

# 傾斜歩行時における下肢筋肉の使用度合の解析

## Analysis of usability of lower limb muscle during slope ascending

システム工学群

知能ロボティクス研究室 1180041 小田 啓介

### 1. 諸言

山岳地帯や港湾都市では、都市開発された住宅の歩道に坂道が多く存在する。坂道が多い地域では脚の不自由な高齢者は移動が困難であるため活動範囲が狭くなる問題がある。仮に坂道でも容易に歩行可能な靴を開発できれば歩行者の脚への負担を軽減でき高齢者の活動範囲を広げることができる。そこで踵高さを上げ、平地と同じ姿勢で歩行を行えば、脚部の疲労を軽減できると考え、本研究では勾配に応じて踵高さを変化させることができる靴の開発を目指している。その予備的研究として、坂道歩行において踵高さとの脚の負担との関係を検証する必要がある。先行研究では歩行1周期で解析を行い、踵高さを上げると大腿部では筋活動が増加し、下腿部では筋活動が減少した<sup>(1)</sup>。本報告では約3分間の歩行実験を行い、表面筋電位<sup>(2)</sup>を用いて筋活動を測定する。踵高さを調整することで筋活動の時間的変化を検証する。

### 2. 上り勾配歩行における表面筋電位の測定実験

高齢者が坂道を上る負担には足関節の可動域が重要な影響があると考えている。もしも上り勾配を歩行する時に脚を平面上の歩行と同じ姿勢で行えば、歩行動作の安定性が高まり、筋肉の負担も軽減されると推測される。本研究では、この仮定を検討するために、脚の姿勢を調整できる靴で長い距離を歩かせ、脚の筋肉の負担を筋電情報で評価と検討する。

測定部位は股関節の屈曲、膝関節の伸展に作用する大腿直筋、股関節の伸展、膝関節の屈曲に作用する大腿二頭筋、膝関節の伸展に作用する内側広筋、膝関節の屈曲、足関節の底屈に作用する腓腹筋、足関節の底屈に作用するヒラメ筋の5か所を選定した。図1に測定部位を示す。

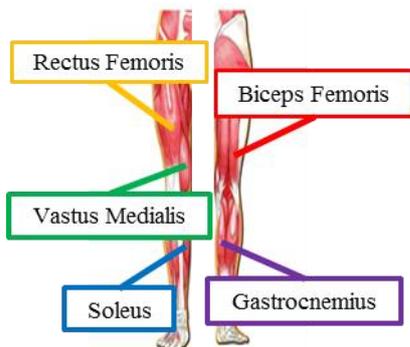


Fig. 1 The set point of sEMG sensors on the leg muscle

坂道の勾配により、足の負担を検討するために、本研究では5%、10%、15%、20%の上り勾配で足の筋肉の負担(筋電情報)を測定する。実験を始める前に各上り勾配を想定し、それぞれの坂道に応じて図2のように踵高さがつま先と水平となる調整具を作成した。



Fig. 2 The Sports shoes fitted with adjustable heel-piece

また歩行する際の坂道の勾配はトレッドミルに角度をつけて0%、5%、10%、15%、20%の坂道を再現した。

表面筋電位の測定にはBTS社が開発したFreeEMG1000を使用し、右脚に電極を貼り付けた<sup>(3)</sup>。

被験者として20代の健康な男性2名を対象とした。実験タスクは図3に示すような時間で、平地で3回それぞれの坂道において通常の靴の場合と、調整具を付けた靴の場合とで歩行を各3回行った。図4に実験の様子を示す。

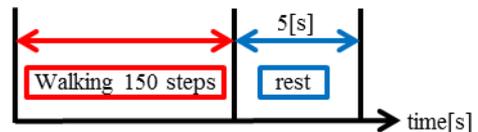


Fig. 3 Experimental tasks



Fig. 4 Experimental setup

また歩行速度は自然な歩行を行ってもらうため勾配毎に被験者が通常の靴で歩きやすい速度に統一した。表1に各被験者の設定速度を示す。

Table 1 Set speed

subject	The magnitude of the gradient[%]				
	0	5	10	15	20
A	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0
B	1.6	1.7	1.7	1.2	1.4

### 3. 解析方法

測定したデータに 100[ms]毎で自乗平均平方根 (RMS) 処理を行った。その後、安静時間を除いた測定開始の 1 歩目から歩行終了の 150 歩目を取り出した。時間的変化を定量的に見るため取り出したデータを 15 分割しそれぞれの区間の平均振幅(以下 AM=Average amplitude)を導出した<sup>(4)</sup>。AM を区間ごとに示すことでその区間で筋活動がどの程度使われているか定量的に示すことができる<sup>(5)</sup>。例として図 4 に自乗平均平方根処理後 15 分割したデータ(勾配 0% - 1 回目 - ヒラメ筋)を示す。

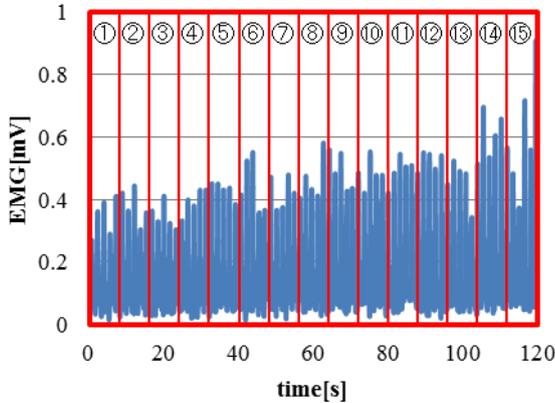


Fig. 4 Electromyogram

そして②～⑮の各区間において AM が①を基準として、①の区間の AM がどの程度上昇しているかを増加率 IR[%]で出し評価を行う。

$$IR = \frac{(\text{対象の区間のAM} - \text{最初の区間のAM})}{\text{最初の区間のAM}} \times 100[\%]$$

