

筋骨格モデルを用いた車いす駆動動作の解析

Evaluation of Wheelchair Propulsion using a Three-Dimensional Musculoskeletal Model

○ 伊藤 翔太 (岩手大) 佐々木 誠 (岩手大) 長田 仁也 (岩手大)

三浦 弘樹 (一関高専) 山口 昌樹 (岩手大)

Shota ITO, Makoto SASAKI, Masaya OSADA, Iwate University

Hiroyuki MIURA, Ichinoseki National College of Technology, Masaki YAMAGUCHI, Iwate University

Abstract: This study was conducted to quantify the joint force, muscular tension, and energy consumption using a three-dimensional musculoskeletal model of human body. For the tests, we used a special wheelchair simulator that can imitate different road conditions by adding different resistance forces to the driving wheels. Five healthy male subjects were enrolled. Subjects were asked to perform 3-min wheelchair propulsion sessions on the wheelchair simulator and to try to maintain the driving speed by observing a computer screen showing the target speed (2.5 rad/s) and the actual driving speed. Tests were conducted for three levels of surface inclination (flat surface, climbing a slope with 3-deg inclination, and climbing a slope with 6-deg inclination). The joint force, muscular tension and energy consumption were calculated using a three-dimensional musculoskeletal model as the evaluation indexes of physical load. Results show that the physical loads increased as the surface inclination increased from 0 deg to 6 deg. Our method is anticipated for use in evaluating the adaptability of the user to the wheelchair.

Key Words: Wheelchair propulsion, Musculoskeletal model, Physical load, Energy consumption

1. 緒言

車いす設計において、使用者の身体運動機能や身体寸法、座位などに対する適合が不適切な場合、上肢の筋骨格系や神経系に2次的障害が生じ、残された上肢機能での移動のみならず、多くの日常生活に支障をきたす恐れがある。そこで、著者らは、関節筋腱板や尺骨神経の損傷、手根管症候群などの2次的障害の問題を改善するために、個々人の身体機能や使用目的に適した駆動方式の選択と、その駆動位置・姿勢の最適化を行う車いす適合支援システムの開発を進めている⁽¹⁾。

本研究では、車いすの設計指標を構築するために、車いすシミュレータを用いた基礎的な駆動実験を実施し、3次元筋骨格モデルと呼気ガス分析を用いて算出した身体負荷について、比較検討することを目的とした。

2. 車いす駆動実験

被検者は、健康成人男性4名(年齢 22.2 ± 0.4 歳, 身長 172 ± 6.7 cm, 体重 59.6 ± 5.0 kg, mean ± SD)とした。実験には、車いすシミュレータを用い、被検者がハンドリムに加えた駆動力と設定した走行抵抗に応じて、駆動輪の回転角度を制御した。走行抵抗は、スロープ角度が0°(平坦)、3°、6°に相当する負荷としてそれぞれ与えた。被検者は、シミュレータの前方に設置したスクリーンで走行速度を確認しながら、走行速度を2.5rad/sに維持するように、3分間の駆動を行った。駆動中の身体運動は、12台の赤外線カメラで構成したモーションキャプチャシステム(OptiTrack; Natural Point Inc.)により計測した。駆動力は、ハンドリムと車軸の間に組み込んだ6軸力覚センサ(IFS-67M25T50-M40BS-ANA; Nitta Corp.)を用いて計測した。また、身体消費エネルギーを比較するために、呼気ガス分析装置(Cpex-1; Inter Reha Corp.)を用いて、駆動時の酸素摂取量の測定を同時に行った。酸素摂取量は、駆動開始前の15分間にも測定を行い、これを安静時酸素摂取量と定義した。以上の実験を各条件ごとに2回ずつ行った。また、疲労の影響を考慮して、各条件の間に1日以上インターバルを設けた。

