

脚部表面筋電位を用いた歩行方向意図識別手法の開発

A Walking Direction Identification Method Based on sEMG Signal of Leg Muscle

知能機械システム工学コース

知能ロボティクス研究室 1215027 福本 勇樹

1. 緒言

近年日本では高齢化の進行に伴い、加齢による筋力の低下により、自立歩行ができない方が増加している。歩行ができないことにより、代謝率の低下、体の疲労がたまりやすくなるなどといった症状など様々な身体機能低下を起し、寝たきりになってしまう高齢者が増加すると考えられる。一方、高齢化による身体機能低下を防止するための方法の一つとして歩行訓練が行われている。歩行訓練に使用される器具には平行棒や歩行器があるが、これからの器具では歩行方向が制限され筋肉が万遍なく鍛えられない。また、訓練中の転倒の恐れから理学療法士介護者が常に付き添う必要があった。

先行研究では、要訓練者の筋肉を万遍なく鍛える全移動型歩行訓練ロボットを開発した⁽¹⁾。このロボットは臨床試験により早期回復の有効性認められている⁽²⁾。本ロボットで行う歩行訓練は2段階に分けられ、要訓練者の歩行がままならない重度な段階で行うロボット主導の訓練の段階と、要訓練者が転倒することなく歩行を行える自主訓練の段階である。自主訓練段階では、ロボットは要訓練者の歩行方向を識別し、それによって訓練者を支えながら移動する必要がある。

本研究では脚の動きを直接に計測するために、筋肉収縮時に発生する電気信号を利用し、要訓練者の歩行方向意図を認識しようと考えた。筋電は力が入った瞬間に発生するため、動作の予兆を捉えることが可能である。この特性を活かすことが出来れば、人の歩行に遅れることなくロボットを追従させることが出来ると考える。また、副次的な効果として筋電情報から歩行における筋疲労を観測できる。本報告では、脚部表面筋電位を利用した歩行方向意図の識別方法を開発し、有効性を検証する。

2. 歩行時の脚部表面筋電位

2.1 筋電センサと計測部位

まず、脚部筋電位が識別に有効であることを示し、識別に用いる部位の選定を行う。

筋電位計測にはBTS社が開発したFreeEMG1000を使用した(図1)。計測部位は股関節の外転を担う中殿筋、膝関節の伸展を担う外側広筋、足関節の背屈を担う前脛骨筋、膝関節の屈曲を担う大腿二頭筋、膝関節の屈曲・足関節の底屈を担う腓腹筋とし、右脚のみの計測を行う(図2)。この5つの部位により足関節と膝関節、股関節の歩行に使われる動作情報が得られる。

Table 1 FreeEMG specification

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



Fig. 1 Probe

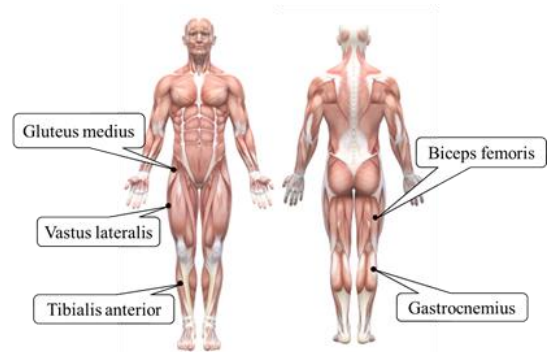


Fig. 2 Measuring part

2.2 歩行時の筋電位計測

上述した計測部に筋電センサを取り付けて、前・後・右方向へ歩行を行った際の計測結果を図3~5に示す。以下の図は歩行開始に注目し、歩行開始から1~1.5歩を表示している。歩行の歩き出しは全て右脚からとした。

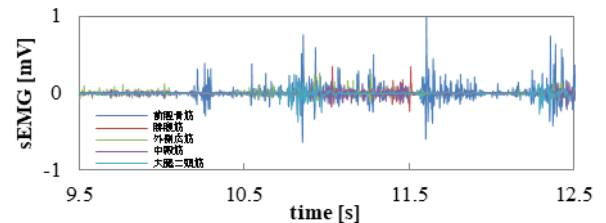


Fig. 3 Forward of Walking

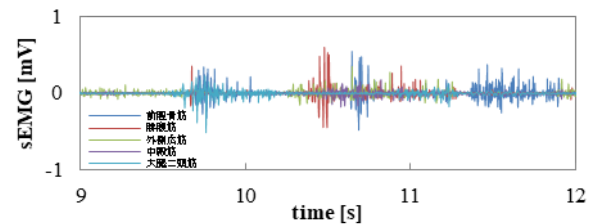


Fig. 4 Backward walking

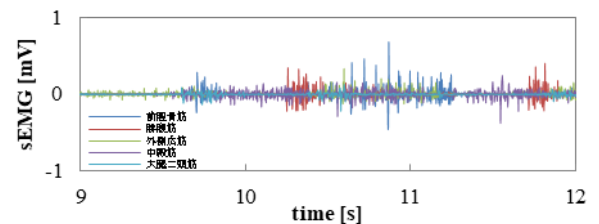


Fig. 5 Rightward walking

前方向では前脛骨筋が使用され、その後に前脛骨筋と外側広筋、大腿二頭筋が使用される。後方向では前脛骨筋と

腓腹筋、大腿二頭筋が使用され、その後腓腹筋と外側広筋が使用される。右方向では前脛骨筋と中殿筋、外側広筋が使用され、中殿筋が継続して使用されている。このように歩行方向毎に筋電位の波形が異なっていることと安静時と歩行時の筋電位の大きさに顕著な違いがあることから脚部筋電位を用いた識別は可能であると考えられる。

