

卒業論文要旨

脚部表面筋電位を用いた立位転回動作識別法の開発

Development of a Method for Identifying Turning Movements using Leg Surface EMGs

システム工学群

知能ロボティクス研究室 1220051 川尻 将司

1 緒言

近年日本の高齢化に伴い、歩行機能の減退した要歩行訓練者のリハビリテーションや減退防止のための歩行訓練の重要性を増している。先行研究では、全方向型電動歩行訓練器による自主訓練の持つ早期回復の有効性が臨床試験により認められている⁽¹⁾。もし電動型歩行訓練機が、何らかの方法により歩行訓練者の動作意図を認識することができれば、訓練者がより自分の意図で歩行訓練を行うことが可能になる。本報告では、運動時に筋収縮により神経細胞に発生する表面筋電位(EMG)のデータを利用した機械学習による立位転回動作の識別手法を開発する。

2 表面筋電位の計測

2.1 筋電位計測条件

筋電位計測にはBTS社が開発したFreeEMG1000を使用した。仕様を表1に示す。本報告では足関節の背屈、内反を担う前脛骨筋(Tibialis), 足関節の背屈、外反を担う長趾伸筋(Extensor digitorum longus), 膝関節の屈曲、足関節の底屈を担う腓腹筋(Gastrocnemius)の3つの筋肉を使用し、両脚の各部位の合計6chを用いて表面筋電位の計測を行った。図1に計測した筋肉部位を示す。被験者は健康な20代男性1名、動作タスクは初期安静4[s], 課題動作6[s], 安静4[s]とした。課題動作は立位状態から左右方向への転回と、前方向への歩行の3つとした。転回動作の起点は各転回方向側の脚とし、歩行動作の歩き出しは右脚からとした。各方向10回ずつ測定を行った。

Table 1 FreeEMG specification

Sampling frequency [Hz]	Size [mm]	Weight [g]
1000	24.8×41.5×14	13

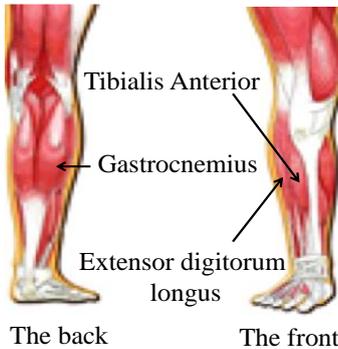


Fig.1 Measured position

2.2 計測結果

例として、図2~4に左方向へ各課題動作時の筋電図を示す。初期安静4[s]の後、直進歩行時に全体的な筋電位の値が大きくなっていった。これは歩き出しの際に脚を踏み出す動作が転回よりも大きいことにより各筋肉部位を使用したためと考えられる。左右転回動作の初期安静4[s]の後からの歩き出しに着目すると、左方向転回では左脚の長趾伸筋と右脚の前脛骨筋の筋電位が他の筋部位と比較して大きく現れていた。右方向転回では右足の長趾伸筋と左脚の前脛骨筋の筋電位が大きく現れていた。また、全体的に観察すると初期安静4[s]間の筋電図には歩行時と比べ波形に大きな変化が見られなかったが、腓腹筋は安静時でも筋電位が発生していた。これは訓練者が立位状態時に、姿勢を保つために自身の重心を支持基底面内に収めようとする筋肉の働きによるものであると考えられる。

3 識別方法

3.1 特徴抽出法

計測結果から図2~4のような特徴を持つ筋電図が得られたが、そのままの生データから転回歩行方向の識別を行うことは困難である。そこで、筋電位の振幅を評価するための評価法として一般的に用いられる二乗平均平方根(root mean square: RMS)を使用した。時刻 t における筋電位のRMS値は計測された筋電位 e_t から式(1)のように計算される⁽¹⁾。

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1+(t-L)}^t e_i^2}{L}} \quad (1)$$

