

## 歩行のバイオメカニクス

兵庫教育大学

後藤 幸弘

### 1. はじめに

歩行・走行は人間生活において必要不可欠な移動運動である。速度条件にかかわらず、走行は両足が同時に地面から離れる空輸局面があるので対し、歩行はサイクルを通していずれかの足が接床している点で分類される。

図1に示すように、両運動の移動速度（V）は歩幅と歩数の関数で、それらは関節運動により導かれ、関節運動は筋活動によって生起される。これらの活動の結果として外部に力が発揮され、その反作用として移動運動が起こる。また、筋活動は中枢制御機構に支配され、エネルギー供給機構に支えられている（後藤、1987）。それらがどのように関係し合っているかは興味深い問題で、本論では、主として歩行運動についてそれぞれのレベルの分析結果について概説する。

### 2. 速度条件による歩数・歩幅の変化

速度〔V (m/分)〕は、1歩の長さである歩幅〔SL (m)〕と単位時間に足を動かす回数で定義される歩数〔SF (回/分)〕の掛け算である。したがって、図2に示すように速度は歩数と歩幅に分離してその変化を把握できる。

歩行についてみると、成人男子では分速50mの歩幅は約50cm、歩数は95回/分であり、一般人の歩行の限界速度である分速165mのそれぞれ約50%強である。しかし、分速50mの走行の歩幅は分速450m時の僅か18%で歩行のそれよ

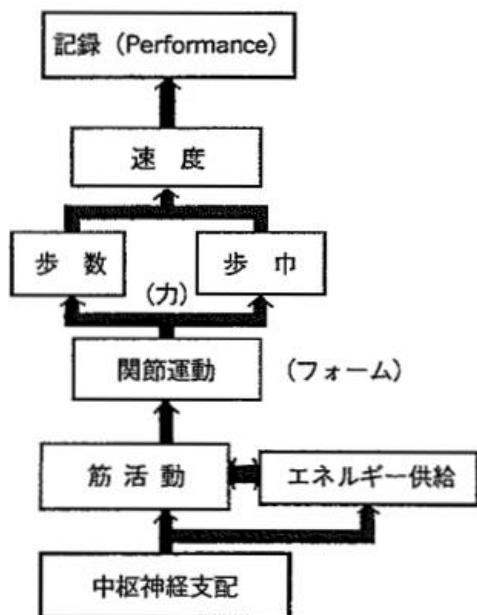


図1 歩行・走行の記録を決める要因

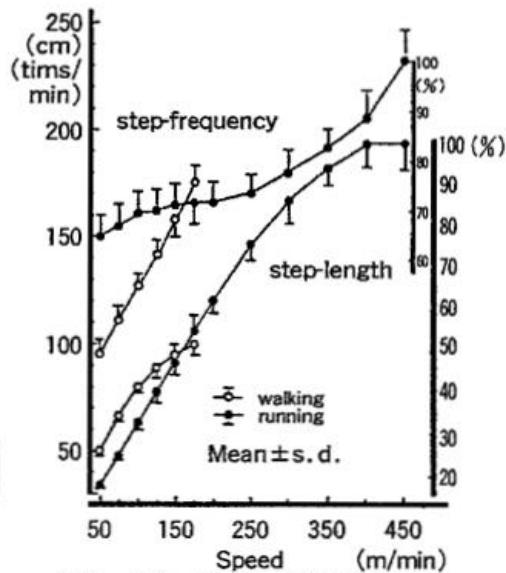
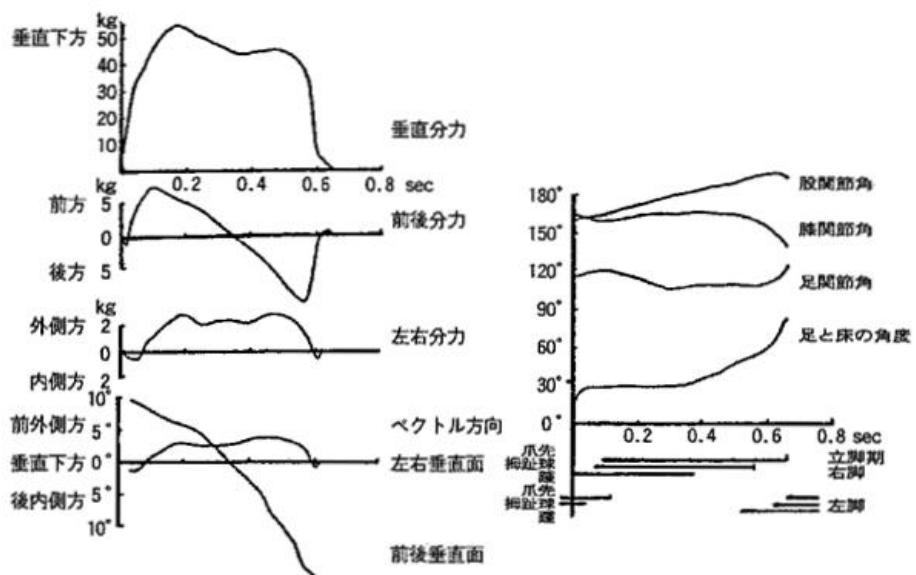


