歩行のバイオメカニクス（Ⅱ）

兵庫教育大学

後藤幸弘*

1．歩行の始まり

本誌36号（1992）において、歩行のバイオメカニクスと題して、著者らの研究成果の一部を概論的に論じた。今回は、さらに、一般歩行の発達と特殊歩行（競歩）について紹介したい。

直立二足歩行は、人間にとって最も重要且つ基本的な移動運動で、「ヒト」を他の動物と区別する一つの大きな要因である。それは、二足歩行の獲得が、図1に示すような様々な身体的変化を生起させ、上肢の移動運動からの解放、大脳の増大による言語能力などの発達によって、人類は高い文化を生み出したと考えられるからである。

歩行は、新生児にみられる足の把握反射、下肢引っ込み反射、交叉性伸展反射、陽性支持反応（起立反射）、歩行反射（原始歩行）などをベースに発達すると考えられている。これは、生後間もない新生児においても腋下を支えると、図2に示すように、歩行様の運動（一般に原始歩行：Primitive Automatic Walkingと呼ばれている）を行うことから伺える。

Forssberg（1985）は、乳児原始歩行の筋電図記録（注1）を試み、つま先着地で着床前に腓腹筋の強い放電がみられるパターンは，四足動物のそれに類似していることから、ヒトは「四足歩行様」のプログラムを持って誕生していると推測している。

しかし、後藤ら（1985）、山下ら（1989）は、図3に示すように、生後1ヶ月

＊ごとうゆきひろ　兵庫教育大学　〒673-1494　兵庫県加東郡社町下久米942－1
電話　0795－44－2183

までの新生児では、着床前に殆ど腓腹筋に放電は認められず、前脛骨筋に放電がみられ、むしろ後述する成人歩行と類似のみられること、ならびに生後１～３ヶ月になると、つま先着地で腓腹筋の放電が着床前にみられるようになること、を見いだしている。これらのことは、ヒトは「二足歩行様」のプログラムも生得的に保有していることを窺わせた。

