

健康成人男性における歩行速度と歩行中の 筋電活動量との関係について

辻下 守 弘*¹ 鶴見 隆 正*¹
三村 寛 一*² 林 義 孝*³

The relationship between the electrical activity of muscles and the change of speed in walking in adults.

Morihiro TSUJISHITA, Takamasa TSURUMI
Kanichi MIMURA, Yoshitaka HAYASHI

Abstract

The purpose of this study was to examine the relationship between the amount of muscle electrical activity and the change of speed in walking of healthy adults. The subjects of our study were 8 physically fit and healthy men whose ages ranged from 18 to 34 (23.1 ± 6.4) years. The EMG signal was measured by the ME 3000 Professional System Muscle Tester (Mega Electronics Ltd). EMG activity in the right leg was measured through two surface electrodes on the belly of each muscle. The following muscles were monitored in all subjects:

Gluteus medius, Gluteus maximus, Vastus lateralis,
Biceps femoris, Tibialis anterior, Gastrocnemius, and Sacrospinalis.

The series of tests consisted of seven speeds of walking, from 25 meters per minute to 175 meters per minute (25, 50, 75, 100, 125, 150, 175m/min).

The results showed the following:

- 1) In general, integrated EMGs of each muscle for walking increased with increasing speed. Especially, the tibialis anterior showed a weak discharge at the 25m/min, and a strong discharge with increasing the speed up to 150m/min. However, at 175m/min, integrated EMGs of each muscle decreased.
- 2) Optimum speed of walking was supported in terms of the amount of muscle electrical activity elicited. The optimum speed of walking were ranged from 75m/min to 100m/min. Also, at the walking speed of 25m/min, integrated EMGs of each muscle attained the highest value.

Key words : gait, electric muscle activity, gait speed, energy cost, optimum speed.

歩行, 筋電活動量, 歩行速度, エネルギー消費量, 至適速度

緒言

近年, 公衆衛生や医療技術のめざましい進歩により, 乳幼児・小児の死亡率低下と高齢者の延命が可能となり, 国民の平均寿命は飛躍的に延長した。しかし, 一方で労働環境における機械化, 家庭生活における電気製品の普及による省力化, そして交通機関の発達, 国民全体の運動不足を招いていることが数多くの調査報

告^{1),2)}から確認されている。運動不足は, カロリーや脂肪を多く摂取するというような食生活の変化ともあいまって, 虚血性心疾患, 脳血管疾患, 高血圧, 糖尿病, さらに悪性新生物など, いわゆる成人病を急増させることによりわが国の保健医療体制を脅かす結果となっている³⁻⁵⁾。

これら成人病の特徴は, 有酸素的能力が高く

* 1 広島県立保健福祉短期大学 理学療法学科
Department of Physical Therapy, Hiroshima Prefectural College of Health and Welfare.

* 2 大阪教育大学大学院教育学研究科
Education and Health Science Master's Course, Osaka University of Education, Osaka, Japan.

* 3 大阪府立看護大学医療技術短期大学部理学療法学科
Department of Physical Therapy, Osaka Prefectural College of Health Science, Osaka, Japan.

活動的な生活をしているものには罹患率が低いこと、たとえ発病しても継続的で適切な運動をおこなうと症状が改善されるといったことである。したがって、食生活を改善しながら適切な運動習慣を生活の中に取り入れることで成人病の発病を予防したり、症状の進行を抑えることが可能である⁶⁻⁸⁾。平成2年の『国民栄養調査』⁹⁾では、成人病の罹患率が高い30歳台から50歳代の中年成人において運動不足が著明であり、約8割がほとんどまたは全く運動をしていないと報告されており、国民の運動不足の実態がうかがえる。