図2 歩行・走行の速度と歩巾・

歩数の関係

(注) 分速 450m走行時の歩巾・

歩数に対する割合(右)

図3 歩行時における床反力（垂直・前後・左右）ならびに身  
体各関節角の変化

りも短い。これは走行では両脚を同時に地面から離す必要があるので、前方に進むというよりその場駆け足のように身体重心を上方に上げているためである。

歩数・歩幅は、速度の増大に対して直線的に増加するのではなく、歩行においては分速120m付近で、走行においては分速350m付近で、歩数は下に、歩幅は上に、湾曲する曲線的变化を示す。すなわち、歩行、走行ともに低速の段階では歩幅が、高速では歩数の増加が速度の増大により関係し、速度を高める場合、まず歩幅を広げることで、次に歩数を高めることで対応していることが分かる。また、接地時間は速度増大に伴い減少するのに対し、遊脚時間の短縮は歩幅が増大しているので比較的一定である傾向がみられる。

### 3. キック力

図3は、歩行中に発揮された床反力の垂直、前後、左右の各分力の変化と各関節角度の変化を示したものである。

前後方向の分力は、接地後ブレーキなるような向き（前方）に生じ、急速に最大値を示した後、徐々に減退して接地のほぼ中央で向きをキック方向（後方）に変える。このとき身体重心は、足のほぼ真上にある。足と床のなす角が増大する頃からキック力は徐々に大きくなり、母趾球が離地する頃最大値を示し、その後、急激にゼロとなる。キック力は、等速の歩行ではブレーキ力と等しいが、速度を高めようとする場合にはブレーキ力よりも大きくなる。体重60kgの人が分速75mで歩いた場合のキック力の最大値は10kg重前後である。

左右方向の分力は、接地直後では向きを内方にとるが、すぐに外方へ変化してほぼ一定となる。垂直方向の分力は、接地直後、1度段をなしてから最大値を示し、その後、一旦減少し、再びピークを形成する。2つのピークは体重分を僅かに上回り、出現時期は前脚、後脚二重支持期にほぼ相当している。

したがって、力のベクトルは前下方より、外下方、後下方へとまわり、鉛直線となす角度は、前方へは着地直後に約10度、外方へは最大5度程度、後方へは離地直前に10度以上となる。すなわち、歩行の際の身体は前進しながらも左右に少し揺れ、踵から母趾球へ床反力の中心は移動しながら常に垂直に近い力で支持されている。

#### 4. 筋活動からみた歩行

関節をまたいで骨に付着している筋の収縮（短縮）によって関節運動が起こる。しかし、筋は中枢からの指令を受けなければ活動を起こさないので、筋が収縮する際に発生する微少活動電位を增幅記録した筋電図（EMG）から中枢制御機構の様式が推定できる。

##### (A) 正常成人歩行の筋電図

図4は、合目的な筋の使い方をしていると考えられる人が、後述する optimim speed である分速75mで歩いた際の代表的な下肢・軀幹筋群の筋電図、ならびに動作記録（下肢の各関節の角度変化曲線、接床・離床を区別するバゾグラム）を示している（岡本他、1984）。足底スイッチを用いて記録したバゾグラムは、凸部は足が地面から離れている離床期（swing phase : SW）を、凹部は接床期（stance phase : ST）を示し、さらに、接床期を凹の高低から踵、足底全面、前足部の3つの接床期に識別できるように工夫されている。

着地前後において、接地の際の衝撃を吸収するため膝・股関節に関与する内側広筋、大腿直筋、大腿二頭筋、半膜様筋、大

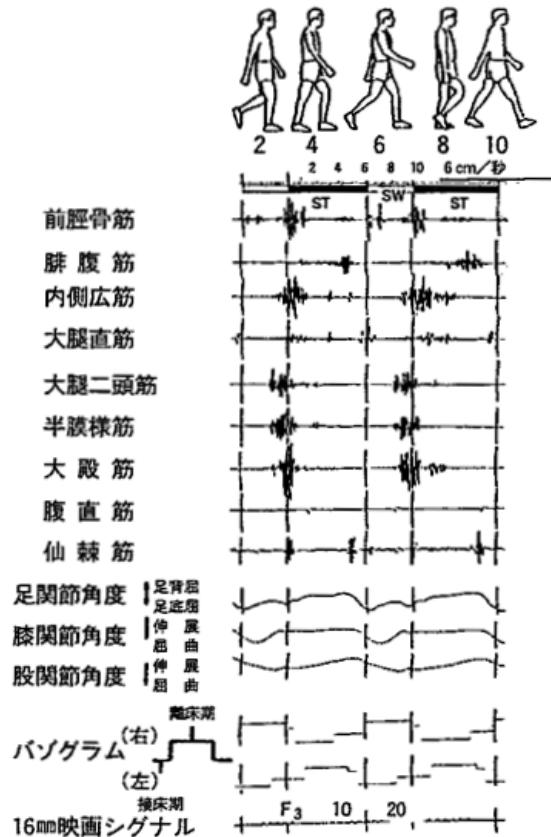


図4 成人歩行の筋電図 KAZAI  
(ST: 接床期, SW: 離床期)

