

## 長時間歩行に伴う歩行動作の変容

—— 前脛骨筋および腓腹筋の筋電図に着目して ——

宮川 健<sup>1)</sup> 松本直子<sup>2)</sup> 渡部和彦<sup>3)</sup>

川崎医療福祉大学 医療技術学部 健康体育学科<sup>1)</sup>

株式会社アシックス スポーツ工学研究所<sup>2)</sup>

広島大学 教育学部 体育教育学講座<sup>3)</sup>

(平成7年10月18日受理)

### Motion Analysis of Walking Behavior in Treadmill Walking during 60 minutes

**Takeshi MIYAKAWA<sup>1)</sup>, Naoko MATSUMOTO<sup>2)</sup> and Kazuhiko WATANABE<sup>3)</sup>**

*Department of Health and Sports Sciences<sup>1)</sup>*

*Faculty of Medical Professions*

*Kawasaki University of Medical Welfare*

*Kurashiki, 701-01, Japan*

*Research Institution of Sports Science<sup>2)</sup>*

*Asics Corporation*

*Kobe, Hyogo, 679-02, Japan*

*Laboratory of Physiology and Sports Biomechanics<sup>3)</sup>*

*Faculty of Education*

*Hiroshima University*

*Higashi-Hiroshima, Hiroshima, 739, Japan*

*(Accepted Oct. 18, 1995)*

**Key words** : long-time walking, muscle fatigue, integral electromyogram (iEMG),  
fast fourier transforms (FFT), mean power frequency (MPF)

#### 緒 言

日常生活の中で行なわれる歩行は、一般的に運動強度が小さいため<sup>1)</sup>、いわゆる全身的な疲労には至りにくい。同時に、乳酸などの疲労物質の蓄積による局所的な疲労すなわち筋疲労に至ることもまれである。しかしながら、1時間を

越えるような長時間連続歩行の場合には、筋の緊張と弛緩の繰り返しが数万回にも及ぶことから、下肢筋には疲労物質がなかり高いレベルにまで達していることは想像に難くない。筋疲労とは生理学的には筋収縮時の筋張力の急激な低下<sup>2)</sup>、あるいは力の繰り返し発揮に伴う筋力の低下<sup>3)</sup>と定義される。したがって、長時間の歩行運

動に伴う下肢の筋疲労は筋張力の低下を引き起こし、さらに歩行動作にも何らかの影響を及ぼしていることが考えられる。しかし、これまで、長時間歩行中における下肢の筋疲労や、歩行動作の経時変化を定量的に明らかにした報告はみあたらない。

ところで、歩行中の疲労を何らかの尺度によって定量化することができれば、靴や路面といった環境条件の違いや、歩き方や歩行速度といった歩行条件の違いによる歩行中の疲労度を、客観的に比較することが可能となる。筆者らは、歩きやすく疲れにくい靴の開発のために、それら歩行中の疲労の定量的な測定に取り組んでいる。これまでの実験では、1時間のトレッドミル歩行において、着地時の足関節背屈角度が歩行時間に伴って減少する被検者が数名みとめられている<sup>4)</sup>。しかし、それが筋の疲労によるものなのか、あるいは動作の最適化（無駄な動きの除去）によるものなのかは明らかになっていない。

そこで本研究では、下肢関節角度に加えて、特に足関節での底背屈動作の主働筋である前脛骨筋と腓腹筋の筋電図に着目し、筋電図積分値およびその平均パワー周波数の歩行中の変化を分析した。そして、それらのパラメーターが歩行中の下肢の筋疲労を評価できうるか否かについての基礎的資料を得ることを本研究の目的とした。

## 方 法

健常な成人男性6名(平均年齢 $31.25 \pm 3.4$ 歳)を被検者として、1時間のトレッドミル歩行実験を行なった。歩行速度は日本人男性の平均速度といわれる毎分90mに設定し<sup>5)</sup>、履き物は被検者が日常使用しているジョギングシューズを用いた。