### 4. 実験結果

今回は例として最も特徴が見られた勾配 20%での大腿二頭筋、ヒラメ筋について考察する。図 5 に大腿二頭筋の増加率の推移、図 6 にヒラメ筋の増加率の推移を示す。横軸が区間、縦軸が①からどの程度 AM が増加しているかを表す増加率となっている。

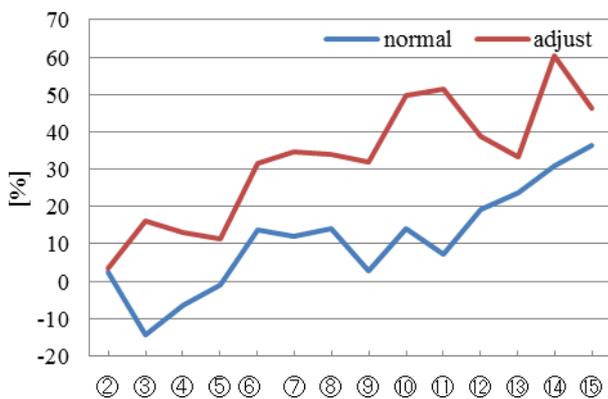


Fig. 5 Biceps femoris of increase rate

図 5 より大腿二頭筋は調整具を付けて坂道を歩行し続けることによって通常の歩行よりも AM が増加しやすい傾向がみられた。大腿二頭筋は膝関節を屈曲する際に働く性質がある。調整具を付けたら床接地の際通常よりも膝を大きく屈曲させなければならないため、歩行を繰り返すうちに大腿二頭筋の AM の増加率が上がったと考えられる。

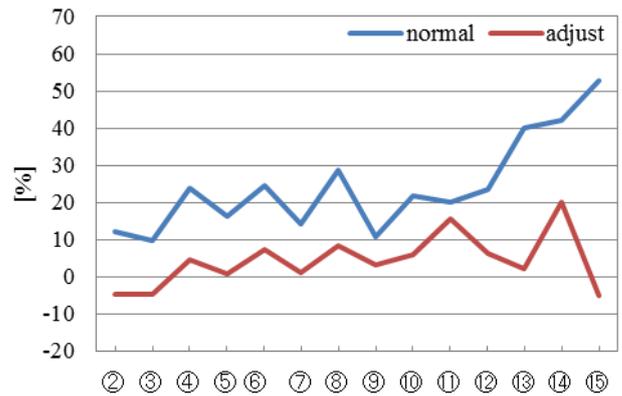


Fig. 6 The increased muscle activity of Soleus

図 6 よりヒラメ筋は調整具を付けた場合、坂道を歩行し続けることによって通常の歩行よりも AM が増加しにくい傾向がみられた。ヒラメ筋は足関節の底屈に関与する筋肉であり、調整具を付けることで足関節の底屈する角度が減り結果的に AM の増加率が減少したと考えられる。

### 5. 結言

今回の実験では踵高さを上げることでヒラメ筋の AM の増加率は通常の場合よりも大きくなり、大腿二頭筋の AM の増加率は通常の場合よりも大きくなる結果となった。しかし一部のタスクでデータのばらつきが大きくなり、すべてのタスクで以上のような結果とならなかった。人は普段、重心位置やバランスを保ちながら歩行を行う。定常歩行に近い状態で歩行実験を行っているが、以上のことが原因でデータにばらつきが生じた可能性がある。そこで別の解析方法を用いる必要がある。

今後の展開として周波数解析を用いて解析を行おうと考えている。そして被験者を増やし同じ特徴がみられるかの検証や測定部位を増やしほかの筋肉の筋活動の時間的変化の検証する必要がある。また今回は健常者で実験を行ったが健常者と高齢者では歩行の特徴が異なるため、高齢者の歩行の特徴を考慮し、高齢者疑似体験セットなどを用いての実験や実際に高齢者の方にご協力していただき歩行実験を行っていく。

### 6. 謝辞

本研究は、JSPS 科研費 15H03951 の助成を受けたことを記し、感謝を申し上げます。

### 文献

- (1) 小田啓介, 王碩玉, 瀋博, 傾斜歩行時における脚にかかる負担の解析, 第 30 回バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会 講演論文集(BMFSA2017), pp88-91, 大阪, 2017 年 11 月.
- (2) 木塚 朝博, 増田 正, 木竜 徹, 佐渡山 亜兵: 表面筋電図, 東京電機大学出版局出版, pp.43-49, 2006.
- (3) Aldo O. Perotto M. D.: 筋電図のための解剖ガイド—四肢・体幹—, 西村書店, pp.1-289, 1997.
- (4) 加藤 浩, 表面筋電位を用いた筋の質的機能評価～股関節疾患患者の歩行障害の特徴と実践的治療戦略～, Japan Laim Corporation, 2012, DVD.
- (5) 酒井医療株式会社 「わかる! 表面筋電位」 <http://www.sakaimed.co.jp/special/kinden/>