殿筋に集中的な放電 (burst) がみられ、この間、足関節筋の前脛骨筋にも放電が認められる。接床期の後半、踵の押上のために腓腹筋に強い放電がみられるが、逆脚が接床する後脚二重支持期には放電はクリアに消失し、体重の前足への移行がスムーズに行われている。ついで、離床のために大腿直筋、前脛骨筋に放電が認められる。

足関節の拮抗筋である前脛骨筋と腓腹筋は相反神経支配を意味する放電様相を示し、動作が円滑に行われている。しかし、歩行動作に習熟していない乳児では、これらの筋は同時神経支配様式を示すことが知られている（後藤、1984；岡本・後藤、1984）。足関節運動を詳細にみると（岡本他、1984）、踵が着床すると同時に急激に回外され、その後離床までに徐々に回内され、前後方向の床反力から推力の得られる間、足関節は回内されている。このことから着地寸前の前脛骨筋の放電は回外に働いているものと考えられる。

膝・股関節に関係する二関節筋である大腿直筋（膝関節伸展・股関節屈曲）と大腿二頭筋、半膜様筋（膝関節屈曲・股関節伸展）は、拮抗筋抑制に起因すると考えられる放電パターンが認められる。大腿直筋の放電の増大に呼応して大腿二頭筋、半膜様筋の放電が減少・消失するパターンは、直列につながる関節で発揮される力はいずれかの弱い関節力に制約されることから、股関節よりも膝関節の伸展筋により負荷のかかっていることを示している（Yamasita, 1975）。しかし、これらの二関節筋の放電様相には変移が認められ、逆のパターンを示す場合もみられる。

軀幹筋の腹直筋には放電は認められず、仙棘筋には着地時と踵の押し上げ終末に極めて短い放電がみられる。

#### （B）速度変化と筋電図

低速歩行の放電パターンは分速75mの場合と顕著な差異はみられないが、歩行速度を下げるとき下肢の前方への振動速度をコントロールする必要が生じるので大腿二頭筋の着床前の放電が増加したり、慣性を利用したバランス保持が困難になるので前脚二重支持期から単立脚期中頃にかけて中殿筋に持続的な放電が認められる。また、低速の歩行では種々の歩容が出現しやすく、ステップ毎にバリエーションがみられる（後藤他、1978）。

分速90m以上の歩行では、前脛骨筋の放電が離床直後から遊脚期中頃にかけて顕著になり、着床前にみられる放電と同程度になる。また、腓腹筋の放電が離床直前まで持続するようになり、蹴りだしを積極的に行い歩幅を増大している。さらに、接床期後半に大腿直筋、内側広筋に顕著な放電が認められるようになるとともに、離床前後の大腿直筋、中殿筋等の股関節屈曲筋群の放電が必ずみられるようになる。すなわち、いずれの筋も放電量が増加し、分速120m以上での速度では放電パターンにも変化がみられる(図5)。

低速の歩行では、着地の衝撃を吸収するショックアブソーブ動作としての膝関節の屈曲はごく僅かであるが、高速の歩行では接床期前半にかけて約150度まで屈曲され、単立脚期後半には約170度に伸展される。単立脚期後半にみられる内側広筋、大腿直筋の放電は、膝関節の伸展に働くのは当然であるが、膝関節が屈曲されだす時期にも持続する放電は、前述の腓腹筋によるキック力を身体重心に効果的に伝達するための膝関節の保持に働いているものと考えられる。

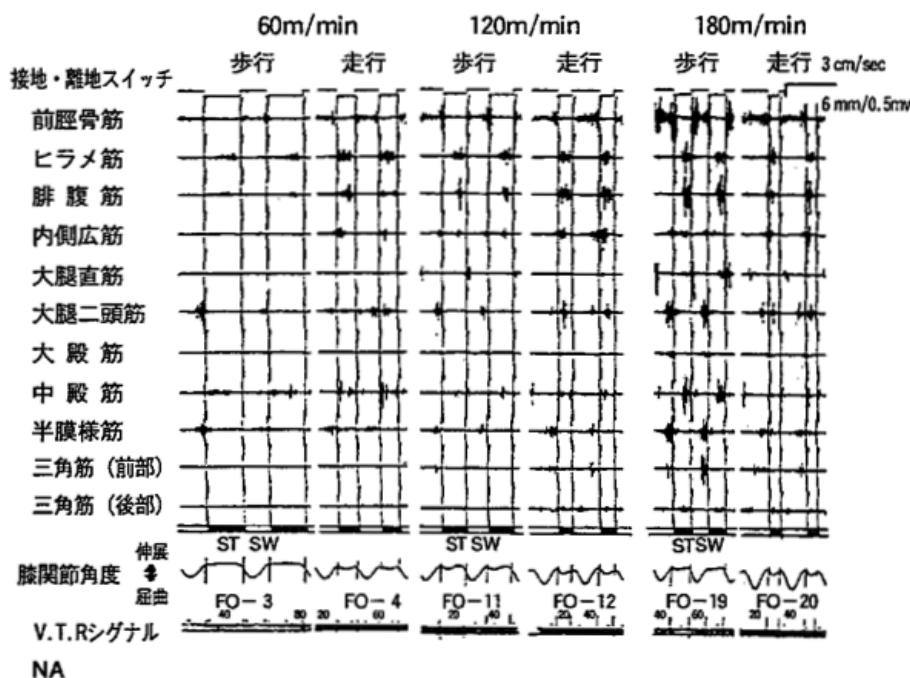


図5 各種速度条件下における歩行と走行の筋電図  
(ST:接床期, SW:離床期)