このように運動不足と成人病の関係が明らかにされると、国民の間には一大健康ブームが巻き起こり、平成元年7月には、厚生省から「健康づくりのための運動所要量」という適切な運動処方¹⁰⁾の基準が発表された。この報告で注目すべきことは、運動強度を最大酸素摂取量の50%、運動時間を1日合計20分以上と設定したことである。これは進藤¹¹⁾が「ニコニコペース」と呼ぶような比較的軽い運動量であり、このようなレベルの運動量でも継続して行うことで、成人病の予防や健康維持に十分効果があることが確認されている¹²⁻¹⁴⁾。つまり、激しい運動強度で長時間運動しないと運動効果がないとする従来のような非常に危険な運動処方の考え方を改めさせた点で評価されるべき運動量の策定であろう。このように軽度な運動量が国家レベルで推奨される背景の中で、幅広い年齢層や体力レベルの者が安全で気軽に行うことのできるスポーツとして、歩行運動が注目されるようになった。歩行の研究は、古くから幅広い研究分野の専門家が取り組んでいるテーマであり、正常歩行のバイオメカニクス¹⁵⁾、脊髄、脳幹レベルでの生理学的機序¹⁶⁾は現在までにほぼ解明され、生体に及ぼす様々な効用やトレーニング効果についてもかなり研究が進んでいる¹⁷⁾。一方、歩行の運動処方に関する基礎的な研究では、歩行速度、傾斜、歩数歩幅など様々な条件下のエネルギー消費量について、主に呼気ガス代謝測定による検討が行われてきた¹⁸⁻²⁰⁾。しかし、歩行速度の違いによる一歩行周期中の筋活動パターンを検討した報告^{21,22)}はあるが、積分筋電活動量(以下iEMGと略す)を検討した報告はきわめて少ないのが現状である。歩行運動は、下肢を中心としたほぼ全身の筋群を働かせる運動であり、エネルギー消費量の大部分は筋群が消費することを考えると、適切な歩行の運動処方を行うためには歩行速度など各種条件の違いによるiEMGの変化を十分考慮する必要がある。このことは健康維持増進に限ったことではなく、リハビリテーション医学においても、患者の機能障害に応じた歩行訓練を処方するうえで

重要である。

そこで今回我々は、歩行速度の増減が歩行中における下肢・体幹のiEMGにどのような影響を及ぼすのかについて測定し、これまでエネルギー消費量の測定により明らかにされた成績と一致するかを検討したので報告する。

方 法

1) 対象

対象は、運動器に既往症を持たない健常男性8名、平均年齢23.1±6.4歳(18~34歳)、平均身長174.5±5.0cm(168~182cm)、平均体重65.4±6.0kg(58~76kg)であった。

2) 測定した筋

これまで行われた歩行中の筋電図分析²¹⁻²³⁾において、歩行運動に大きく関与すると認められている下肢、体幹の筋群を以下のごとく7筋選択した。ただし、全ての測定には、身体右側の筋群を用いた。①中殿筋、②大殿筋、③外側広筋、④大腿二頭筋、⑤前脛骨筋、⑥腓腹筋、⑦仙棘筋。

3) iEMGの測定

iEMGの測定には、Mega Electronics社製マッスルテスターME3000プロフェッショナルシステム(以下ホルター筋電計と略す)を使用した。このホルター筋電計は、大きさが幅166mm×長さ77mm×高さ30mm、重さが600gであり、1024キロビットの内蔵メモリー、4チャンネルのアンプと12ビットA/D変換器を備え、バッテリーで長時間駆動が可能な装置である。今回の研究では、7チャンネルの同時記録が必要であるため、同じ装置を2台同期させて測定を行った。ホルター筋電計の設定は、測定周波数帯域20~500Hz、サンプリング周波数1000Hzで、0.1秒毎に平均された筋活動電位(以下EMGと略す)を内蔵メモリーに記録した。記録されたEMGは、測定終了後に光ケーブル経由でDOS/Vパソコン(富士通社製FM/V DESKPOWER-H)へ転送後EMGの積分処理と波形の出力を行った。EMGは、直径10mmのペースト付きディスク電極を用いて、各筋群の運動点がある皮膚表面から双極誘導法によって導出した。

4) 測定方法

被験者には、事前に測定の主旨と方法を十分説明し、各筋群へ表面電極を設置しホルター筋電計を腰部にベルトで装着させ5分間の安静座位をとらせた。その後、傾斜角0%のトレッドミル上に安静立位させた時点で2台のホルター筋電計の測定を同時に開始した。歩行速度は、

25m/minの速度から開始して、1分毎に25m/minずつ175m/minまで速度を増加させ、歩行中継続して0.1秒毎のEMGをホルター筋電図のメモリーに記録した。歩行速度が増加する中で、被験者にはなるべく歩行するように指示したが、歩行の限界を感じたら走行しても良いことにした。

5) 測定データの処理

各速度条件下で各筋群ごと、および全筋を合計したEMGから1分間の積分値をそれぞれ計算し、これをiEMGとした。さらに、各速度にて1分間歩行した距離(25m/minであれば25m)から単位距離当たりのiEMG(以下iEMG/mと

略す)を求めた。また、iEMGとiEMG/mは、iEMGの体格による個人差を考慮するために、150m/min歩行時における各筋のiEMGを100として正規化した値(以下それぞれ%iEMG/min, %iEMG/mと略す)も算出した。

