

足こぎ車いす走行時の下肢 3次元モデルの精度評価

Assessment of a Three Dimensional Model of Human Leg in Driving a Cycling Wheelchair

○石川玲美*, 杉田典大*, 阿部誠*, 吉澤誠**, 関和則***, 半田康延***

Remi Ishikawa*, Norihiro Sugita*, Makoto Abe*,
Makoto Yoshizawa**, Kazunori Seki***, Yasunobu Handa***

*東北大学大学院工学研究科, **東北大学サイバーサイエンスセンター,
***仙台保健福祉専門学校

*Graduate School of Engineering, Tohoku University

**Cyberscience Center, Tohoku University

***Sendai School of Health and Welfare

キーワード: 3次元モデル (Three Dimensional Model), 足こぎ車いす (Cycling Wheelchair),
精度評価 (Accuracy Evaluation)

連絡先: 〒980-8578 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-3,
東北大学大学院 工学研究科 吉澤・杉田研究室 石川玲美
Tel.: (022)795-7130, Fax.: (022)795-7129,
E-mail: r-ishikawa@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

生活習慣や高血圧を原因として発症する脳血管疾患（脳卒中）の患者数は、2011年において124万人と非常に多く、毎年新たに25万人以上が脳卒中を発症していると言われている [1]。加えて発症者に後遺症が残る割合は約6割とされており、運動障害や失語症のように、日常生活に支障をきたす後遺症が多い。特に下肢に障害を負った患者は歩行が困難となり、日常生活を営む上で車いすが必要不可欠となる。しかし一般に利用されている車いすは、下肢を全く使用しない手動式や電動式のもので主であるため、筋力や心肺機能の低下を引き起こす廃用症候群を発症する恐れがある。

そこで近年、脳卒中片麻痺患者が日常生活の中でリハビリテーションを行う機器として、足こぎ車いすが利用をされ始めている (Fig.1)。この足こぎ車いすは健常側の脚力によりペダルを漕いで移動を行うことができ、ペダルを漕ぐこ



Fig. 1 足こぎ車いす (TESS社製, Profhand)

とで麻痺足が動かされるため、関節が拘縮する廃用症候群の予防につながると考えられている。しかし足こぎ車いすを用いた屋外でのリハビリテーションは危険が伴い、また室内であっても広いスペースを必要とする等の問題点が存在した。そこで先行研究では、バーチャルリアリティを活用したリハビリテーション・システムの研究・開発が行われてきた [2][3]。これにより安全かつ省スペースでのリハビリテーションが可能となったが、これらの先行研究ではこのシステムを用いた際の患者の運動機能の変化を詳しく評価していない。

そのため我々の研究グループでは、足の2次元モデルを用いて足が出力するトルクを推定し、下肢の運動機能を詳しく評価する指標を提案してきた [4]。これにより自重等の影響を除いて足が出力するトルクのみを評価することが可能となったが、一部の脳卒中片麻痺患者にみられる外転運動についてはトルクを正しく推定することができない。これは、外転運動では足こぎ車いす走行時に麻痺足が外側に開いて3次元の運動を行うためである。

そこで本研究では、先行研究で用いていた足の2次元モデルを3次元モデルに拡張し、外転運動に対応した下肢の運動機能の評価指標を提案することを目的とする。本稿では足の3次元モデルを構築し、健常者を被験者として提案モデルの精度評価を行った。

2. 方法

2.1 システムの概要

研究で用いたバーチャルリアリティによるリハビリテーションシステムの全体を Fig.2 に示す。クランク角を取得するために、足こぎ車いすの車軸に直接ロータリエンコーダを取り付け、ペダルにかかる力の計測とペダル角の推定をするために、ペダル部にはフォースプレート(テック技販社製, M3D-FP-U)を設置した。このフォースプレートは3軸力覚センサ, 3軸加速度セン

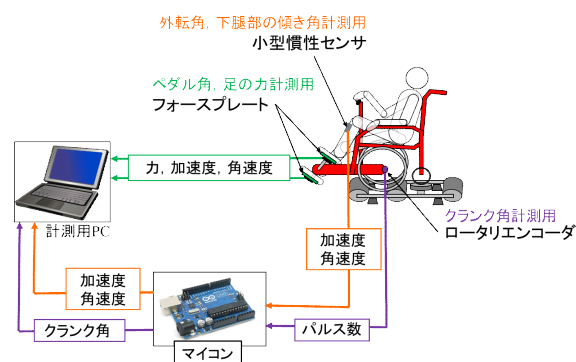


Fig. 2 システムの概要

サ, 3軸ジャイロセンサを内蔵しており、カットオフ周波数10 Hzのローパスフィルタを通してデータが出力される。さらに外転の角度や下腿部の傾き角度を推定するために小型慣性センサ(ATR-Promotion社製, WAA-010)を被験者の下腿部に取り付けた。この小型慣性センサは3軸加速度センサ, 3軸ジャイロセンサを内蔵しており、出力データには10 Hzのローパスフィルタを通してしている。ペダルの角度はフォースプレート内の加速度, ジャイロセンサの測定値に、外転の角度や下腿部の傾き角度は小型慣性センサの測定値にカルマンフィルタを適用することでそれぞれ推定を行った。