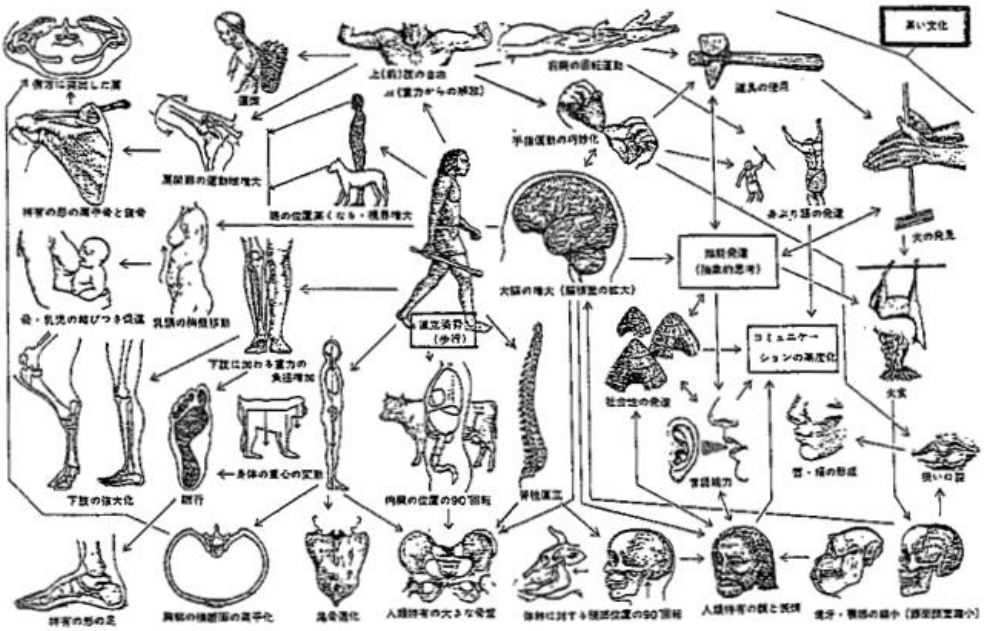

図１　直立二足歩行と人類の諸特徴の関係（四足動物との比較）
（太田ら，1980）

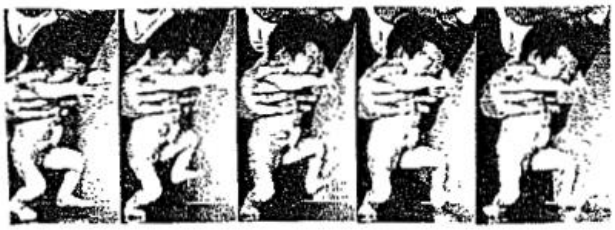

図２　新生児（生後２日）における原始歩行

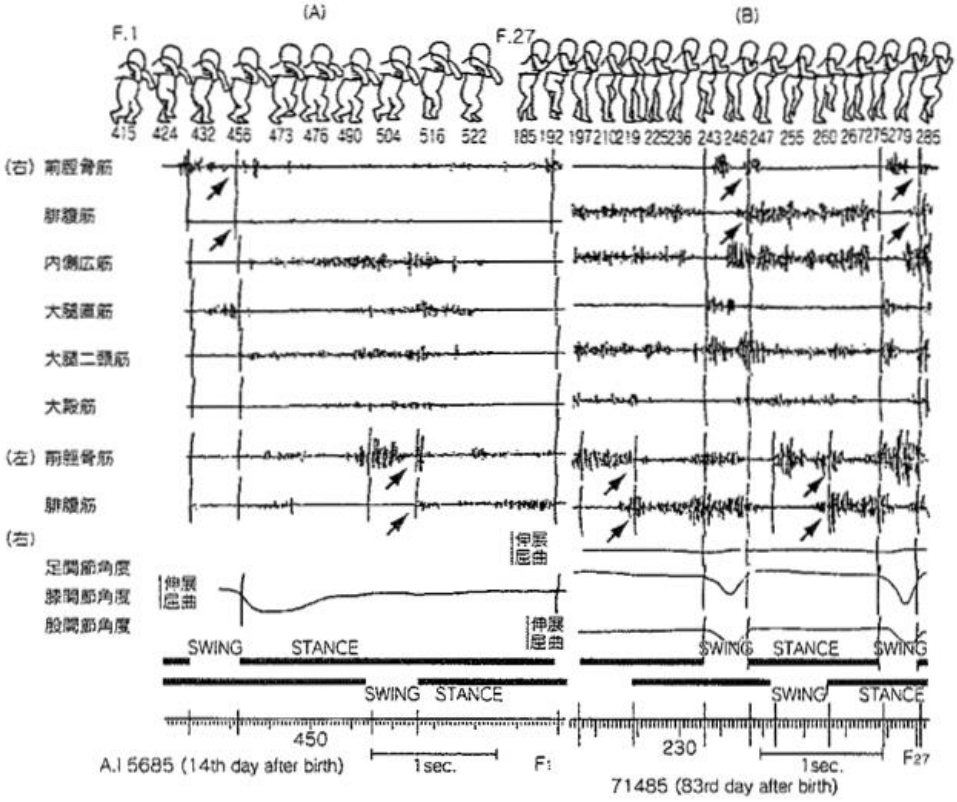

図３　同一児の新生児期（14日）（A）と乳児期（83日）（B）の原始歩行の筋電図の相違
注）着床前後の矢印に注目

２．歩行とバランス

乳児原始歩行において、生後１ヶ月過ぎから着床前に腓腹筋の放電がみられるようになることには、乳児がバランスの崩れを感受できるようになったことが関係していると推察された。

すなわち、腓腹筋の着床前の放電には、歩行の不安定さが関係していると考えられた。なぜならば、岡本・後藤（1984・1985）の乳幼児歩行の筋電図結果を、歩行バランスの点に注目してみると、①独立歩行獲得前の支持歩行においても、安定した支持を行えば不安定な場合にみられる腓腹筋の着床前の放電は認められなくなる（図５のＡ参照）、②独立歩行習得初期の不安定な歩行の時期においても支持をすれば①と同様の現象が認められる、③図４に示すように、歩行に習熟し、