以上のことから、歩行速度の増大は接床期の腓腹筋、内側広筋、大腿直筋、中殿筋等による足関節、膝関節の伸展と、離床前後の股関節の屈曲を強力に行うことにより導かれていると考えられる。

#### (C) 歩幅・歩数の変化と筋電図

図6は、分速90mの速度で被験者固有の自然な歩幅(72.2cm)で歩いた際と、歩幅を意識的に変化させた際の筋電図を示している。

ピッチ歩行(62.0cm)の場合、ナチュラルに比して大腿直筋の離床時の放電が顕著になり、一方、ストライド歩行(88.9cm)の場合には、腓腹筋・半膜様筋の放電が顕著になるとともに、接床期後半、内側広筋、大腿直筋に放電がみられるようになる。これらのこととは、股関節屈曲筋群が大腿の前方への移動速度を高め歩数の増大を導き、足関節、膝・股関節伸展筋による後方へのキックが歩幅の増大を導いていることを意味している。

#### (D) 坂道歩行の筋電図

坂道の角度を変化させると、分速60mの5度を除き傾斜角が大きくなるにつれて歩幅は減少する傾向がみられる。一方、歩数では逆の関係がみられ、速度を構成する歩数・歩幅の関係は、傾斜角の増大に伴い歩数に依存したものになる。また、傾斜角の増大に伴う歩数の増加は、接地時間よりも遊脚時間の短縮により導かれている(後藤他、1980)。

坂道を歩いた際の筋電図をみると、分速60mの条件では傾斜角が大きくなつても各筋の放電量は増すが、放電様相には顕著な変化はみられなかった。分速90m(図7)の条件の下り歩行では、内側広筋の放電がレベル歩行に比して顕著である。接地時の膝関節角度は平地歩行に比して約5度大きく、約8度深く曲げられ、膝関節の動作範囲は大きくなる。下り坂では重心の下降慣性が大きくなり、膝関節を深く曲げることによって吸収しているが、内側広筋の放電はこのショックアブソーブ動作のためにエクセントリックに働いているものと考えられる。また、接地の中頃にも放電が認められ、深く曲げられた膝関節の伸展がみられる。一方、推力を生み出す下肢後面の腓腹筋、大腿二頭筋、半膜様筋等の放電は0度に比し減少している。このことは、下り歩行では、位置エネルギー(gravity force)により推力が得られるので、前進のためのキックを積