結果

歩行速度を増加していくと150m/minまでは全員が歩行可能であったが、175m/minでは全員が走行に変わった。

図1は、ホルター筋電計で記録された歩行中のEMGの原波形を各筋群ごとに表示したものである。基線から縦に伸びる1本1本の細かい棒が0.1秒毎のEMGを示しており、波形としては細かく凹凸があるものの各歩行速度において安定したEMGを記録しているものと思われる。速度が増加するに従って波形が階段状に大きくなり、150m/minをピークとして175m/minでは小さくなっていることがわかる。各筋群の波形を比べると体幹、殿部の筋群よりも大腿、下腿部の筋群の方が波形が大きく、速度の増加による変化も大きいことがわかる。また、速度が増すと前脛骨筋の活動が著明に大きくなるが、175m/minでは歩行から走行に変化するため、前脛骨筋の活動が減少することがわかる。

表1は、被験者8名におけるiEMGの平均値と標準偏差である。25m/minの低速でiEMGの平均値が最も大きいのは、外側広筋の1661.1±907.5μV・secであり、最も小さいのは大腿二頭筋の613.3±228.4μV・secであった。一方、iEMGの平均値が最大となる150m/minの速度において平均値が最も大きいのは、前脛骨筋の11498.0±5635.6μV・secであり、最も小さいのは大殿筋の2353.5±1090.4μV・secであった。また、全筋合計では、150m/minの速度における平均値が42051.0±12558.1μV・secとなっていた。

図2は、iEMGの平均値だけをグラフにプロットしたものである。いずれの筋群において

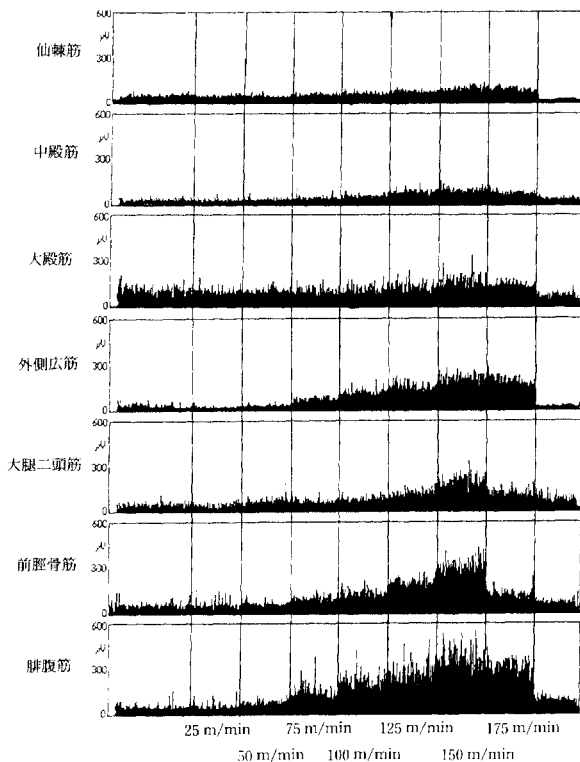


図1 ホルター筋電図にて測定したEMGの原波形

表1 歩行速度の違いによる各筋のiEMGの平均と標準偏差

		単位 μV・sec						
		25m/min	50m/min	75m/min	100m/min	125m/min	150m/min	175m/min
中殿筋	平均値	1086.3	941.6	864.5	1068.5	1775.3	2911.0	2465.1
	標準偏差	343.8	227.0	184.9	399.0	941.9	1437.4	1992.6
大殿筋	平均値	700.4	656.0	695.4	856.1	1293.8	2353.5	2162.5
	標準偏差	455.4	396.4	320.5	320.2	602.8	1090.4	1181.0
外側広筋	平均値	1661.1	1750.6	2370.3	3220.5	5081.5	8338.5	6250.8
	標準偏差	907.5	818.6	832.4	840.7	1338.4	3592.3	2552.6
大腿二頭筋	平均値	613.3	988.1	1282.8	1655.8	2825.9	5425.6	3670.8
	標準偏差	228.4	153.6	326.6	451.6	625.5	2097.4	1168.7
前脛骨筋	平均値	1610.4	1727.8	2157.8	3451.8	6777.5	11498.0	6806.4
	標準偏差	560.0	524.6	481.5	962.4	2260.6	5635.6	3381.0
腓腹筋	平均値	930.5	1190.4	1655.6	2048.5	4587.1	8449.8	7052.3
	標準偏差	523.1	467.1	526.6	609.2	1342.9	3755.4	3949.4
仙棘筋	平均値	761.0	828.6	956.6	1271.5	2005.5	3074.6	2253.0
	標準偏差	178.3	229.5	220.2	287.8	491.1	426.1	788.4
全筋合計	平均値	7362.9	8083.1	9982.9	13572.6	24346.5	42051.0	30660.8
	標準偏差	985.2	1126.1	959.4	1238.7	4060.0	12558.1	9616.7