3. 解析方法

モーションキャプチャシステムで計測した車輪の回転角度、回転中心位置、手のひら位置の各情報をもとに、車軸部で計測した駆動力から、ハンドリムに加えた力とモーメントを算出した。そして、全身の3次元身体運動と、ハンドリムに加えた力とモーメントの計測値を用いて、生体内力のモデル解析を行った(図1)。解析には、筋肉997、腱50、靭帯125、軟骨34の全要素1206で構成される3次元筋骨格モデル(nMotion muscular; nac Image Technology Inc.)を用い、実測困難な関節反力、関節トルク、筋張力、筋収縮速度などを推定した。また、各筋の張力と収縮速度の積を時間積分することで、消費エネルギー E_{hm} を算出した。

$$E_{hm} = \sum_{j=1}^n \int |F_j \times v_j| dt \quad (1)$$

ここで、 j は駆動に要した筋の数(166筋)、 F は筋張力、 v は筋収縮速度である。

モデル解析と比較するために、呼気ガス分析で得られる酸素摂取量から消費エネルギー E_{hg} を計算した。

$$E_{hg} = 1.05 \times METS \times Wt \quad (2)$$

ここで、 $METS$ (metabolic equivalents)は駆動時酸素摂取量と安静時酸素摂取量の比から得られる運動強度、 W は体重、 t は駆動時間である。安静時代謝量1 $METS$ は、酸素摂取量にして3.5 ml/(min · kg)に相当する⁽²⁾。

車いすの駆動効率 E_w は、車いすの走行に使われたエネルギー E_w と人が消費したエネルギー E_{hm} の比で定義した。

$$Efficiency = E_w / E_{hm} \quad (3)$$

車いすのエネルギー E_w は次式で与えた。

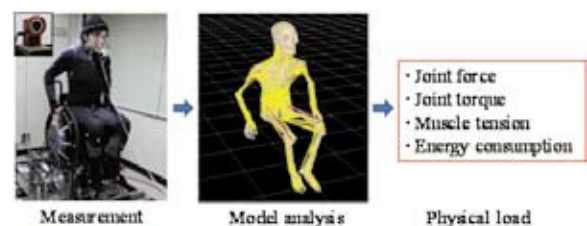


Fig.1 Analytical procedure

$$E_{wi} = \sum_{i=1}^2 \int |\tau_{hi} \dot{\theta}_i| dt \quad (4)$$

ここで、 i は駆動輪の数、 τ_{hi} は各駆動輪軸周りの駆動トルク、 $\dot{\theta}_i$ は各駆動輪の角速度である。

4. 結果と考察

筋骨格モデル解析により算出した筋張力のピーク値を、被検者4名の平均値として図2に示した。m1~m13は、右腕の主要筋であり、それぞれ腕橈骨筋、上腕筋、烏口腕筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋長頭、上腕三頭筋外側頭、大円筋、三角筋鎖骨部、三角筋肩棘部、三角筋肩峰部、大胸筋、肩甲下筋、小円筋を表す。筋張力のピーク値は、スロープ角度が増すに従い、増加する傾向が見られた。

筋張力を考慮した肩関節反力のピーク値は、図2と同様に、スロープ角度と共に増加する結果となり、身体負荷の増加が確認された(図3)。しかしながら、各条件での駆動効率に着目すると、 14.4 ± 1.1 、 15.9 ± 1.6 、 $18.3 \pm 10.2\%$ のように、スロープ角度の増加に伴って効率が高くなる結果となった。この相反する結果は、駆動効率を指標として適合した車いすは、筋や関節などに過度の生体内負荷を要求する危険性を示しており、従来手法による駆動効率の評価だけでは、車いすと使用者との適合性を十分に評価できない可能性が示唆された。

消費エネルギーの結果を図4に示した。筋骨格モデル解析から算出した消費エネルギーは、酸素摂取量から算出した消費エネルギーよりも、1/4倍程度の値を示した。この要因としては、消費エネルギーの計算に上肢運動に直接関係する筋の負荷のみを考慮したことや、短縮性、伸長性、等尺性収縮などの筋の収縮様式が考慮されていないことなどが考えられる⁽³⁾。また、全被検者に対する消費エネルギーの決定係数は、個人差の影響から $R^2=0.37$ と低値を示したが、各被験者ごとの消費エネルギーでは、比較的線形傾向にあることが観察された。