2.2 足の3次元モデル

2.2.1 モデルの概要

先行研究で用いていた足の2次元モデル [5] を Fig.3 (a) に示す。ここで, l_h , l_k はそれぞれ大腿部, 下腿部の長さを示す。また, J_a , J_k , J_h はそれぞれ足首関節, 膝関節, 股関節を表す。このモデルは3自由度としており, 股関節, 膝関節, 足首関節それぞれを1自由度と定義している。そのため, 矢状面上の動きのみを推定することが可能である。

次に2次元モデルを拡張して構築した足の3次元モデルを Fig.3 (b) に示す。ここで, S_1 から S_7 は各関節の自由度, γ , θ_r , θ_l , β , α はそれぞれの自由度の変化角度である。足の3次元

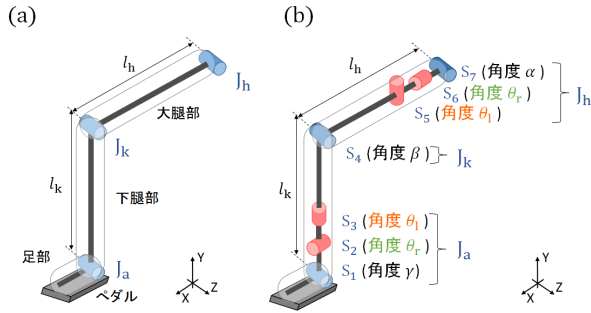


Fig. 3 モデルの概要 (a) 2次元モデル (b) 3次元モデル

モデルは全7自由度とし、足首関節を S_1 から S_3 の3自由度、膝関節を S_4 の1自由度、足首関節を S_5 から S_7 の3自由度と定義した。これにより3次元運動への適用を可能としている。

2.2.2 モデルの関節角度推定

足の3次元モデルでは S_1 から S_7 における7つの変化角度を求める必要がある。ここで、この3次元モデルの足部はペダルに固定されているものとし、足先ベクトルと足底ベクトルは共にX-Y平面上でのみ変化するものと定義した。これにより S_2 と S_6 、 S_3 と S_5 の変化角度はそれぞれ等しいとみなすことができる。加えて S_1 の変化角度 γ と、 S_2 、 S_6 の変化角度 θ_r はそれぞれセンサにより計測可能であるため、残りの未知角である β 、 θ_1 、 α を算出する必要がある。そこで足の3次元モデルと足こぎ車いすを合わせた閉ループ機構を構築した上で順運動学・逆運動学を解いて、以下の式(1)から式(3)のように算出した。

$$\beta = \tan^{-1} \frac{\sqrt{4l_h^2 l_k^2 - M^2}}{M} \quad (1)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \frac{-\sin \theta_r \{l_h \cos(\beta + \gamma) + l_k \cos \gamma\}}{l_h \sin(\beta + \gamma) + l_k \sin \gamma} \quad (2)$$

$$\alpha = \theta_{\text{pedal}} + \beta + \gamma \quad (3)$$

ただし、 $M = (l_{\text{back}} - x_1)^2 + (l_{\text{btm}} - y_1)^2 - l_h^2 - l_k^2$ である。ここで l_{back} 、 l_{btm} はそれぞれ足こぎ車

いすの座席位置から股関節までのX軸、Y軸方向の距離、 θ_{pedal} はペダルの角度を示す。また (x_1, y_1) はモデルにおける足部先端の位置座標を示し、足こぎ車いすのクランク軸の長さやペダル角、クランク角によって算出することができる。

2.3 実験方法

提案した足の3次元モデルの精度を評価するために健常者による実験を行った。本実験では健常な男性1名、女性1名(22-23歳)を被験者とし、足こぎ車いすを自由走行した時の足の動きについて計測を行った。被験者には健常走行時として普通に漕ぐ場合と、擬似外転走行時として片足を外側に開いて漕ぐ場合の2種類の漕ぎ方で走行してもらい、それぞれ2回の計測を実施した。評価対象は外転による影響を最も大きく受ける膝のY-Z平面上の位置座標 $(z_{\text{knee}}, y_{\text{knee}})$ として、足のモデルを用いて推定した位置と、3次元動作解析装置(NDI社製, Optotrak Certus Motion Capture System)を用いて計測した真値との比較を行った。また誤差については真値と推定値のRMSE(root mean square error)を算出し、評価を行った。

