北九州医工学術者協会誌
Vol. 64, 2024 年 11 月

介助動作の筋骨格シミュレーションにおける手に作用する力の影響

Influence of forces acting on the hand in musculoskeletal simulation of assisting movements

内村涼[1)]，伏谷遼平[1)]，北川広大[2)]，和田親宗[1)]
[1)]九州工業大学　大学院生命体工学研究科　人間知能システム工学専攻
[2)] 八戸工業高等専門学校　機械・医工学コース
Ryo Uchimura[1,)]，Ryohei Fushitani[1)]，Kodai Kitagawa[2)]，Chikamune Wada[1)]
[1)] Graduate School of Life Science and Systems Engineering, Kyushu Institute of Technology, Kitakyushu, Japan
[2)] Mechanical and Medical Engineering Course, National Institute of Technology Hachinohe College, Hachinohe, Japan
E-mail address: uchimura.ryo839@mail.kyutech.jp

1 はじめに

腰痛予防・改善を目指し，直接計測が難しい腰部負荷の解析が筋骨格シミュレータを用いて行われている．筋骨格シミュレータは，身体各部の位置や床反力等を入力とすることで，その姿勢を実現するために必要な筋出力や負荷を推定する．移乗介助などの介助動作を考えた際，介護者は被介護者から手に力を受ける．従来の研究では，手にかかる負荷を考慮したシミュレーションはなされていなかった．そこで，本研究では手にかかる負荷を計測する方法を開発し，その負荷を反映させた筋骨格シミュレーションモデルの精度評価を行った．

2 方法

2．1 対象者

22 歳から 23 歳までの健康な成人男性 5 名である．

2．2 計測機器と手順

介助動作の姿勢変化を慣性センサ式モーションキャプチャシステム(Noitom 社製，Perception Newron2，サンプリング周波数 60Hz)で，筋活動をワイヤレス EMG ロガー(ロジカルプロダクト社製，LP-WSD1402-0A，サンプリング周波数 1000Hz)で，床反力をフォースプレート（スポーツセンシング社製，TFP-404011B，サンプリング周波数 1000Hz）で計測した．慣性センサ 31 個を身体に固定し，表面電極は左右の脊柱起立筋，大腿四頭筋，ハムストリングの合計 6 か所に貼り付けた．

フィルム状圧力センサを 2 枚の板で挟み込んだものを，手指部と手掌部に取り付けることで，手の負荷を計測した．圧力センサには A201-25（Tekscan 社製）を用い，それを堅い板の 4 隅にスペーサとともに取り付けることで，板に加えられた力を 4 ヶの圧力センサで計測できるようにした．圧力センサのデータは，アンプ（Phidgets 社製，FlexiForce Adapter1120），ワイヤレス 8ch ロガー（ロジカルプロダクト社製，LP-WSD1311-0A，サンプリング周波数 1000Hz）でコンピュータに取り込んだ．

解析の際はサンプリング周波数を 60Hz に統一した．動作はペットボトルで作成した人形（5kg）をベッドから椅子へ移乗させる計測を一回の計測とし，各動作を 5 回ずつ繰り返した．

2．3 データ処理

EMG データは以下のように解析前の処理を行った．(1) 最適なバンドパスフィルタを選択するためのパワースペクトル解析，(2) 20Hz から 500Hz のカットオフ周波数で 2 次の Butterworth バンドパスフィルタによるフィルタリング，(3) 全波整流，(4) 2Hz のカットオフ周波数で 5 次のゼロ位相シフト Butterworth ローパスフィルタによるフィルタリング，(5) 最大随意収縮による正規化，(6) 動作開始から動作終了に合わせてデータの抽出．

床反力は以下のように前処理を行った．(1) 5Hz のカットオフ周波数を持つ 2 次のローパスバターワースフィルタを用いたフィルタリング，(2) 動作開始から動作終了に合わせてデータの抜き出し，(3) 被験者間の体重の違いを除くために，体重で割ることにより正規化．

手の負荷の計測装置は以下のように前処理を行った．(1)電位データから荷重に校正式を用いて変換，(2)動作開始から動作終了に合わせてデータの抜き出し，(3) 1Hz のカットオフ周波数を持つ 2 次のローパスバターワースフィルタを用いたフィルタリング．

2．4 筋骨格シミュレータ

筋骨格シミュレータとして，Anybody Modeling System(v7.44，AnybodyTechnologyA/S）を用いた．介助動作では指の動きも必要であるため，指に取り付けられたセンサのデータを反映できる指詳細モデルを用い，手にかかる負荷のデータをシミュレーションモデルに反映させた．

2．5 モデルの精度評価

シミュレーションモデルの精度評価を行うために，筋電位（シミュレータ上では筋活動）と床反力に関して，シミュレーションによる推定値と実測値を比較した．比較には二乗平均平方誤差（RMSE）及びピアソンの相関係数 r を用いた．RMSE が 20%未満を正確な予想，20%から 50%未満を十分な予測精度，50%以上を低い予測精度と

した[1]．ピアソンの相関係数においては r≦0.35 が弱い相関，0.36≦r≦0.67 が中程度の相関，0.68≦r<0.89 は強い相関，0.90≦r は非常に強い相関とみなした[2]．