成人様歩行パターンを示す幼児においても、偶然つまずいた際には、足底全面着地で、着床前に顕著な腓腹筋の放電が認められる、などの事実が観察されるからである。

逆にいえば、歩行の安定度は、着床前の腓腹筋の放電様相や着地動作の相違から判定でき、表1のようにまとめられると考えられた（堤ら，1994）。

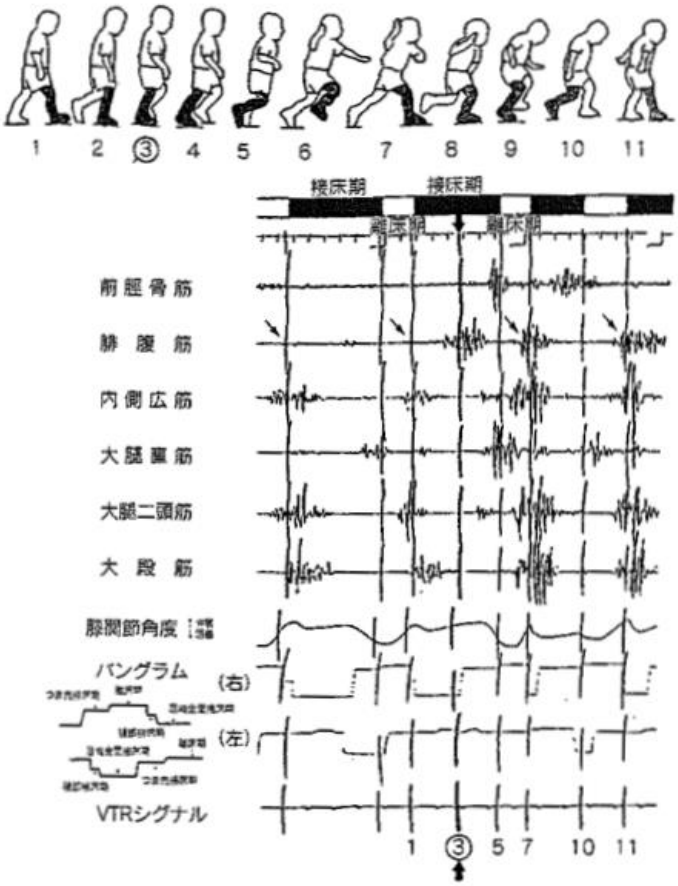

図4　歩行中につまずいた際の筋電図（3歳児）

注）筋電図中の太い実線③がつまずいた瞬間を示す

表1　着地動作と腓腹筋の放電様相からみた歩行の安定度の指標

歩行の安定度	着地動作	着地前の腓腹筋の放電
不安定	つま先着地	有り
かなり安定	足底全面着地	有り
いくぶん不安	踵着地	有り
安定	踵着地	無し

3．歩行動作の発達段階

図５は、同一幼児を10年間にわたって追跡した歩行動作と筋電図の代表例を示したものである。

歩容の変化と安定度を指標に、加齢的変遷を概観すると、歩行動作の発達は、次の７期に分けることができると考えられる。

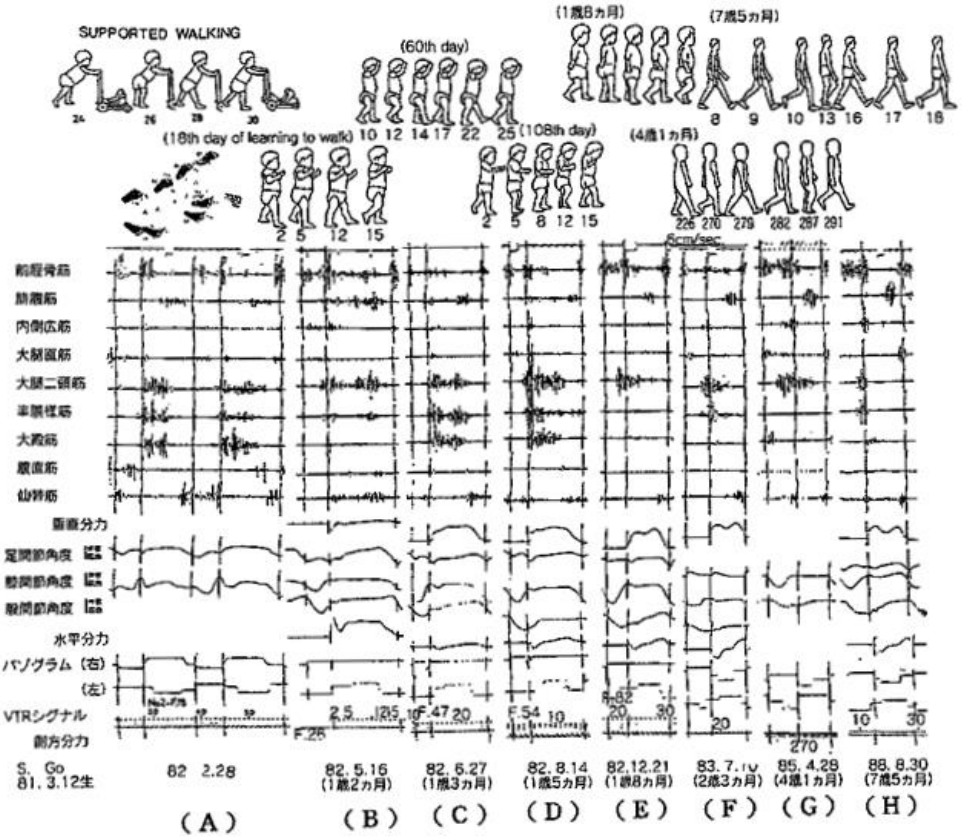

図5　同一幼児の支持歩行期から成人様パターンを示すまでの発達過程の筋電図

（1）支持歩行期（伝い歩き期）（1歳以前）

ふつう、生後八ヶ月頃にはつかまり立ちができ、その後に、伝い歩きができるようになる。この期では、足を左右に開いたままで下肢を伸ばし腰をねじるようにして歩く等、支持の条件で様々な歩容がみられる。すなわち、不安定な支持歩行では、独立歩行習得初期（図のB）のように、前脛骨筋と腓腹筋の足関節筋は同時放電を示す。しかし、安定した支持歩行（図のAのカタカタ支持歩行）や下

肢にかかる負担を軽減した場合、前脛骨筋と腓腹筋の拮抗筋は相反的な放電を示し、独立歩行習得後２、３ヶ月頃（図のC、D）にみられる、幼児なりにかなり安定した筋放電パターンに変化する。

Bernstein（1966）は、新しい運動を獲得するときには，まず拮抗筋を同時に活動させること（フリージング、凍結）で関節を固くして冗長な自由度を減らし、大まかな動きを獲得した後に、フリーズした自由度を徐々に解放し、独立した関節自由度の動きを習得していくという考えを提案している。

上述の支持方法の相違による足関節の拮抗筋の放電様相の変化は、自由度のフリージングとその解除といういう考え方を支持するものである。