加えて、外側広筋の筋電位の大きさは他の部位に比べて安静時と歩行時の差が小さい。また、大腿二頭筋は他の部位で補完可能である。これらから左右の脚の前脛骨筋・腓腹筋・中殿筋の計6つの部位を識別に用いることとした。

3. 歩行方向識別法

3.1 歩行方向の特徴抽出

歩行方向の識別を行うにあたり、筋電位の振幅情報と周波数情報の2種類の情報を用いる。識別に用いる範囲は振幅情報が歩行開始から0.3s間、周波数情報が方向開始から0.256s間のデータとした。歩行開始のタイミングは安静時の標準偏差と歩行時の標準偏差の比によって決定した。筋電位の大きさは取り付け位置や日によって異なっているため、その時々手動で設定した。

特徴抽出について説明する。振幅情報は0.1sの時間窓を用いて20ms毎に実効値を算出する。周波数情報は0.256s間のデータにFFTを行い、得られたパワースペクトルに移動平均を行う。以上の方法で特徴を抽出した。それぞれデータ数は15個なるようにした。例として前脛骨筋の特徴抽出データを図6に示す。

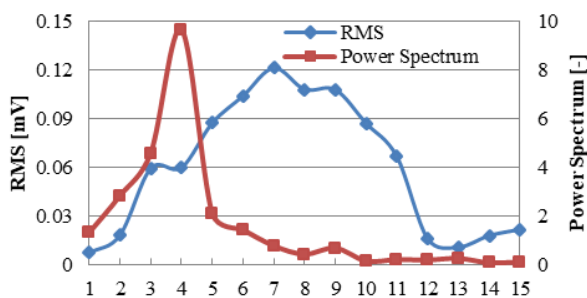


Fig. 6 RMS value and power spectrum

3.2 NNを用いた方向識別

識別手法には3層NNを用いた。3.1に示した方法で得られた前後左右方向のデータと安静時のデータをBP法によりニューラルネットワークに学習させる。ニューラルネットワークの詳細を表2に示す。

Table 2 Details of used NN

Input layer	90 (part×15)
Intermediate layer	100
Output layer	5
Error	0.1

RMSとパワースペクトルの2つのニューラルネットワークを個別に作成する。RMSとは筋電位の平均振幅の特徴量を得る手法で以下の式で表される。

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{2T} \int_{-T}^T e^2(T+\tau) d\tau}$$

以降それぞれのNNをRMS_NNとPS_NNとする。RMSとパワースペクトルのニューラルネットワークを別々に作成したのは2種類の特徴が同時に現れるとは限らないため、これらを分けることで即応性を上げることが出来る考えた。歩行開始時と歩行継続のフローを図7、図8に示す。

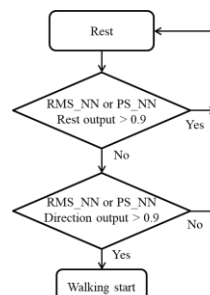


Fig. 7 Walking start

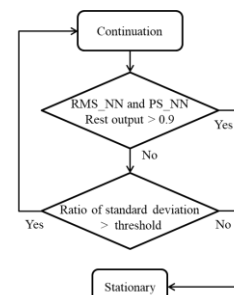


Fig. 8 Walking continuation

歩行開始と判定された場合は1.2s間判定された方向を継続し、その1.2sの間に歩行継続と判定された場合は0.6s間を追加し継続することとした。歩行の継続時間を満たすと静止となる。一歩行周期にかかる時間は、個人差はあるが平均がおよそ1.2sであるため、継続時間を1.2sとした。加えて継続のための追加時間は一歩行周期ほどの時間は必要ないと考え、半分である0.6sを採用した。

3.3 歩行方向識別の検証

被験者は20代男性5名とし、ニューラルネットワークの学習には前・後・右・左方向歩行と安静状態の5種類を各4回ずつ行った。検証は各方向5回ずつ行った。被験者一人の識別結果を表3に示す。

Table 3 Result of identification

Walking direction	Identification rate
Forward	2 / 5
Backward	5 / 5
Leftward	5 / 5
Rightward	5 / 5

全体の識別率は8割程度となった。歩行開始識別は歩行とほぼ同じタイミングでの識別ができていたが、静止の判定は実際の歩行に対し遅れていた。識別失敗は右方向への誤識別だった。今回の誤識別の原因は歩行開始の閾値を手動で行ったため、学習範囲の最適でなかったことが考えられる。

4. 結言

本報告では、脚部表面筋電位を用いた歩行方向識別法を提案した。識別法開発にあたり、まず片方の脚に筋電センサを取り付け、歩行実験を行うことで筋肉の選定を行った。次にニューラルネットワークを利用した識別方法を示した。学習及び識別には、筋電波形のRMS値とFFTから得られるパワースペクトルを活用した。検証実験より、8割程度の識別率が得られた。今後、歩行開始のタイミングを担う閾値の設定を自動で最適調節させ、識別率向上を目指す。

謝辞

本研究は、科学研究補助金(15H03951)の助成を一部受けたことを記し、感謝を申し上げる。

文献

- (1) 王碩玉, 井上寛之, 河田耕一, 井上喜雄, 永野敬典, 猪野真吾, 石田健司, 木村哲彦, “全方向移動型歩行訓練機の開発と筋力増加の効果検証”, 福祉工学シンポジウム2007講演論文集, MG223(2007), pp.176-177.
- (2) 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.