本報告では $L=300$ とし、0.03[s]ごとに過去300サンプル間(0.3[s]間)の筋電位からRMS値を計算したものを動作識別に用いた。

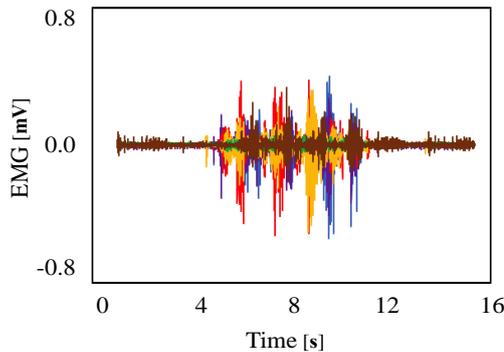


Fig.2 EMG of walking forward

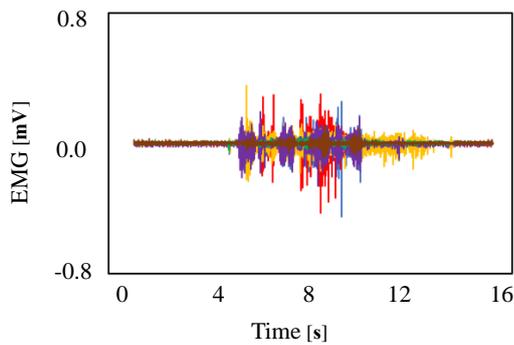


Fig. 3 EMG of Turning left

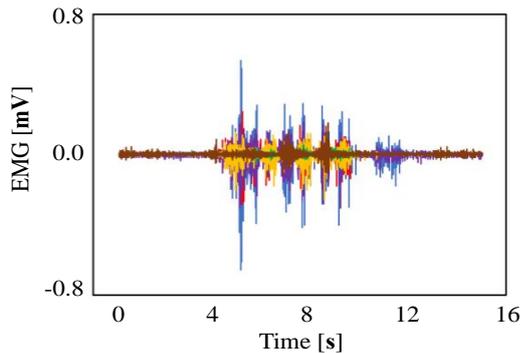


Fig. 4 EMG of Turning right

3.2 動作開始条件の決定

本報告は歩行訓練機にて訓練者の歩き出し時における筋電位の識別を行うため、特徴抽出に用いる範囲は歩行開始時を起点とする必要がある。歩行開始条件は安静時の筋電位の標準偏差と動作時の標準偏差の比によって求める。通常、筋肉を使用しているか否かは、安静時の標準偏差の2倍以上であるかによって判別する。そのため、歩行時の標準偏差が安静時の標準偏差の2倍を超えた時点を歩行開始とした。

3.3 表面筋電位の正規化

表面筋電位を用いる場合、被験者間での筋活動量を比較する際、または同一被験者の異なる筋部位の活動量を用いる際には、正規化を行う必要がある。

一般的には最大随意筋収縮(Maximum Voluntary Contraction, MVC 法)が用いられる⁽²⁾が、筋疲労や異常歩行者に対する冗長性の向上の目指し、本報告では学習に用いた RMS 値における各筋部位の最大筋電位量を最大随時筋収縮量として正規化を行う。

3.4 NN を用いた方向識別

識別手法には3層 NN を用いた。3.1~3.3 に示した方法で得られた課題動作のデータよりニューラルネットワーク学習を行う。誤差逆伝播法による各ユニットの重み関数の更新には、モーメント法を用いた。これは、学習の過程で出力を目標値に対して近づける速度を向上するために、式(2)のようにニューラルネットワーク内の重み ω_n を更新する式に前回更新のベクトルに応じて修正を加える係数 m を持つ慣性項を取り入れる手法である。ニューラルネットワークの詳細を表2に示し、学習アルゴリズムを図5に示す。

$$\omega_{n+1} = \omega_n - \Delta\omega - m(\omega_n - \omega_{n-1}) \quad (2)$$

Table 2 Details of used NN

Input layer	20
Intermediate layer	15
Output layer	6
Learning rate	0.1
Momentum correction coefficient	0.9
Acceptable error	0.1

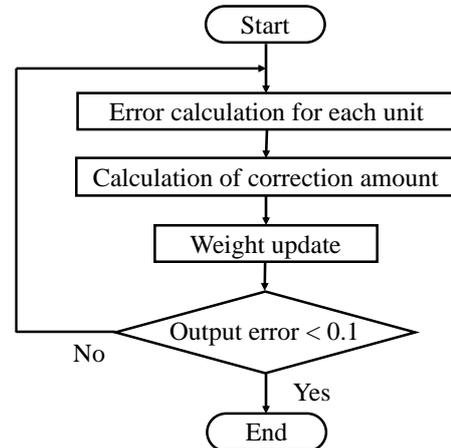


Fig. 5 Used NN learning

4 動作識別の検証

ニューラルネットワークの学習には前方向歩行と左右方向転回の3種類を各3回ずつ行った。検証は各方向7回ずつ行った。識別結果を表3に示す。

全体の識別率は8割程度となった。直進歩行時の識別率が転回動作より低い理由としては、歩行開始時点とした標準偏差の識別に用いた筋部位や歩行開始条件の設定が適切でなかったことが考えられる。

Table 3 Result of identification

Movement	Identification rate
Turning Left	7 / 7
Turning Right	7 / 7
Walking Forward	3 / 7

5 結言

本報告では、表面筋電位を用いた立位転回動作識別法を提案した。まず、各動作の脚部動作を可視化するにあたり、両脚の筋電位を計測した。次にニューラルネットワークを利用した識別方法を提案した。識別方法には筋電位のRMS値と最大随時筋収縮による正規化を利用した。検証実験より、立位転回動作の方向に関して有意な識別率を得た。今後は、歩行動作との識別率の向上と異なる被験者間のリアルタイムでの動作識別を目指す。

文献

- (1) 石田健司, 王碩玉, 永野敬典, 岸孝司, “全方向移動型歩行訓練機を用いた運動訓練の有用性”, 運動・物理療法, Vol. 19, No. 4 (2008), pp. 246-250.
- (2) 勝平純司, 田中惣治, 井川達也, 中谷知生, 加藤浩, “臨床に活かす表面筋電位—セラピストのための動作分析手法”, 医学書院 (2020), pp. 108-109.