本研究では、個人に適したハンドリム位置などを効率良く探索する車いす適合支援システムの開発を目指しているが、呼吸ガス分析を用いて複数条件の消費エネルギーを比較するためには、疲労の影響が測定データに現れないように、各条件での実験ごとに十分な休息を設ける必要があり、本提案システムに利用することは困難である。一方、筋骨格モデル解析を利用する場合は、複数条件の実験を連続的に行うことができるため、消費エネルギーの推定精度を向上させることで、個人に適した駆動条件を短時間に探索できる可能性がある。今後は、個人差や筋の収縮様式を考慮した消費エネルギーの計算方法を検討するとともに、その妥当性について検証する必要がある。

5. 結論

本研究では、車いす駆動における身体負荷を、関節反力、筋張力、筋消費エネルギーとして定義し、3次元筋骨格モデルを用いてその推定を行ったところ、スロープ角度の増加に伴って、身体負荷が増加することが確認された。その一方で、身体負荷が大きくなるほど駆動効率が高くなる傾向も示され、従来手法による駆動効率の評価だけでは、車いすの適合性を十分に評価できない可能性が示唆された。また、モデル解析を用いた消費エネルギーと、酸素摂取量から算出した消費エネルギーを比較したところ、4倍程度値が異なる結果となり、筋の収縮様式などを考慮した推定方法の検討が今後必要と考えられた。

なお、本研究の一部は、公益財団法人立石科学技術振興財団研究助成の支援を受けて実施された。

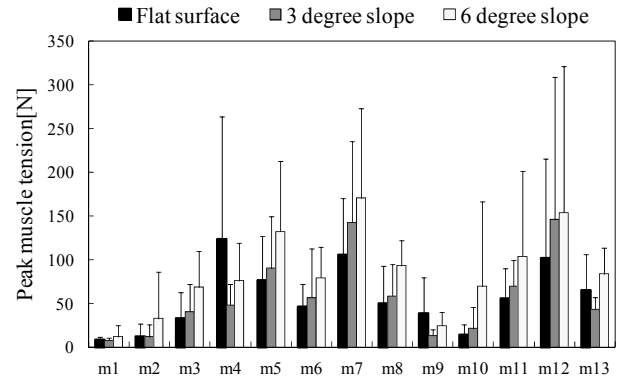


Fig.2 Peak muscle tension of upper limb

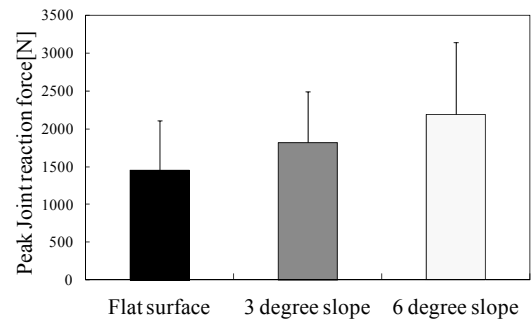


Fig.3 Peak joint force of shoulder joint

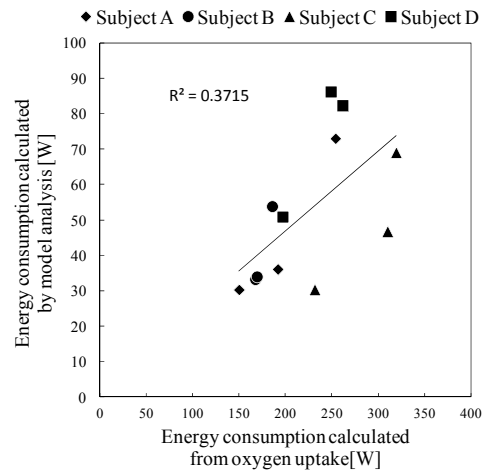


Fig.4 Relation between the energy consumption calculated using musculoskeletal model and the energy consumption calculated from the oxygen uptake

参考文献

- (1) Makoto Sasaki, Takumi Kimura et al., "Simulator for optimal wheelchair design", Journal of Robotics and Mechatronics, vol.20, no.6, pp.854-862, 2008.
- (2) Ainsworth, B.E., Haskell, W.L. et al., "Compendium of Physical Activities: An update of activity codes and MET intensities", Medicine and Science in Sports and Exercise, vol.32, pp.S498-S516, 2000.
- (3) Yoshihiro Ehara, Masatoshi Beppu et al., "Estimation of energy consumption during level walking", Journal of the Society of Biomechanisms Japan, vol.10, pp.163-172, 1989.