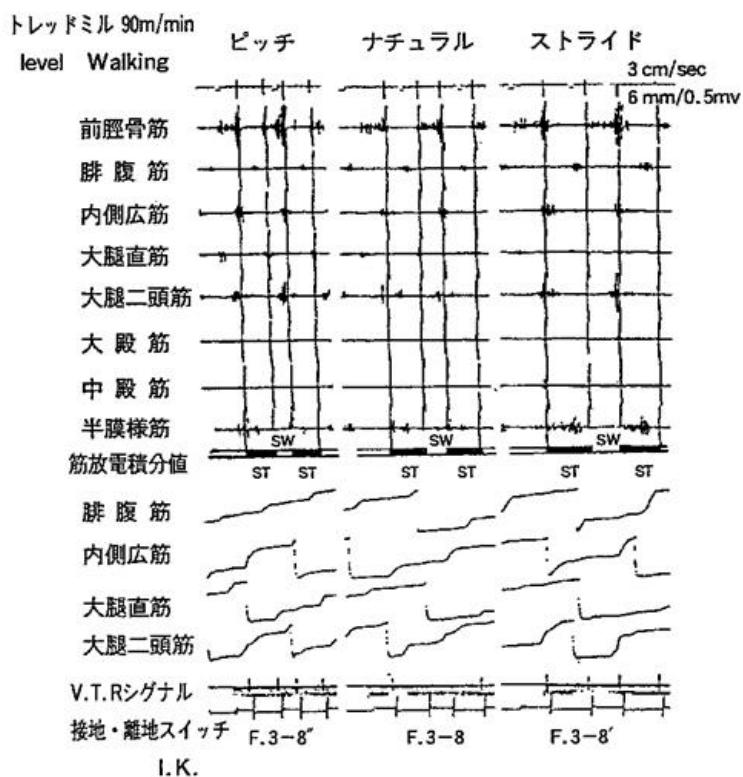


図6 同一速度条件（分速90m）で歩数・歩幅を変化させて歩いた際の筋電図（ST：接床期，SW：離床期）

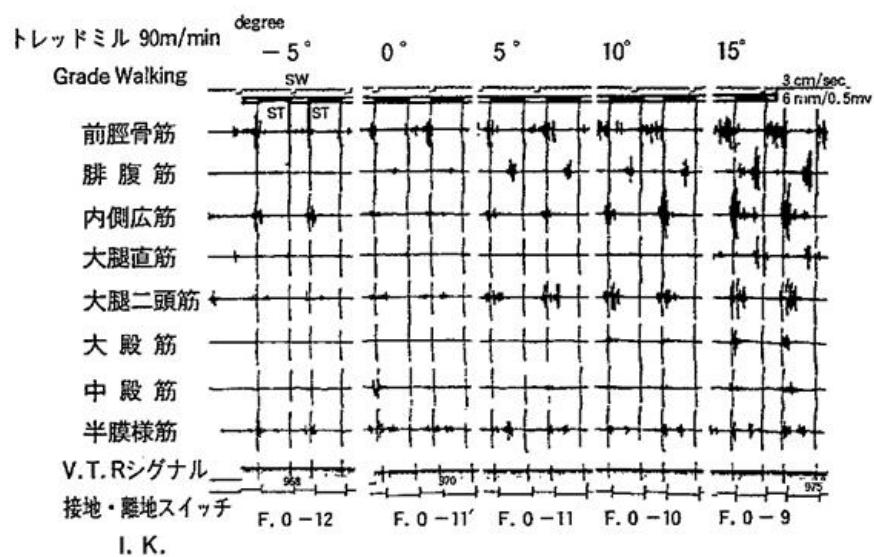


図7 坂道歩行の筋電図（ST：接床期，SW：離床期）

極的に行う必要のないことを示している。

一方、登りでは傾斜角の増大に伴い、各筋の放電は著しくなるとともに放電様相にも変化が認められる。15度についてみると、内側広筋、大腿直筋の放電が単立脚期後半まで持続するようになる。身体各部の動きからも、内側広筋、大腿直筋の接地期後半にみられる放電は膝関節がほぼ最大伸展位で保たれている時期に相当し、膝関節を伸展位で保持することによって腓腹筋によるキック力を身体重心に効果的に伝達しているものと考えられる。また、接床期前半、大腿二頭筋、半膜様筋、大殿筋に、顕著な放電がみられ、着床直前に最大屈曲された股関節を前脚二重支持期後半までに急激に伸展していることが認められる。

図8は、各傾斜角における腓腹筋、内側広筋、大腿直筋、大腿二頭筋の4筋の1分当たりの放電量を合計した片対数グラフで示したものである。

分速60m、90mの-5度では、前述したように内側広筋、大腿直筋の放電が増加するため0度よりも放電量が多くなる。しかし、登り歩行では、いずれの速度条件においても図に示すような直線回帰式が得られ、分速60m、90mにおける回帰直線の係数は Bobbert

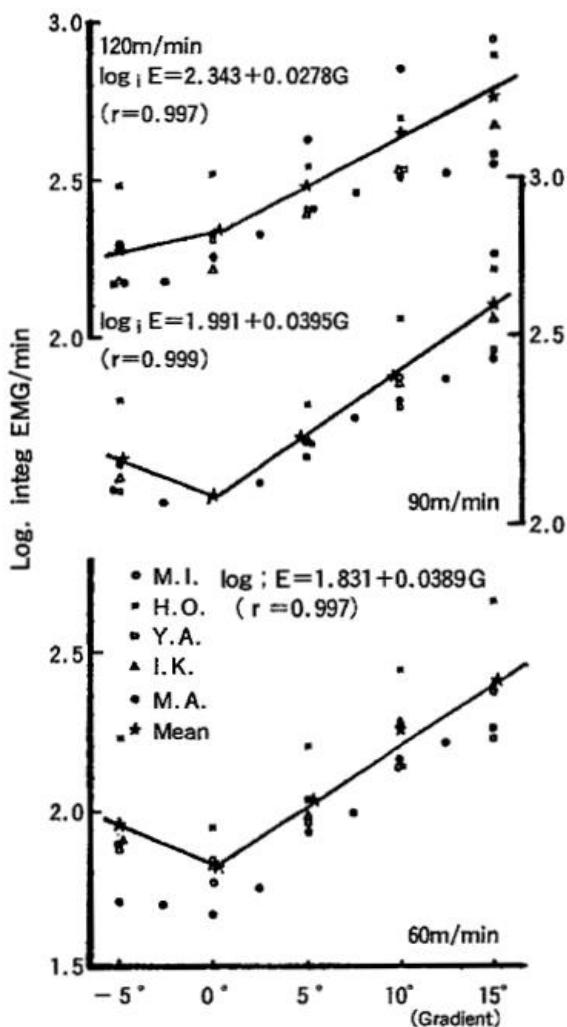


図8 各種傾斜角の筋電図積分値の変化  
②腓腹筋、内側広筋、大腿直筋、大腿二頭筋4筋の放電量

A. C. (1960) によるエネルギー消費でみた値に近似している。しかし、直線の傾きは、分速120mよりも90mの方が大きい。Erickson L. et al. (1946) は低速の場合傾斜角の増大に伴い歩行の効率は減少するが、高速 (106.6m/min) の場合には大きな変化のみられないことを報告している。また、古沢他 (1938) は、天秤棒負荷歩行における至適速度は負荷の増大に伴い高速に移動し、その要因として運動中のモーメンタム利用の可能性を示唆している。これらのことを考えあわせると、傾斜歩行においてもモーメンタムの利用が予想され、分速120mの高速で筋放電量の増加傾向が90mの場合より小さくても奇異ではないように考えられる。