歩行の際、被検者の左右の肩峰点・大転子・脛骨骨頭点・外踝点・踵点・爪先に反射マーカを取り付け、VICON システム(株式会社ナック)によって、それらマーカの3次元位置座標を毎秒200フレームで計測した。そしてそれらのデータを5分毎に20ストライド(1ストライド=2歩)ずつファイリングしてコンピュー

タ(サンマイクロシステムズ社)に保存した。そして、踵が着地する瞬間の足関節背屈角度、爪先が離地する際の足関節底屈角度、遊脚期の膝関節最大屈曲角度を1ステップ毎に計算した。実験の構成、データの記録、および算出した下肢関節角度は図1, 2, 3に示すとおりである。

また、表面筋電図法によって前脛骨筋および腓腹筋(外側)の筋放電を導出し、画像データと同様歩行開始から5分毎に、40秒間1000HzでA/D変換し、コンピュータ(サンマイクロシステムズ社)に取り込んだ。その結果、1被検者の1回の実験において13個のデータファイルが保存され、1個のデータファイルには、12~14ストライド分の左右の前脛骨筋と腓腹筋の筋電図データが格納された。そして、それらのデータを1ストライドずつのデータファイルに分割し、次のような手順で5分毎の筋電図積分値および平均パワー周波数を算出した。

筋電図積分値；各筋において1ストライドの筋放電を全波整流したのち台形公式により積分

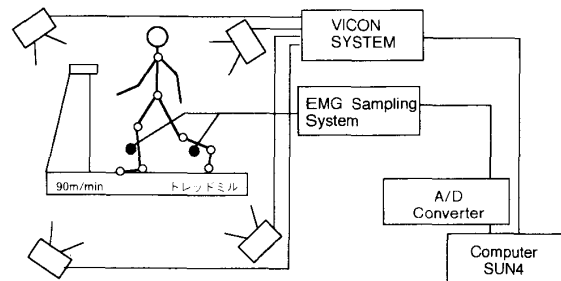


図1 実験の構成

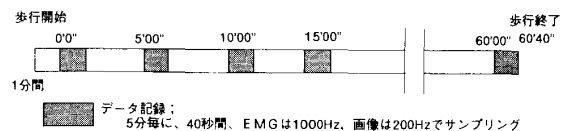


図2 データの記録

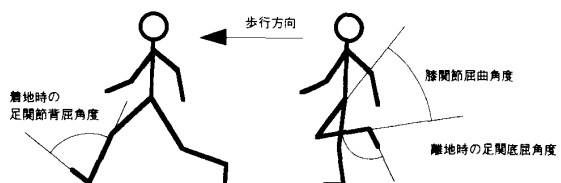


図3 算出された下肢関節角度

値を求めた。その後12ストライドのそれぞれの積分値を筋ごとにすべて加算したもの、およびすべての筋の積分値を加算したものを筋電図積分値とした。

平均パワー周波数；各筋における1ストライドのデータを1024個（1024msecのデータ）だけ切り出し、それらをフーリエ変換（FFT）してパワースペクトルを求めた。そして筋ごとに各周波数における12ストライドのパワーの平均を算出したうえで平均パワー周波数を求めた。

これらの5分毎のデータは、被検者ごとに分散分析（1次元配置，多重比較）を用いて有意差検定を行なった。

結 果

(1) 下肢関節角度の経時変化

歩行開始から5分毎の足関節背屈角度の変化を図4に示した。各被検者の直立時の足関節角度を原点（0度）として、背屈方向はプラス、底屈方向はマイナスとして表わした。被検者Cは直立時より背屈した状態で着地を行っていた（ $+3.6 \pm 0.7$ 度）が、他の被検者については、直立時よりやや底屈した状態で着地を行っていた（ $-1.1 \sim -13.2$ 度）。すべての被検者において、歩行時間に伴う有意な角度の変化は認められなかった。同様に、離地時の足関節底屈角度および膝関節屈曲角度にも歩行時間に伴う変化はみられず、足関節背屈角度と同じ傾向を示した。

