

姿勢矯正型歩行訓練機による歩行改善効果の検証

Verification of effectiveness in gait improvement by posture-controlled gait training machine

知能機械工学コース

知能ロボティクス研究室 1245026 舩 健太

1. 緒言

我々は、立位筋力不足の要歩行訓練者を対象とし、症状に応じて体幹姿勢を調整し、歩行訓練を行うことができる姿勢矯正型歩行訓練機を開発している。

先行研究では体幹を意識させた歩行の実験から、鉛直方向での床反力の二峰性が成り立つことで、歩行能力が維持改善されたことが明らかになっている⁽¹⁾。文献(1)の結果に基づいて、本研究では姿勢矯正型歩行訓練機によって姿勢矯正された歩行訓練者を対象とした歩行訓練を行う。指標として表面筋電位と加速度センサを用いて得られた筋力量と重心加速度情報に基づいて、歩容の改善効果を検証する。

2. 歩行改善効果の検証

2.1. 歩行データ計測方法

まず、歩行者の加速度情報を得るため、図1に示すZMP社製の3軸加速度センサ(IMU-Z2)を使用した。



Fig.1 IMU-Z2

次に、姿勢矯正型歩行訓練機に装備されているスリングを被験者の股関節、胸背部に装着させ、理想的な体幹姿勢になるよう姿勢を調整した。姿勢矯正型歩行訓練機は図2に示す。



Fig.2 Posture-controlled gait training machine

これによって健康者に近い姿勢となり、疑似的に健康者と同じ歩行を行うことができる。スリング装着後、図2の身体動作時の重心である腰背部（第3腰椎）に加速度センサを取り付けた。

さらに、歩行訓練機を使った歩行訓練時の筋力の増大を調べるために、図3に示す表面筋電位の測定機器FREEEMG1000を使用した。



USB receiver Wireless probe

Fig.3 FREEEMG1000

測定する筋肉部位を図4に示す。歩行時に主役として働く筋肉は、大腿筋膜張筋(Tensor fasciae latae)、大腿二頭筋(Rectus femoris)、大腿直筋(Biceps femoris)、前脛骨筋(Tibialis anterior)、そして姿勢維持に必要とする脊柱起立筋腰部(Erector spinae(lumbus))であるため、この五か所の表面筋電位を計測した。ただし、左右の足による対称で歩行するとし、右半身の5か所を計測した。

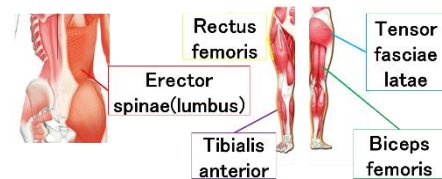


Fig.4 Measurement position of each muscle

被験者は健康な20代男性2名を対象とし、歩行訓練期間は5日間とし、一回の歩行距離は14[m]で、毎回の訓練では三回の歩行を行った。訓練内容は1日目では、被験者の歩容を知るために、歩行訓練機を装着せず重心加速度情報と筋電位を計測した。【1】次に歩行訓練機を装着し、ウォームアップとして、歩行指導を意識したまま歩行訓練を行うため、前後に0.810[m/s]、左右に0.491[m/s]と速度を設定して歩行訓練を行った。【2】次に、歩行指導が慣れた状態で行うため、前方向での歩行訓練機を速度を0.893[m/s]と少々早めにして歩行訓練を行った。【3】最後に歩行訓練機を外し、姿勢矯正を意識した歩行で14[m]歩行を行った。【1】～【3】の工程を2日目以降は繰り返し、5日目には【3】で重心加速度と筋電位を計測した。

2.2. 推定及び解析方法

まず、実験で得られた加速度情報のうち、垂直方向加速度を解析の対象とした。次に、得られた加速度データから式(1)を用いて、床反力を推定した。

$$F=m(g+a_i) \quad (1)$$

F:床反力[N] g:重力加速度9.8[m/s²]

m:歩行訓練機装着時の被験者の体重[kg]

a_i:測定時の垂直方向加速度[m/s²]

床反力の二峰性の特徴として、以下の図 5 に示す右足の 1 歩行周期の 10~15%が 1 つ目の山（以下①とする）、30%前後が大きな谷（以下②とする）、60%が 2 つ目の山（以下③とする）となる⁽²⁾。これを参考に計測時に撮影した歩行の様子と照らし合わせ、1 歩行周期の床反力の波を発見した。選択した床反力の波は 3 回の中で最も高い数値を選択した。