#### (E) 晴眼成人の閉眼歩行の筋電図

図9は、晴眼成人が閉眼と開眼の条件で歩いた際の筋電図である。

閉眼の条件では、前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋等、殆どの筋の放電が持続的になる。また、開眼時では着床の前後に集中していた筋放電のピークが、着床後の足底全面接地の瞬間に移行する傾向がみられる。さらに、バゾグラムから踵接地時間が長くなるとともに、二重支持期（実線と点線の間）が延長される。これらのこととは、閉眼では視覚情報の減少や不安により前脚を着床させて安全を確認した後に体重を移動させていることを示している。すなわち、慣性を利用したローリングエッグ様の歩行 (Cavagna and Margaria, 1966) の行えていないことを示している。

しかし、全体的な筋放電パターンには閉眼の条件においても開眼の場合と本質的な差異はみられなかった。このことは、歩行動作パターンが中枢にプレプログラミングされているためと考えられる (岡本他, 1989)。すなわち、閉眼歩行では動作の滑らかさという点で顕著な相違がみられ、エネルギー論的に無駄のあることが認められた。このことは、視覚障害者においてもみられると考えられているので疲労の面等から注意する必要がある。

### 5. エネルギーからみた歩行と走行

#### (A) 境界速度について

図10は、各種の速度条件で歩いたり走ったりした際に必要なエネルギー量を

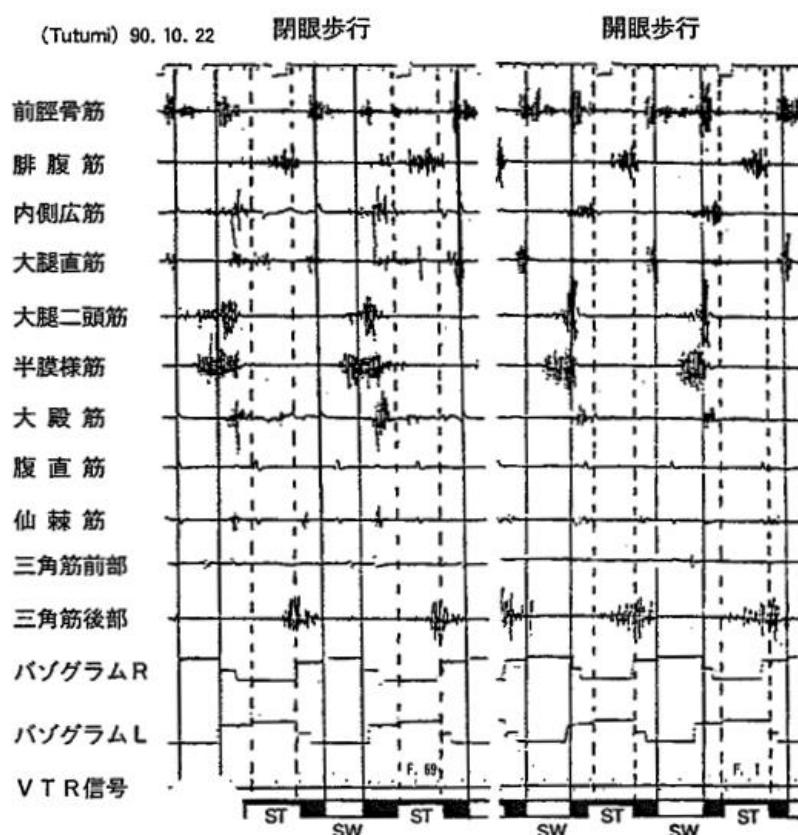


図9 晴眼成人の閉眼ならびに開眼歩行の筋電図  
(ST: 接床期, SW: 離床期)



図10 歩行・走行の酸素需要量と速度の関係

酸素需要量で示したものである。

エネルギー需要量は、歩行・走行ともに指數関数的に変化し低速よりも高速での増加が著しい。

歩行の酸素需要量は分速50mでは0.8リットル、一般人の歩行の限界速度に近い150mでは3.2リットルで分速200mの走行と同程度である。一方、走行の分速50mのそれは1.6リットルで歩行よりも多いが、150mでは2.7リットルで歩行よりも少なくなり、走った方が楽になる。すなわち、両曲線は分速125m付近で交差し、歩行と走行の境界速度(metabolic intersection speed)と呼ばれている。