も速度が増加するに伴い150m/minまではiEMGが増加し、175m/minでは減少していた。各筋の活動を比較すると、低速では7筋ともiEMGの大きさに相違はなく、速度が増すにしたがって前脛骨筋のiEMGが他の4筋に比べて著明に大きくなっていることがわかった。特に、前脛骨筋では、速度の増加に対して指数関数的な上昇が認められた。逆に、iEMGが小さい筋は、大殿筋、中殿筋、仙棘筋であり、速度の増加による変化もごくわずかであった。全筋を合計したiEMGにおいても、150m/minを頂点とする指数関数的な上昇を認めた(図3)。しかし、150m/minの速度におけるiEMGを100として正規化した%iEMGのグラフである図4をみると、

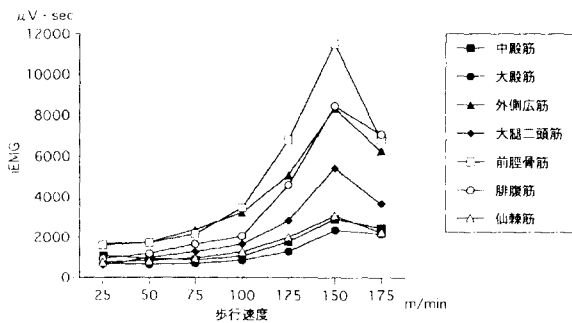


図2 歩行速度と各筋のiEMGとの関係

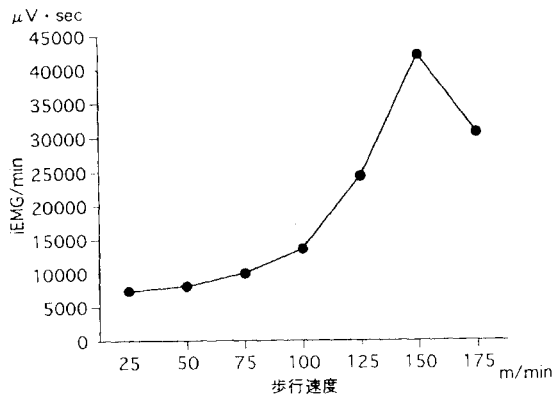


図3 歩行速度と全筋合計のiEMGとの関係

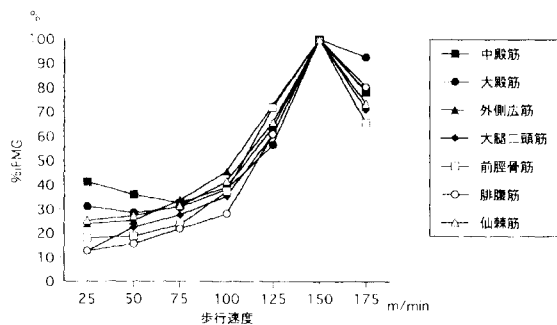


図4 歩行速度と正規化した各筋のiEMGとの関係

各筋群ともほぼ同じような上昇のパターンを示しており、相対的なiEMGの増加率は一定であることがわかった。また、全筋合計の%iEMGにおいても同様に指数関数的な上昇を認めた(図5)。

図6は、各筋におけるiEMG/mをプロットしたグラフである。グラフを見ればわかるように、25m/minから150m/minの速度において、75m/minから100m/minを底辺とする曲線的(下に凸)なカーブを示しており、至適速度(optimum speed)の存在することがわかった。また、全筋合計のiEMG/mをプロットした図7においても同様のことが確認できた。つまり、75m/minから100m/minの速度の間に歩行にとって最もエネルギー効率が高いと考えられる歩行速度が存在し、これより遅くても速くてもエネルギー効率は低くなるといえる。各筋における%iEMG/mをプロットしたグラフである図8では、低速において各筋のiEMGに大きなばらつきを認めた。特に、中殿筋が25m/minの速度において大きなiEMGを示していた。さらに、全筋合計の%iEMG/mにおいては、150m/minの速度よりも25m/minの速度の方が大きいiEMGであることがわかった。