3 結果と考察

3．1 シミュレーション結果

25 試行の内，8 試行において適切にシミュレーションをおこなえなかったため，17 試行の結果を解析した．

3．2 筋活動の精度評価

筋活動における推定値と実測値の RMSE を表 1 に示す．計測した部位における RMSE 値は最小 23.7%，最大が 37.3%の範囲であった．図 1 に推定値と実測値のピアソン相関係数を示す．最小は-0.34，最大が 0.86 の範囲であるが四分位範囲は最小で 0.03，最大で 0.74 の範囲に収まっている．従って無相関から高い相関の範囲であった．特に左側の大腿四頭筋を除いた下半身の筋肉で高い傾向が見られた．図 2 に脊柱起立筋の筋活動における時間変化の一例を示す．図 2 の通り動作のほとんどの区間で推定値の筋活動が大きくなっており，特に前半 40%の期間では推定値が実測値を大幅に上回っていた．

	脊柱起立筋（%）	大腿四頭筋（%）	ハムストリング（%）
左	37.3 ± 14.5	23.7 ± 4.46	25.5 ± 6.17
右	29.9 ± 8.66	28.7 ± 7.09	25.7 ± 4.71

表 1　筋活動の RMSE

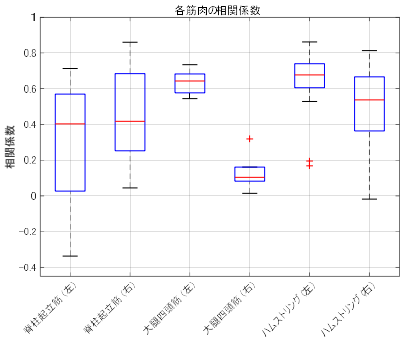

図 1　筋活動の相関係数

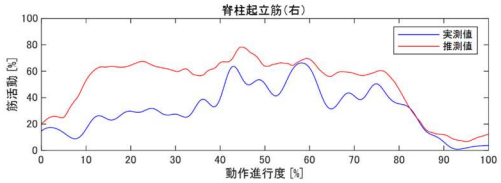

図 2 脊柱起立筋の筋活動における時間変化の一例

3．3 床反力の精度評価

表 2 に推定値と実測値において床反力を Fx，Fy，Fz の 3 軸で比較した結果を示す．座標は体を正面にしたときの左右方向を y 軸，前後方向を x 軸，垂直方向を z 軸とした．RMSE は垂直方向のみ 18.1%以下の誤差で測定できたが，前後，左右方向では大きな誤差となった．垂直方向において 0.8 以上の強い相関がみられた．左右方向では右足が弱い正の相関，左足が相関無しとなった．前後方向においてはどちらも弱い負の相関を示した．

表 2　床反力の RMSE 及び相関係数

	RMSE (%)	相関係数
Fx (左)	59.5 ± 14.6	-0.01 ± 0.38
Fy (左)	56.0 ± 9.48	-0.21 ± 0.28
Fz (左)	15.5 ± 5.57	0.88 ± 0.07
Fx (右)	46.4. ± 11.8	0.29 ± 0.42
Fy (右)	54.0 ± 10.6	-0.36 ± 0.34
Fz (右)	18.0 ± 6.57	0.84 ± 0.15

3．4 考察

図 2 の通り，特に動作の前半で筋活動の推定値が実測値よりも大きい傾向が見られた．この原因として筋骨格シミュレータが動作の前半で過度な筋活動を示したためと考えられる．筋活動における実測値と推定値の RMSE は 23.7%から 37.3%であることから十分な精度であることが分かった．加えて相関係数は無相関から高い相関であり，他の研究例[3]では無相関から中程度の相関であったことから，今回作成したモデルは比較的正確なモデルであることを示している．床反力については垂直方向では非常に高い精度を示した．しかし，両足を平行に配置した被験者は左足を外旋させている被験者に比べて，左右方向における床反力の変化が生じず，推測値との相関が得られなかった．また一部の被験者では前後方向の重心移動が無かったため推測値と実測値の両方で時間変化がなく両者の間に相関関係が見られなかった．動きの小さい前後左右方向では精度が低かったが，動きのある垂直方向では他の研究例と同等の精度が得られた[3]．従って，これらの結果から手の負荷を反映させた筋骨格シミュレーションモデルは移乗動作において正確な精度を持つと考えられる．

4 おわりに

本研究では，筋活動と床反力の比較結果から，移乗動作において手にかかる負荷を筋骨格シミュレーションに反映させることで十分な予測精度を発揮できることを示した．今後の課題としては被験者数の増加と他の介助動作を行うことが必要である．

参考文献

[1] Leila H et. al. Evaluating Predictive Performance. In Harnessing the Power of Analytics. Springer Cham. 2022, 51-59.

[2] Taylor R. Interpretation of the Correlation Coefficient: A Basic Review. J. Diagn. Med. Sonogr. 1990, 6, 35-39.

[3] Kristina D et. al, Accuracy of Ground Reaction Force and Muscle Activation Prediction in a Child-Adapted Musculoskeletal Model. Sensors. 2022, 22(20), 7825.

謝辞

本研究の一部は，科学研究費（課題番号 22K12908）によって行われた．