Inman, V. T. (1967) が示すように、歩行では位置エネルギーを運動エネルギーに利用できること(図11)、歩数が走行よりも少なく効率の高い遅筋線

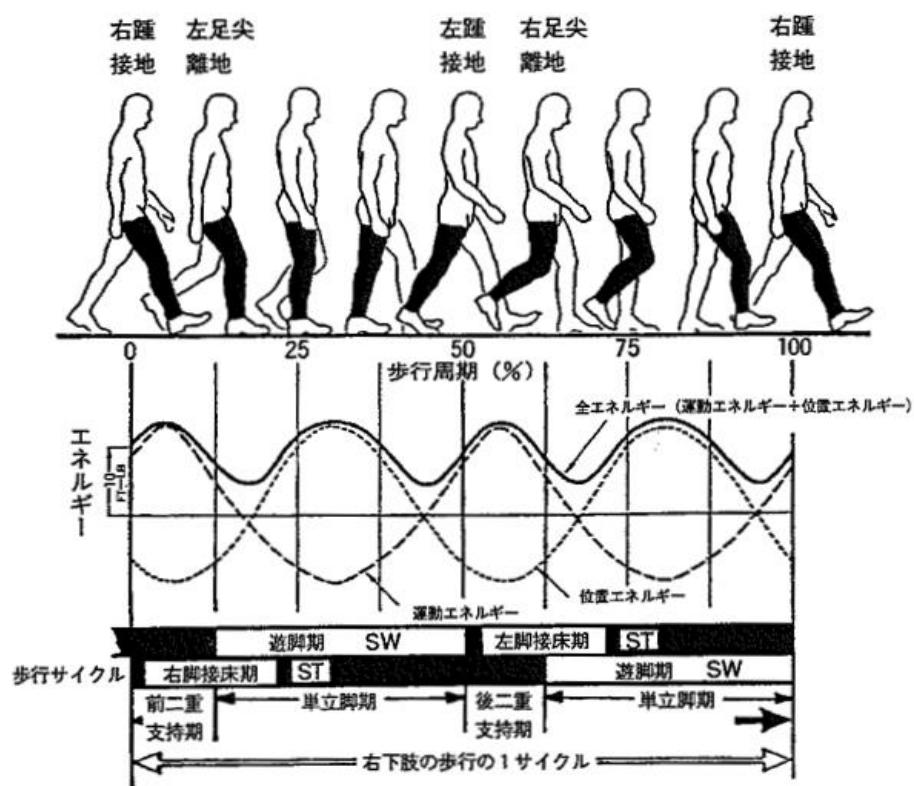


図11 歩行サイクルにおける位置エネルギーの運動エネルギー変換モデル  
(Inman 1967 改変)

維によって運動が遂行されていること（後藤、1983a）等が、境界速度以下の走行でのエネルギー消費を走行よりも小さくしている要因と考えられる。しかし、歩行では空輸期がないので、高速になり歩幅を伸ばすことは身体重心の前方に着地しなければならず、ブレーキ力を大きくする。また、身体重心を前方に滑らかに移動させるためには膝関節を深く曲げ、さらに減速を回復するために強力なキックが必要となる。この膝関節の動きは重心の上下動を大きくするが、低速のように運動エネルギーに有效地に利用できなくなる（Cavagna and Margaria, 1966）。

これらのこととが、図5に示す様に高速の歩行の筋放電パターンを質的にも変化させるとともに、走行よりも筋活動量を高め境界速度を生じさせたものと考えられる。

#### (B) optimum speed について

歩行・走行における酸素需要量を単位距離当たりでみると、図12に示すようにいずれも下方に湾曲する曲線となる。

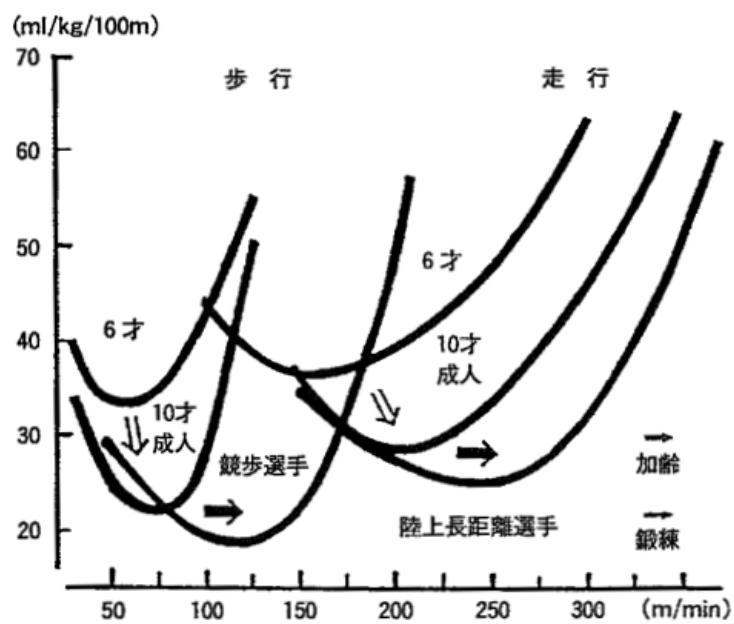


図12 歩行・走行のoptimum速度（至適速度）  
の加齢や鍛練による変化

すなわち、一般成人の場合、歩行では分速75m前後で、走行では200～250m付近でボトムを示し、最少のエネルギーで移動できる optimum speed（至適速度）の存在が認められる。個々の筋の筋活動量にも速度は異なるが、optimum speed の存在が認められ、歩行ではトータルでみれば酸素需要量におけるものと一致がみられる。しかし、走行では酸素需要量でみたものよりも高速（300—350m/min）で、筋自体の最大効率はエネルギー代謝でみた場合よりも高速の条件で出現すると推定される（後藤、1983a）。optimum speed は加齢や鍛錬によって変化し、歩行では5歳男子で分速50m、9歳以降で成人と同値の75mを示すようになる。