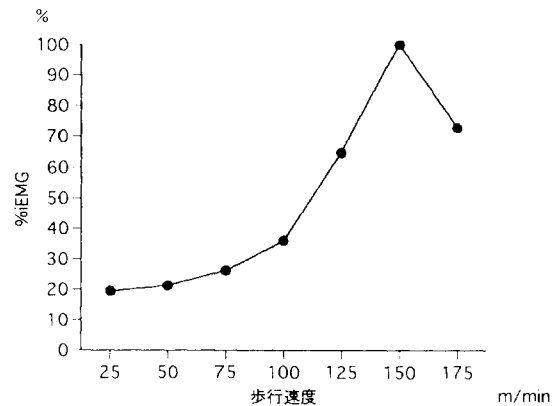


図5 歩行速度と全筋合計の正規化されたiEMGとの関係

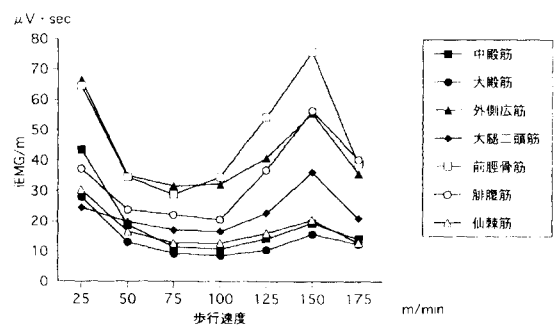


図6 歩行速度と単位距離当たりにおける各筋のiEMGとの関係

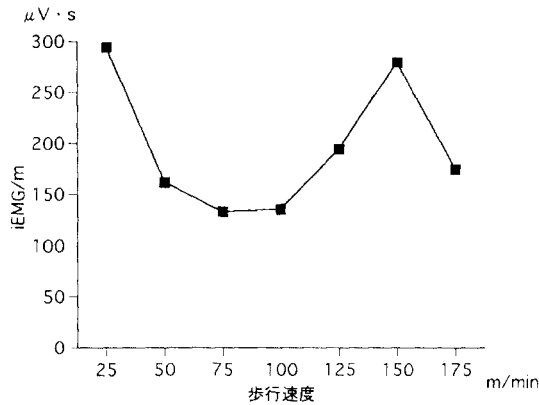


図7 歩行速度と全筋合計の単位距離当たりにおけるiEMGとの関係

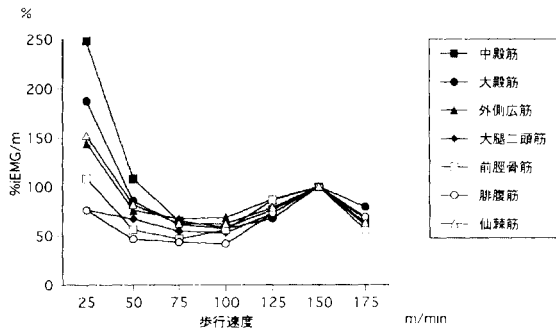


図8 歩行速度と各筋の単位距離当たりにおける正規化したiEMGとの関係

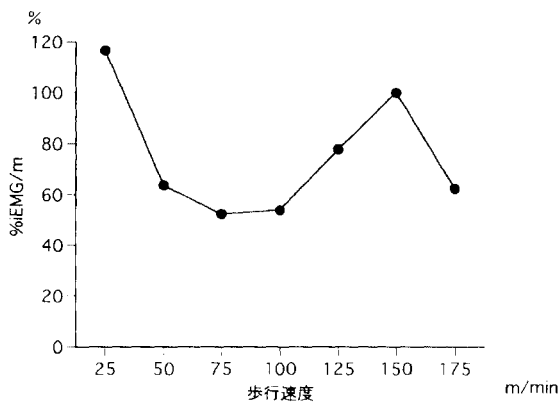


図9 歩行速度と全筋合計の単位距離当たりにおける正規化したiEMGとの関係

考 察

1) iEMGの個人差

皮膚表面電極によるEMGの導出では、筋肉の微弱な電位を皮膚表面という離れた位置で測定しなければならないため、筋肉と皮膚の間に存在する皮下脂肪の厚さに大きく影響²⁴⁾を受ける。さらに、筋肉自体の発達度合いや運動単位