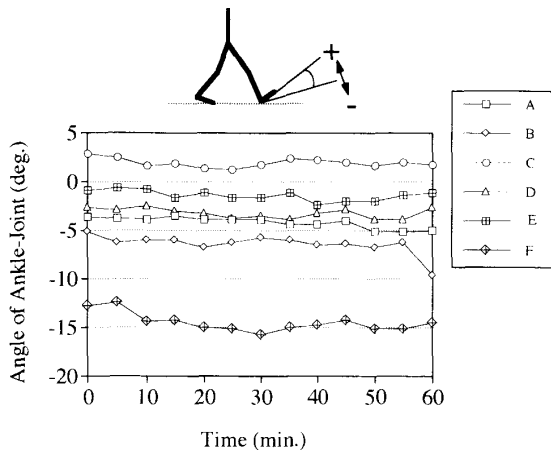


図4 足関節背屈角度の歩行時間に伴う変化

(2) 下腿筋における筋電図積分値の経時変化

図5には左右の前脛骨筋と腓腹筋の筋電図波形を示した。3秒間のデータで、3ストライドが含まれている。図中の縦線は、左足および右足の踵が着地した瞬間を示している。腓腹筋と前脛骨筋には、爪先離地前後およそ400msec、踵着地前後およそ600msecにわたって、拮抗的な放電がみられた。

図6には、左右の腓腹筋と前脛骨筋の4つの筋の筋電図積分値をすべて合計したものの値の変化を示した。すべての被検者において歩行開始10分までは、小さくなる傾向にあったが、その後はめだった傾向はみられなかった。また、それぞれの筋の筋電図積分値では、全被検者と