一方、走行の optimum speed も、5歳男子の分速150mから一般成人の分速250mまで発達的に変化する。加齢とともに高速に移行する optimum speed における歩幅の身長比（%）は増大するが、これはモーメンタムを有效地に利用できるように歩行・走行運動が習熟していることを意味している（後藤、1983b）。事実、走行・歩行の筋放電様相は8歳頃までに成人様のパターンを示すようになる（後藤他、1979；後藤、1984；岡本・後藤、1984）。加齢や鍛錬によって optimum speed が高速に変化する事実は、介助者は被介助者の歩行・走行能力に十分注意する必要のあることを示唆している。

## 6. おわりに

歩行は殆ど反射のレベルで行われ、晴眼者の場合、精神的な疲労を取り除く散歩や散策にも利用される気楽な運動である。しかし、視覚障害者にとっては、定位や移動のために、精神的にも肉体的にも大変なエネルギーを必要とする行為であるといわれる（芝田、1990）。

本論では、正常者の歩行分析の結果を紹介したが、視覚障害者の歩行指導の基礎的資料になれば幸いである。

## 引用・参考文献

- Bobbert, A. C. 1960 Energy expenditure in level and grade walking. *J. Appl. Physiol.*, 15 (6), 1015—1021.
- Cavagna, G. A. and Margaria, R. 1966 Mechanics of walking. *J. Appl. Physiol.*, 21, 271—278.
- Erickson, L. et al. 1946 The energy cost of horizontal and grade walking on the motor—driven treadmill. *Am. J. Physiol.*, 145, 391—401.
- 古沢一夫 白井伊三郎 鈴木幸夫 向井一雄 1938 エネルギー代謝より見たる Optimum に就いて. *労働科学研究*, 158, 48—53.
- 後藤幸弘 松下健二他 1978 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.
- 後藤幸弘 辻野昭 岡本勉 熊本水頼 1979 幼少児における走運動の習熟過程の筋電図的研究. *身体運動の科学(III) —運動の制御—*, 237—248, 杏林書院.
- 後藤幸弘 本間聖康他 1980 歩行の筋電図的研究—速度、傾斜条件の相違による筋の働き方について— 大阪市立大学保健体育学研究紀要, 15, 67—76.
- 後藤幸弘 1983a 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. *関西医科大学雑誌*, 35 (2), 353—383.
- 後藤幸弘 1983b 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 (続報) —幼少児における速度と筋放電量—. *関西医科大学雑誌*, 35, 3, 405—430.
- 後藤幸弘 1984 立位から歩行への動作の移りかわり. *体育の科学*, 34, 12, 927—933.
- 後藤幸弘 1987 歩行・走行の科学—年齢・速度条件による筋活動の変化を中心として—. *繊維製品消費科学*, 28 (4), 143—148.

- Inman, V. T. 1967 Conservation of energy in ambulation. Arch. Phys. Med. Rehabil., 48, 484—488.
- 岡本勉 後藤幸弘他 1984 シューズを検討するための歩行・走行・跳躍時に  
おける足関節運動のX線映画、動作筋電図的研究. デサントスポーツ科学,  
5, 78—89.
- 岡本勉 後藤幸弘 1984 乳児から幼少児にいたる歩行運動の筋電図学的解明.  
J. J. Sports Sci., 3 (8), 606—602.
- 岡本勉 後藤幸弘他 1989 新生児・乳児にみられる原始歩行の筋電図的研究.  
J. J. Sports Sci., 8 (3), 115—120.
- 芝田裕一編著 1990 視覚障害者の社会適応訓練. 日本ライトハウス.
- 辻野昭 後藤幸弘 1976 身体運動学概論（第2章 歩く）. 大修館書店.
- Yamasita, N. 1975 The mechanism of generation and transmission of  
forces in leg extention. J. Human Ergol., 4, 43—52.

#### 《インフォメーション1 図書-1》

心身障害児（者）の心理と教育—視覚・聴覚障害児（者）を中心にして—  
(新谷守) 1989年3月刊 東北大学教育学部視覚欠陥学研究室

視覚障害児（者）における潜在能力の開発と代償機能の形成に関する教育  
心理学的研究（新谷守）1989年3月刊 東北大学教育学部視覚欠陥学研  
究室

わが国における視覚障害原因の実態—1990年—（谷村裕）1992年3月刊  
筑波大学心身障害学系

ノーマライゼーションの現在 当事者決定の倫理（ノーマザライゼーショ  
ンの現在シンポ実行委員会編）1992年8月刊 ￥1545 現代書館

視覚障害乳幼児の生活と心理（セルマ・フレイバーク著 対馬貞夫抄訳）  
1992年8月刊 ￥3300 視覚障害児研究会