の動員、発射頻度のパターンの違いにも影響²⁵⁾を受けるため、体格や年齢などにより個人差が生じやすいと考えられる。したがって、本研究の被験者もなるべく体格や年齢が大きく隔たらないように考慮したが、実際の測定結果では標準偏差がやや大きくなった。また、各筋群の比較においても筋肉の大きさなどに違いがあるため、150m/minの速度におけるiEMGを100として正規化した%iEMGにより比較検討を行った。しかし、被験者の個人差や筋群の大きさによる違いをなるべく正規化するためには、各被験者、各筋の最大筋収縮時のiEMGmaxを測定し、その値を100として正規化した%iEMGmaxにより比較検討することが望ましいと思われる。

2) 歩行速度とiEMGとの関係

これまで行われた歩行の筋電図学的研究では、歩行速度が増すと筋活動様式の全体的なパターンは変わらないが、ほぼ全ての筋群でiEMGが増加することが報告^{26,27)}されており、本研究の結果でも7筋全てにおいて筋活動の増加を確認した。低速では、いずれの筋群もiEMGが小さいため大きな差はないが、歩行速度が増すにしたがって下腿部の筋群である前脛骨筋や腓腹筋のiEMGが著明に大きくなり、殿部や腰部の筋群である中殿筋、大殿筋、仙棘筋ではあまりiEMGが大きくなっていなかった。このことについて、WinterとYack²⁸⁾、岡²³⁾も、下腿筋群特に前脛骨筋のiEMGが速度を増すことにより著明に増加すると報告しており、本研究の結果と一致していた。これは、歩行速度が増すにしたがって、歩幅が広がることと身体が前傾することで足関節の背屈位を強制された状態になるため、足関節背屈の限界まで背屈が行われなかつま先を床から離せないことから、より大きな前脛骨筋の活動が必要になると考えられる。一方、腓腹筋は、歩行速度の増加にともない前方へ推進するための重要な力源となるため筋活動も増加することは納得できる。ここで興味深いのは、175m/minの速度で走行に変わると前脛骨筋は著明にiEMGが低下するが、腓腹筋ではiEMGの低下が少ないことがわかる(図2)。これは、走行により足関節背屈位の強制がとれ、つま先を床から離すことが楽に行えるようになったためと考えられる。しかし、腓腹筋は走行においても重要な推進力となっているため、iEMGはあまり低下しないのであろう。さて、本研究では、歩行のみの測定を行ったが、結果的には175m/minで全被験者が走行になり、150m/minが歩行の限界速度であった。このように歩行から走行に変わる速度、つまり歩行のiEMGが走行のそれと交わり、その後は走行よ

りも歩行のiEMGが上回る速度のことを境界速度と呼んでいる²⁹⁾。これは本来エネルギー消費量の検討から明らかになった現象であり、metabolic intersection speedとも呼ばれている³⁰⁾。この境界速度については多くの研究報告があり、エネルギー消費量から検討した本邦の研究者によるとだいたい120m/min前後の速度だろうということ意見が一致している。また、iEMGから検討した報告では、105m/min~135m/minの範囲で、平均値は125m/minであるとされている²⁴⁾。したがって、本研究の速度設定では、125m/minがちょうど境界速度であり、被験者はこの速度で歩行させられた時点で走行したいという欲求が強くなったと思われ、150m/minが歩行の限界であったということは容易に察することが可能である。歩行速度は、歩幅と歩数(ピッチ)の積で決定されるものであり、速度の増加に対して歩幅と歩数の増加曲線に湾曲がみられ、この湾曲点が境界速度に一致することがわかっている。さらに、この地点よりも速くなると歩幅の関与が50%以下となり、歩数の関与が50%以上になると報告されている^{15,24)}。つまり、この地点より速くなると歩幅を広くして速度を上げようとする努力に限界があり、両下肢をいかに速く動かせるかということに努力が注がれるわけである。したがって、歩行限界の速度である150m/minに近づくほどiEMGが大きくなるのは、歩幅が広がることによるというよりも、歩数が増えることで下腿筋が休みなく強い収縮を維持しなければならないことが原因だとも考えられる。

