

卒業論文要旨

脚部表面筋電位を用いた歩行方向意図の識別

知能ロボティクス研究室 1170131 福本 勇樹

1. 緒言

近年日本では高齢化の進行に伴い、加齢により筋力の低下による、自立歩行できない方が増加している。歩行でないため、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の様々な身体機能の低下を起し、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予防するための方法の一つとして歩行訓練が行われている。歩行訓練に使われる器具には平行棒や歩行器が、これ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介護者が常に付き添う必要があった。

先行研究では、下肢障がい者の筋肉を万遍なく鍛える全方向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が認められている⁽²⁾。この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と、ある程度回復した段階で行う自主訓練がある。自主訓練の段階では、要訓練者が転倒することなく自由な歩行を行えるために、ロボットは要訓練者の歩行方向を識別し、それに従い移動する必要がある。

先行研究では、訓練ロボットの肘掛部に荷重センサを取り付け、要訓練者がロボットに掛ける重心情報を読み取り、歩行方向の識別を行っている⁽³⁾。しかし、上肢の姿勢と歩行意図が必ずしも一致するわけではない。

そこで、本研究では脚の動きを直接に計測するため、筋肉の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。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. 歩行動作における脚部表面筋電位の計測

2.1 筋電位計測装置

筋電位計測には BTS 社が開発した FreeEMG1000 を使用した。FreeEMG1000 を図 1 に示す。

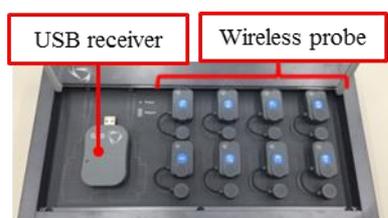


Fig.1 FreeEMG1000

2.2 計測筋肉の選択

実験には、被験者が前・後・左・右方向へ歩行する際の脚部表面筋電位を計測する。計測部位は、図 2 に示すように、足関節の底屈・外反動作を担う前脛骨筋、足関節の外反動作

を担う長腓骨筋、足関節の底屈動作を担うヒラメ筋、足関節の底屈動作・膝関節の屈曲動作を担う腓腹筋、膝関節の伸展・股関節の屈曲動作を担う大腿直筋とし、左右の脚それぞれ計 10 カ所の計測を行った。

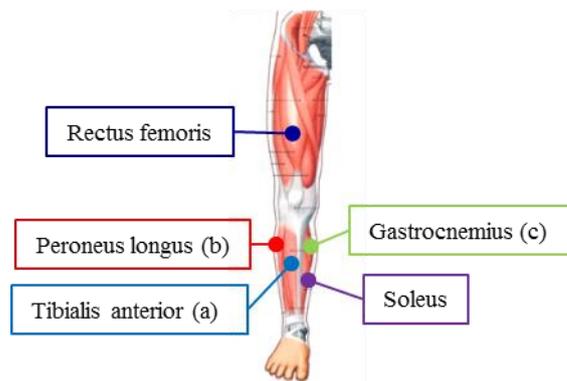


Fig.2 Measurement muscle

2.3 計測における被験者の歩行動作

被験者は 20 代男性 1 名、実験タスクは初期安静 10 秒、歩行 8 歩、後期安静 10 秒を 1 セットとし、各方向 10 セットずつ行った。前・後・右方向の歩き出しは右脚から、左方向の歩き出しは左脚からとした。

2.4 計測結果

図 3 に前方向歩行時の右脚の計測結果、図 4 に後方向歩行時の右脚の計測結果を示す。部位は例として前脛骨筋・長腓骨筋・腓腹筋を示す。また、区間は 9~18 秒の区間とした。安静時と課題時を比較してみると、3 つの部位ともに筋電位の差が明確であることがわかる。前方向と後方向を比較してみると、歩き出しの際、前方向は前脛骨筋が使用されているのに対し、後方向は腓腹筋が使用されている。また、歩行動作中において前方向の前脛骨筋は小さい電位が生じその後大きい電位が生じているのに対し、後方向では大きい電位が生じてその後小さい電位が生じていることがわかる。

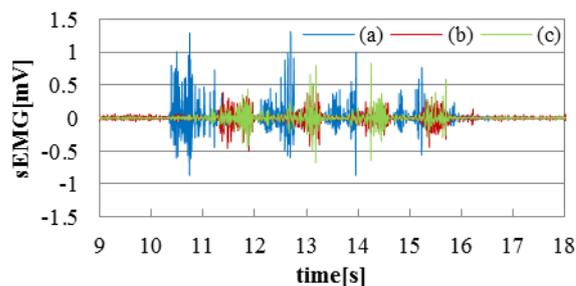


Fig.3 Experimental result of forward walking (right leg)