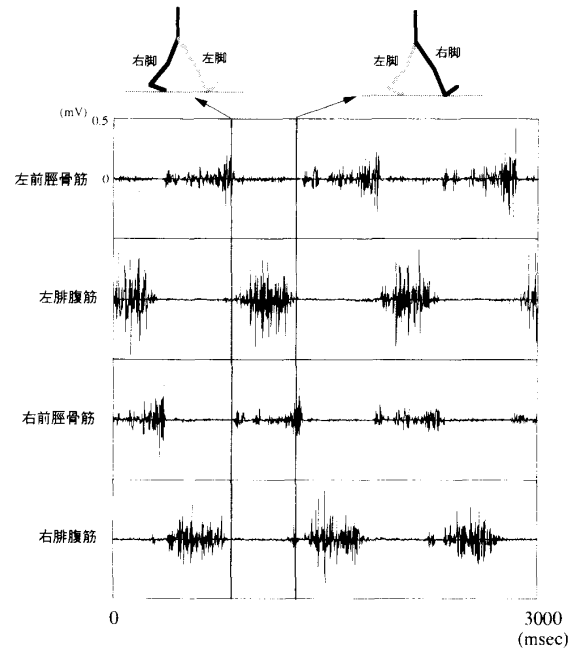


図5 歩行中の前脛骨筋および腓腹筋の筋電図

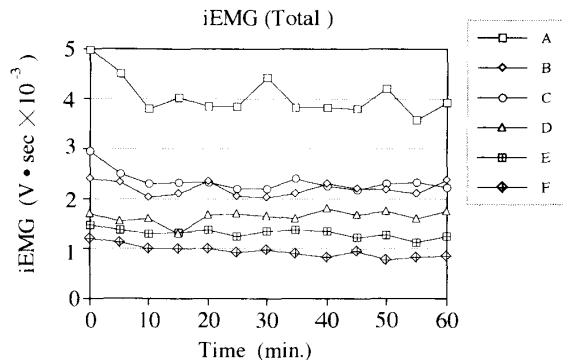


図6 歩行時間に伴う下腿筋の筋電図積分値の変化

も前脛骨筋より腓腹筋のほうが大きな値を示したが、歩行時間にもなう変化には違いはみられず、合計した筋電図積分値と同様の傾向を示した。

### (3) 下腿筋における平均パワー周波数の経時変化

被検者Aの1ストライドにおける筋電図のパワースペクトルを図7に示した。1ストライドの比較では、このように120Hz付近のパワーが減少したのがみられたが、12ストライドすべてを加算して比較すると、筋電図積分値にも平均パワー周波数にも有意な差はみられなかった。また、1ストライドごとのばらつきは45分以降大きくする傾向にあったが、それも有意な差ではなかった。

図8、9は、5分毎の平均パワー周波数の変化を示したものである。前脛骨筋では60~90Hz、腓腹筋では70~110Hzで推移し、腓腹筋の筋放電のほうが高い周波数であったが、どの被検者も歩行時間による有意な変化はみられなかった。

## 考 察

等尺性筋収縮の場合、筋疲労によって同張力発揮中の筋電図積分値が増大し、その平均パワー周波数は減少する（低周波数域の波へと移行する）ことが知られている<sup>6)</sup>。また、Komiらは、上肢の伸張-短縮性の動的な筋収縮における筋電図積分値の変化を分析し、最大負荷および最大下負荷による連続運動においては疲労によってそれが増大することを報告している<sup>7)</sup>。長時間歩行による下腿の筋疲労も、これらのパラメーターによって評価できるかどうかは筆者らの関心事である。