3) iEMGとエネルギー消費量との関係

歩行のエネルギー消費量については、主に酸素摂取量の測定から検討されている^{18-20),31)}。その中で歩行速度との関係を検討した報告によると、歩行速度とエネルギー消費量との間に指数関数的な関係があるということと、単位距離当たりの酸素摂取量ではエネルギー消費が最も少ない速度、すなわち至適速度(optimum speed)の存在することで意見が一致している。その中でもRalston³¹⁾の研究はよく知られている。彼の報告によると、歩行速度に対して単位距離当たりのエネルギー消費量は曲線的(下に凸)に増加し、25m/minの速度が最もエネルギー消費量が高く、74m/minの速度が至適速度であったと報告している。本研究の結果では、速度の増加にともない全筋合計のiEMGあるいは%iEMGが指数関数的に増加する傾向を認めており、歩行速度とエネルギー消費量との関係と非常に近いことがわかった。また、単位距離当たりのiEMGであるiEMG/mと歩行速度との関係では、25m/minから150m/minまでは曲線的(下に凸)な

増加を示し、至適速度が75m/min~100m/minの間に存在しており、これも歩行速度と単位距離当たりのエネルギー消費量との関係とほぼ一致する結果であった。ただし、図6や図8のように各々の筋のiEMG/mや%iEMG/mをみると至適速度がRalstonの報告よりも速くなっているように思われるが、全筋合計のiEMG/mや%iEMG/mでは至適速度がほぼ75m/minの速度であることがわかる。このように各々の筋でiEMGの至適速度が微妙に異なるという可能性もあり、今後検討する価値があると思われた。以上のことから、歩行速度とiEMGとの関係は、歩行速度とエネルギー消費量との関係と非常に近似していると結論づけられる可能性は高い。歩行におけるiEMGと酸素摂取量との関係を検討した報告はごくわずかであり、本研究のように多数の筋について測定した先行研究は後藤^{26),32)}の論文が唯一のものであろう。彼の報告によれば、歩行において酸素消費量とiEMGの間には $r=0.9$ 以上の高い相関関係があり、iEMGをエネルギー消費量に置き換えて考えることも可能であると結論し、iEMGから酸素摂取量を予測する関係式まで算出している。iEMGとエネルギー消費量とが一致するという報告は、歩行だけでなく各種の静的、動的動作についても確認されている^{33,34)}。したがって、各種動作の筋電活動パターンとその動作の強度変化に対するエネルギー消費量との関係を導き出せたならば、各種動作を用いた筋力増強訓練の負荷設定が可能となろう。その意味で、歩行は歩幅、歩数、傾斜などのパラメータを組み合わせることで無数の運動処方を行える可能性があり、歩行に対する生理学的、運動学的、バイオメカニクスの知識を深めて科学的な運動処方を行うことで、健康維持・増進やリハビリテーション医学にもっと応用されるべきであろう。

結 論

この研究の目的は、歩行速度と歩行中のiEMGとの関係を知ること、およびその関係が歩行速度と酸素摂取量からみたエネルギー消費量との関係と一致するのかを確かめることである。健康成人男性8名を対象として、Mega Electronics社製マッスルテスターME3000プロフェッショナルシステムにて7筋からiEMGを測定した。その結果、以下のことが明らかとなった。

- 1) 歩行速度と各筋のiEMGとの関係では、速度が増すことにより各筋のiEMGが増加する傾向にあった。特に、前脛骨筋のiEMGは著明な増加を示した。しかし、175m/minの速度では、7筋ともiEMGが低下していた。
- 2) 歩行速度と全筋合計の単位距離当たりにお

けるiEMGとの関係では、25m/minから150m/minの間の速度において75m/minから100m/minを最適速度とする曲線的（下に凸）な増加傾向が認められた。