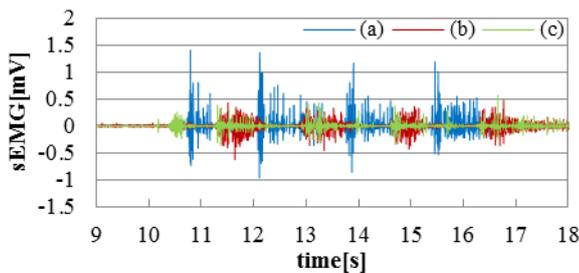


Fig.4 Experimental result of backward walking (right leg)

3. 歩き出し方向の識別方法と検証

今回は歩き出しの歩行識別法を開発し有効性を検証する。各方向 10 回行ったタスクの内、5 回分のデータを使い識別のための知識ベースを作成し、残り 5 回分を使って検証を行った。識別を行うにあたって、生のデータから識別を行うのは困難である。そこで、生データに対し、整流化を行い、データ 100 個を 0.01 秒ごとに移動平均することで、特徴を残しつつ滑らか波形にした。加工したデータにおいて歩行を開始した 10 秒から 12 秒までの間に着目する。この区間において、5 回分のデータの解析結果より、それぞれの部位の安静時の平均値を 3 倍した値を閾値とし、この閾値を超えると筋肉が使用されたものとし、この筋肉が使用されたときの時間を記録する。例として、加工した前方向の右脚の前脛骨筋の波形と、そのタスクにおける安静時の平均を 3 倍した閾値を記したグラフを図 5 に示す。

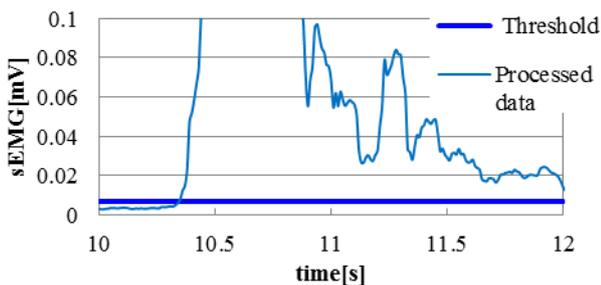


Fig.5 Processed data and threshold of tibialis anterior

この作業を各部位で行い、筋肉使用開始が早い順に 10,9,... の点数をつけ、また、最初に筋肉が使用された時間からの差分の時間だけ減点したものをスコアとした。スコア計算を式 (1) に示す。例として前方向の点数を表 1 に示す。その後、5 回のタスクの各部位の点数をそれぞれ加算し、各部位の点数をタスクの回数分である 5 で割る。これを各方向行い、このデータを各方向の知識ベースとする。識別は 0.1 秒ごとに行い、使用された筋肉がデータベースにある点数を方向ごとに加算する。そして、各方向の合計点数が最も高い点数かつその点数が 20 を超えていればその方向への歩き出しとみなす。

$$Score = Point - Error \quad (1)$$

Table 1 Score calculation

Muscle	Time	Point	Error	Score
Rectus femoris of right	10.38	9	0.02	8.98
Peroneus longus of right	11.34	4	0.98	3.02
Tibialis anterior of right	10.36	10	0	10
Gastrocnemius of right	10.85	6	0.49	5.51

Soleus of right	11.23	5	0.87	4.13
Rectus femoris of left	-	-	-	0
Peroneus longus of left	10.72	8	0.36	7.64
Tibialis anterior of left	10.38	9	0.02	8.98
Gastrocnemius of left	10.72	8	0.36	7.64
Soleus of left	10.74	7	0.38	6.62

4. 識別結果

識別結果が歩き出し方向の一致かつ 10~12 秒の間で識別が行われていれば、識別成功とした。表 2 に識別結果を示す。

Table 2 Identification result

Direction	Identification rate
Forward	2 / 5 (40%)
Back	5 / 5 (100%)
Left	5 / 5 (100%)
Right	4 / 5 (80%)
All	15 / 20 (75%)

後、左、右方向の識別率は比較的高い結果となったが、前方向の識別は低い結果となった。全体として、75%と低い識別率となった。前方向の結果は左・右方向と誤識別してしまっていた。また、全体の中で 1 度、安静時に歩き出しの識別を行ってしまった。

5. 結言

今回は歩き出しの際の方向識別法を提案し、実験により有効性の検証を行った。開発した識別法による識別結果は後・左・右方向においては高い識別率となったが、前方向において低い識別率となった。また、安静時に誤識別をしてしまっていた。低い識別率及び安静時に誤識別を起してしまった理由として、筋肉使用の有無の判定の際に使用した閾値や、識別の際に使用した点数の閾値が最適でないことが考えられる。そのため、閾値の最適化を行う必要がある。今後は閾値の最適化に加え歩行中の方向識別法の開発を行ってきたい。

謝辞

本研究は科研費 15H03951, キヤノン財団の支援とカシオ科学振興財団によって行われました。深く感謝いたします。

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.
- (3) 姜銀来, 王碩玉, 石田健司, 小林洋, 藤江正克, “歩行支援機のための利用者の方向意図同定法～距離型ファジィ学習による個人特性への対応”, 第 30 回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, RSJ2012AC4C1-8, (2012).