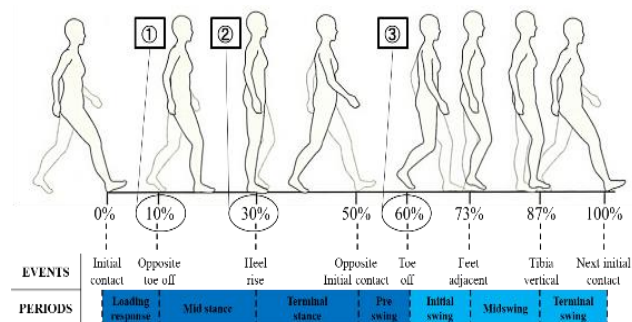


Fig.5 One walking period of the right foot⁽³⁾

表面筋電位について、実験動作で得られた各筋肉部位の測定値から平滑化をするために 100[ms]ごとに RMS 処理を行った。次に歩行が安定する定常歩行期からの 1 歩行周期の区間を取り出し、その歩行周期での筋活動量を調べるために平均振幅(Mean amplitude)を算出した。最後に、この平均振幅を%表記するために、式(2)を用いて%MVC を算出した⁽⁴⁾。

$$\%MVC = \frac{\text{Mean amplitude}}{MVC} \times 100 \quad (2)$$

MVC[mV]:最大努力での筋力

%MVC[%]:MVC の使用度合い

3. 実験結果・考察

実験結果では、被験者 1 名の初日と 5 日目の床反力の二峰性の様子、各筋肉部位の%MVC の比較を行う。それらを図 6, 7 に示したグラフに表記する。なお、図 6 のグラフに示す黒枠は定常歩行期に入った一歩行周期を示す。

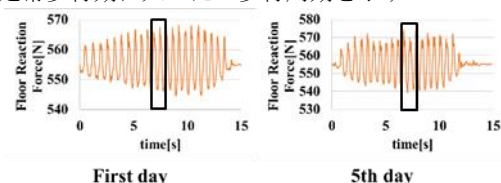


Fig.6 Floor reaction force of the vertical direction of subject

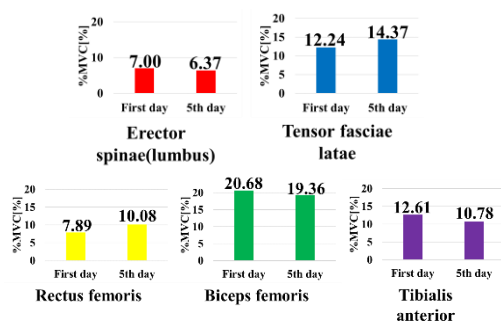


Fig.7 Comparison of %MVC of each muscle area

図 6 の重心加速度情報から得られた床反力のグラフから①, ②, ③は発生し、床反力の二峰性は成り立っていた。初日と 5 日目を比較すると、5 日目の方が初日よりも振幅が大きかったことがわかる。このようになったのは、歩行訓練の工程【1】～【3】では歩行の際、踵をしっかりと踏み、後ろ足が前に出すときつま先をしっかりと蹴るよう歩行の指導をしたからだと考える。その結果、歩行の際垂直成分が大きくなり、力強く歩いているのである。また、実際に定常歩行期の歩行時間を計測した時、初日は 8.39[s], 5 日目は 7.21[s]と歩行速度が上がった。この結果も、歩行指導によっての変化したことだと考えられる。

一方、図 7 のグラフから初日と 5 日目の%MVC の比較を見ると、大腿筋膜張筋と大腿直筋は%MVC が大きくなった傾向がみられる。このようになったのは、歩行訓練の工程【1】～【3】の時、膝や腿をしっかりと屈曲・進展するよう指導し、行ったからだと考える。しかし、5 日間という短期間では、筋力量の増大が不十分のため、今後は 20 日間のように長い期間で連続的に行うことが必要であると考えられる。

4. 結言

本発表では、姿勢矯正型歩行訓練機を用いて、重心加速度情報から算出した床反力の比較および表面筋電位での%MVC の比較をし、歩容の改善効果があるか検証した。結果としては、床反力の二峰性の発生、振幅の増加、歩行速度の上昇、一部の筋肉の筋力量の増加がみられた。

今後は、歩行訓練の期間の延長や歩行訓練の回数を増加、実際に高齢者に協力して歩行訓練を行うよう検討する。

文献

- (1) 榎勇人, 石田健司, 細田里南, 芥川知彰, 奥宮あかね, 上野将之, 室伏祐介, 近藤寛, 田中克宜, 高橋みなみ: 地域高齢者の脊柱可動性と歩行の関係性および歩行指導の即時効果の検討, 理学療法学 Supplement, Vol.40, No. 2 (2013), pp.48100980-48100980, 2014
- (2) 藤澤宏幸, “日常生活活動の分析—身体運動学的アプローチ”, 医歯薬出版株式会社, 2012-3-25, p.109
- (3) トレンドの樹, “第 51 回理学療法士・作業療法士国家試験 不適切(採点除外)問題 (歩行周期の足関節について)”, トレンドの樹 ホームページ, 2016-7-17, <https://trendnoki.com/4326.html>
- (4) 酒井医療: (3) 筋電図による量的因子の解析, 酒井医療株式会社ホームページ, <https://www.sakaimed.co.jp>