- 3) 以上のことから、歩行速度と歩行中のiEMGとの関係は、エネルギー消費量における関係と近似する傾向にあることがわかった。

引用文献

- 1) 橋本勲, 青木純一郎他: 日本人の身体的活動量の低下状況とその改善手段に関する研究. 国立栄養研究所報告, 32: 53~60, 1983
- 2) Paffenbarger, R.S. Jr, Wing, A.L. et al.: Physical activity, all-cause mortality, and longevity of college alumnus. N. Engl. J. Med., 314: 605-613, 1986
- 3) 北川薫: 肥満—その日本的背景と問題点—. Jap. J. Sports. Sci., 5: 762-767, 1986
- 4) 村田光範: 肥満. 保健の科学, 27: 516-520, 1985
- 5) Powell, K.E., Thompson, P.D., et al.: Physical activity and the incidence of coronary heart disease. Ann. Rev. Public. Health, 8: 253-287, 1987
- 6) Ruderman, N.B., Ganda, O.P., et al: The effects of physical training on glucose tolerance and plasma lipids in maturity-onset diabetes. Diabetes, 28: 89-92, 1979
- 7) Blair, S.N., Goodyear, N.N., et al.: Physical fitness and incidence of hypertension in healthy normotensive men and women. JAMA, 252: 487-490, 1984
- 8) 日置敦巳, 酒井ミユキ他: 日常生活活動の状況に基づいた実践的運動指導の試み. 体力科学, 77: 105-112, 1991
- 9) 厚生省保健医療局健康増進栄養課: 平成4年版国民栄養の現状. 東京, 第一出版, 124, 1992
- 10) 青木純一郎: 健康づくりのための運動所要量について—その根拠と背景—. Health Digest, 4: 5, 1-4, 1989
- 11) 進藤宗洋: 厚生省の「健康づくりのための運動所要量」について—「身から錆を出不ささない, 出せない」暮らし方の原理の提案—. 保健の科学, 32: 3, 139-156, 1990
- 12) 進藤宗洋, 田中宏暁他: 中高年者の自転車エルゴメーターによる50% $\dot{V}O_2$ max強度の60分間トレーニング. 体育科学, 2: 139-152, 1974
- 13) Shindo, M., Tanaka, H., et al.: Effects of training at 50% $\dot{V}O_2$ max for 60min in healthy college men. 体育科学, 5: 39-49, 1977
- 14) Sasaki, J., Shindo, M., et al.: A long term aerobic exercise program decrease the obesity index and increases the high density lipoprotein cholesterol concentration in obese children. Intern. J. Obesity, 11: 339-345, 1987
- 15) 大道等: 歩行の運動分析. Jap. J. Sports Sci., 3: 573-588, 1984
- 16) 森 茂美: 歩行の神経生理学. 第25回脳波・筋電図学会学術大会プログラム・予稿集, 127-128, 1995
- 17) 久埜真由美, 宮下充正: ウォーキングの特性. Jap. J. Sports. Sci., 14: 5-10, 1995
- 18) Blessey, R.L., Hislop, H.J., et al.: Metabolic energy cost of unrestrained walking. Phys. Ther., 56: 1019-1024, 1976
- 19) Fisher, S.V., and Gullickson, J.G.: Energy cost of ambulation in health and disability. A literature review. Arch. phys. Med. Rehabil., 59: 124-133, 1978
- 20) Margaria, R., Cerretelli, R., et al.: Energy cost of running. J. Appl. Physiol., 18: 367, 1963
- 21) Yang, J.F., Winter, D.A.: Surface EMG profiles during different walking cadence in humans. Electro. Clinic. Neurophysiol., 60: 485-491, 1985
- 22) Arenault, A.B., Winter, D.A., et al.: Bilateralism of EMG profiles in human locomotion. Am. J. Phys. Med., 65: 1-16, 1986
- 23) 岡秀郎: 正常歩行中の下肢筋活動様式に関する筋電図学的研究. 関西医大誌, 36: 131-152, 1984
- 24) 後藤幸弘: 各種速度条件下の歩行・走行における筋活動量と酸素需要量の関係. 関西医大誌, 35: 353-383, 1983
- 25) 永田晟, 半場道子他: からだ・運動の科学, 東京, 朝倉書店, 39-47, 1983
- 26) 後藤幸弘, 松下健二他: 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. 大阪市立大学保健体育学研究紀要, 13: 39-52, 1978
- 27) Nilsson, J., et al.: Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. Acta. Physiol. Scand., 123: 457-475, 1985
- 28) Winter, D.A., and Yack, H.J.: EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. Electro. Clinic. Neurophysiol.,

- 67: 402-411, 1987
- 29) 小笠原道生：同速度の歩行と走行とに於ける酸素需要量に就いて。体育研究, 2 : 215-230, 1934
- 30) 加賀谷熙彦：エネルギー需要量からみたrunningの特性。体育の科学, 28 : 28-33, 1978
- 31) Ralston, H.J.: Energy-speed relation and optimal speed during level walking. Int. Z. angew. Physiol., 17: 277-283, 1958
- 32) 後藤幸弘：各種速度条件下の歩行・走行における筋活動量と酸素需要量(続報) - 幼小児における速度と筋放電量 -。関西医大誌, 35 : 405-430, 1983
- 33) 横山真太郎：各種静的姿勢保持における筋活動のエネルギー代謝量及び心拍数に及ぼす影響。人類学雑誌, 84 : 174-183, 1976
- 34) 福永哲夫, 湯浅景元他：自転車エルゴメーター作業およびトレッドミル歩行中における筋電図積分値と酸素摂取量との関係について。体育の科学, 26 : 821-826, 1976