3. 結果・考察

健常走行時における膝の位置変化の一例をFig.4に示す。Fig.4より、健常走行時ではY軸方向の変化とZ軸方向の変化ともに、高精度で推定できていることが確認できた。次に擬似外転走行時における膝の位置変化の一例をFig.5に示す。Fig.5より、外転運動特有であるZ軸方向の変化幅の増大が生じても、構築した3次元モデルで正しく推定できていることが確認できた。次に各被験者における健常走行時と擬似外転走行時の精度評価の結果をTable 1に示す。表中のY軸上の誤差、Z軸上の誤差はそれぞれY軸方向とZ軸方向の変化のみの誤差を示したものの、Y-Z平面上の誤差はY-Z平面にプロットし

Table 1 膝の位置推定についての平均誤差

漕ぎ方	被験者	Y 軸上の誤差 [cm]	Z 軸上の誤差 [cm]	Y-Z 平面上の誤差 [cm]
健常走行時	被験者 1	0.76	0.84	1.14
	被験者 2	0.34	0.73	0.80
擬似外転走行時	被験者 1	1.21	0.95	1.54
	被験者 2	1.30	1.59	2.05

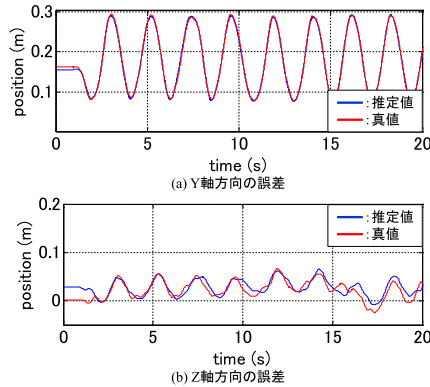


Fig. 4 健常走行時の膝の位置

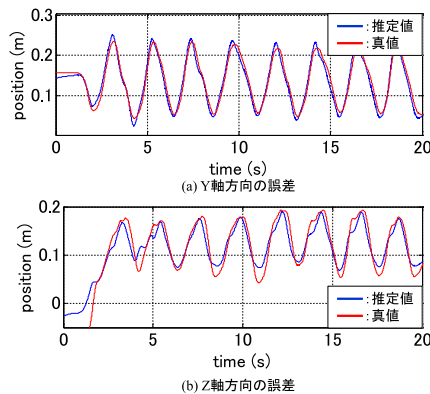


Fig. 5 擬似外転走行時の膝の位置

た際の推定値と真値との誤差を示したものである。Table 1 より、Y-Z 平面上の変化において、健常走行時では約 0.97 cm、擬似外転走行時では約 1.80 cm の誤差で推定できたことが分かる。また両被験者ともに健常走行時より擬似外転走行時の方が推定誤差が大きくなった。これは擬似外転走行時の方が膝の位置変動が大きく、センサの計測誤差が大きくなったためと考えられる。しかし健常走行時、擬似外転走行時ともに平均誤差は 2.05 cm 以下となり、十分な精度で

足の 3 次元モデルを構築できていることが示唆された。しかし本実験で精度評価を行った対象は膝の位置のみであり、他の角度の精度は評価できていない。そのため今後は、3 次元モデルの各関節について自由度ごとに精度評価を行う必要があると考えられる。

4. おわりに

足の 2 次元モデルを拡張し、足の 3 次元モデルを構築した。膝の位置を対象として提案モデルによる推定精度を確認した結果、十分な精度で位置推定が行えることが示唆された。

今後は 3 次元モデルの各関節ごとの精度評価を行うとともに、足の自重を推定・除去し、足が実際に出力するトルクの評価を行う。加えて、足の各関節で発生するトルクの推定・評価を行い、外転が足こぎ車いす走行時に与える影響について詳しく評価する予定である。

参考文献

- [1] 厚生労働省：患者調査
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/05/index.html>
- [2] 鈴木聡子：バーチャルリアリティを用いた下肢運動機能障害者用リハビリテーション・システムに関する研究，東北大学修士学位論文，2005。
- [3] 小島佳久：仮想空間における足漕ぎ車椅子の走行技能評価・訓練システムの開発，東北大学修士学位論文，2012。
- [4] R. Ishikawa, N. Sugita, M. Abe, M. Yoshizawa, K. Seki, Y. Handa: Assessment of motor function in hemiplegic patients using virtual cycling wheelchair, ICDVRAT, 321-4, 2014.
- [5] Aya Kaisumi, Yasuhisa Hirata, and Kazuhiro Kosuge: Assistance control method for one-leg pedaling motion of a cycling wheelchair, IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2014.