向があると考えられる。

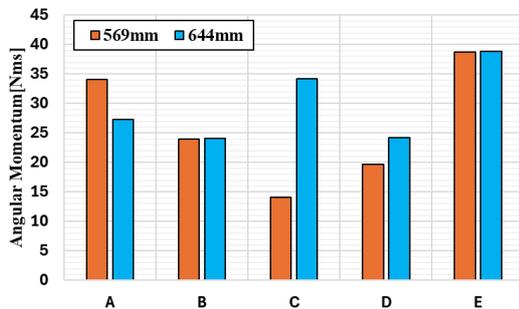


Fig.15 Angular Momentum of deltoid muscle

図 16 に広背筋の H.P.の違いによる角運動量の比較を示す。横軸がそれぞれの研究対象者、縦軸が角運動量[Nms]を示す。図 16 の結果から研究対象者 B, D では研究対象者 A, C, E と異なり、三角筋の負担が少ないが、広背筋の負担が高い傾向にあった。研究対象者 B, D は右肩関節にかかる負担を背中に分散させており、背中の筋肉が有効活用されているとも考えられる。

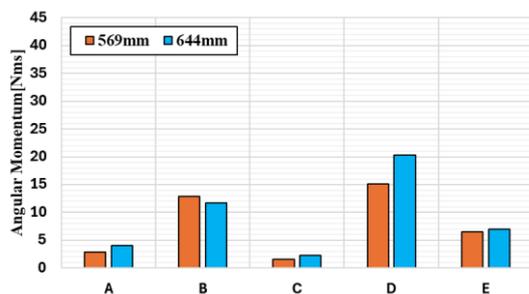


Fig.16 Angular momentum of latissimus dorsi

## 5. まとめ

本研究で示す車いすユーザーの自動車移乗時における身体的負担度解析の結果から以下のことが得られた。

- 1) 本論で示す手法により、H.P.の違いによる右肩関節まわりの筋肉の負担度の差異に関して、物理量で定量化できた。
- 2) 右肩関節の駆動パワーに関して、移乗時では H.P. が低いときに駆動パワーの値が大きくなる傾向がみられた。
- 3) 右肩関節まわりの筋肉の角運動量に関して、研究対象者 5 名とも移乗動作では三角筋に一番負担がかかった。また、研究対象者によって広背筋に負担が分散されている傾向がみられた。

今後の展開として、研究対象者の障がいの度合いや移乗時のフィードバック評価を含めて、H.P.高さの違いによる身体的負担度に関してのより詳細な解析を進めていきたい。加えて、車いす持ち上げ動作に関する身体的負担度の解析を行っていく。また、解析精度を検証することで評価方法の構築につなげたい。さらに、これらの結果を車いすユーザーの身体的負担の軽減につながる車両設計や移乗支援器具の開発の一助としたい。

## 謝辞

本研究の実施にあたり、本田技研工業株式会社およびホンダ太陽株式会社の皆様から多大なるご支援・ご協力を賜りました。この場をお借りして、深く感謝申し上げます。

## 参考文献

- (1) 中本一彦, 渥美文治, 小寺治行, 金森等: 乗降時の筋負担定量研究, 自動車技術会論文集, No34-3 pp.117-120(2003)
- (2) 佐々木紀和, 小竹元基, 鎌田実, 岡本宜久, 武田雄策: 自動車乗降時における上肢の身体負担への影響と負担評価, 自動車技術会学術講演会前刷 No.140-09, pp.19-22(2009)
- (3) 桜井慎吾, 正長谷和徳, 荒井隆輔, 村木豊, 堀田英則, 楽松武: 筋骨格モデルによる自動車乗降時の運動評価, 日本機械学会関東支部総会講演会講演論文集 No20 (2014)
- (4) 片岡正教: 脊髄損傷者の自動車運転自立支援に関する研究:自動車への移乗動作における運動学的特徴の分析, 大阪府立大学大学院博士後期課程論文,(2012)
- (5) 種田克典, 佐藤記道, 徳田克己: 脊髄損傷者が運転する自動車の改造の要望に関する調査, 自動車技術会論文集, No35-3, pp.229-234(2004)
- (6) Delp S., Loan P., Hoy M., Zajac F. E., Fisher S., Rosen J.: An interactive graphics -based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, 37(8), pp.757 -767, 1990.
- (7) F. E. Zajac. :Muscle and tendon: Propenies. models, scaling, and application to biomechanics and motor control," in CR C Critcalapplication to biomechanics and motor control," in CRC Critcal vol. 17. Issue4. pp, 359 -411, 1989
- (8) Hill A.V:The heat of shortening and the dynamic constans of muscle.Ploceedings of the Royal Society, 126, pp.136-195, 1938
- (9) Delp S.L, Loan J.P:A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement, IEE E Computing in Science and Engineering. vol. 2, pp.46-55, 2000