今回の実験では、着地時に足関節背屈角度が減少する被検者がみられず、さらに、下腿の筋電図積分値にも平均パワー周波数にも歩行時間に伴う有意な変化はみられなかった。

また、長時間の歩行においては、姿勢保持や動的バランスなどの調整系の筋の動きと、推進力を発揮する際に主動的に参与するエネルギー

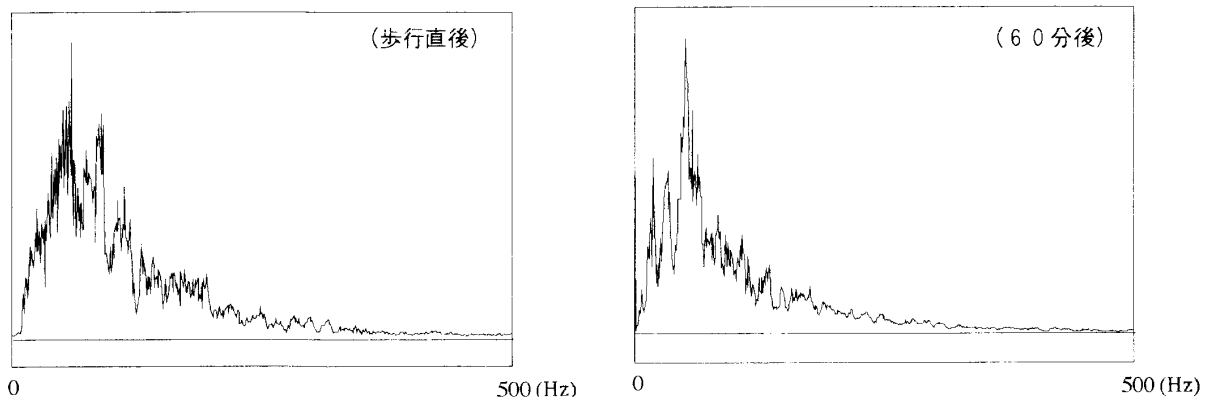


図7 歩行直後と1時間後における1ストライドのパワースペクトル（左腓腹筋）

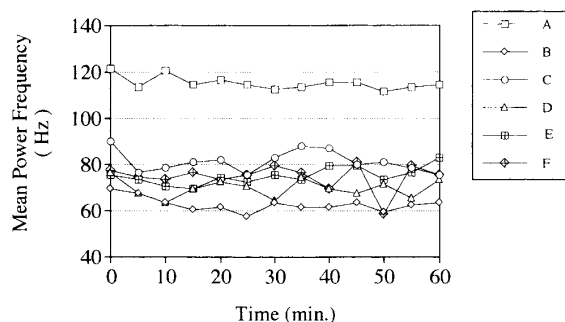


図8 歩行時間に伴う左前脛骨筋の平均パワー周波数の変化

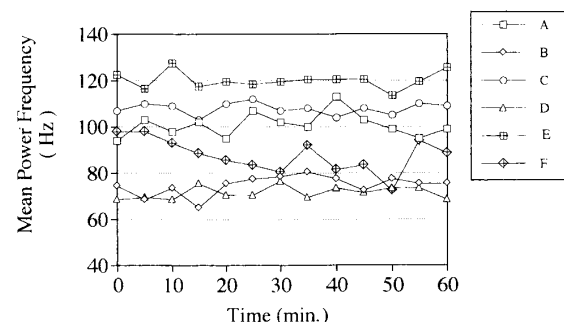


図9 歩行時間に伴う左腓腹筋の平均パワー周波数の変化

系の筋の働きが考えられることから<sup>4)</sup>、それぞれに異なった変化が予測される。しかし、今回の実験では、エネルギー系と考えられる腓腹筋と、調整系と考えられる前脛骨筋での筋電図における定量的な違いを見いだすことはできなかった。

しかしながら、筋電図のパワースペクトルは、歩行開始45分前後から、1ストライド毎のばらつきが大きくなる傾向を示していた。今回の処理では12ストライドを平均して比較したことから、1ストライド毎のわずかな変化を定量的に分析することができなかった。また、筋の疲労は被検者の筋持久力のレベルに大きく依存していることから、実験で設定した歩行条件では、

これらのパラメーターで検出される程度の筋疲労が今回の被検者には生じなかった可能性もある。

したがって、今後は、速度や時間を変えた複数の歩行条件を設定し、1ストライドごとの変化を十分に考慮したうえで、筋電図積分値や平均パワー周波数といったパラメーターが歩行中の下腿の筋疲労を評価できるかについて論ずる必要があると思われた。

最後に、この研究は未完成で継続中であるが、様々な見地からの多数の批評を期待して速報的に発表させて頂いた。

## 文 献

- 1) 池上晴夫 (1987) 運動処方の実際. 大修館書店, pp151—174.
- 2) 片山憲史 (1994) 筋疲労. 体力科学, **43**, 309—317.
- 3) 矢部京之介 (1986) 疲労と体力の科学. 講談社, pp84—108.
- 4) 宮川 健, 渡部和彦 (1995) 長時間歩行に伴う歩行動作の変容. 広島体育学研究, **21**, 47—56.
- 5) 山崎昌廣, 佐藤陽彦 (1990) ヒトの歩行 — 歩幅, 歩調, 速度およびエネルギー代謝の観点から —. *Journal of Anthropology Society, Nippon*, **98**(4), 385—401.
- 6) Erling Asmussen (1979) Muscle fatigue. *Medicine and Science in Sports*, **11**(4), 313—321.
- 7) Paavo V Komi, Albert Gollhofer (1987) Fatigue during Stretch-Shortening Cycle Exercise. *Medicine and Sports Science*, **26**, 119—127.
- 8) 後藤幸弘他 (1987) 歩行の筋電図的研究 — 各種歩行速度における筋電図の変化 —. 大阪市大保健体育学紀要, **13**, 39—52.
- 9) 吉沢正伊他 (1989) 加齢による歩容変化の動作筋電図学的研究. *Japanese Journal of Sports Sciences*, **8**, 134—141.
- 10) 永田 晟 (1983) からだ・運動の科学. 朝倉書店, pp39—46.