すなわち、不安定な支持歩行において、成人パターンと異なる“ぎこちない歩行動作”が、独立歩行習得初期と同様に観察されるのは、歩行のリズム生成系（多賀，1996）の参与を、姿勢制御系が静的な安定を確保するために関節の自由度をフリーズし、カバーしているためと考えられる。

（２）独立歩行習得期（乳幼児不安定歩行期）（１歳前後）

最初の誕生日を迎える前に一人立ちができるようになり、１歳中頃までに独立歩行を習得する。基底面の小さい一足支持の局面はバランスの確保が難しいので、動作は非常に不安定で、歩いては転びの連続である。一人歩きができるようになって１ヶ月以内は、つま先着地や足底全面着地で、着地前から接地期を通じ腓腹筋に顕著な放電がみられる。これは、まだバランス能力が未発達で片脚立位が充分にできないため、転倒を防ぐために素早い着地を行っているためと考えられる。したがって、パラシュート反射的な自己防御反応が働き、バランス保持のために上肢が外側に高く上げられるハイガードという特徴がみられ、筋放電様相は成人（図のH、７歳児参照）と顕著に異なり、接地期の足関節のみならず、膝・股関節まわりの拮抗筋は同時放電を示す。

さらに、図の左上に示す、フットプリントにみられるように歩隔が１足長以上で非常に広く、歩幅が狭いという特徴もみられる。また、床反力の垂直分力の波形は、成人のように二峰性を示さず、水平分力のブレーキ力がキック力に切り替わる時期も早く、キック力の最大値も小さい。これは、前足への体重移動がスムーズに行われていないためである。

すなわち、バランスの崩れを追うような形の歩容がこの時期の特徴で、バゾグラム（注２）に踵接地期がみられず、足底のローリング動作（腓腹筋によるプッシュオフ動作）は認められない。

北城（1999）は、アキレス腱を叩打刺激した際のヒラメ筋にみられる伸展反射と前脛骨筋の相反性興奮を表面筋電図により記録し、両者の反射振幅の回帰直線の傾き（Reciprocal Excitation Slope：ＲＥＳ）を指標として、足関節まわりの筋の相反性神経支配の様相と歩行の獲得の関係を検討している。その結果、つかまり立ちができる頃から一人歩きができるようになる頃の間、ＲＥＳが最高値を示し、相反性興奮の亢進していることを見いだしている。

乳幼児にみられる“ぎこちない歩行運動”は、相反性興奮が一つの要因で、筋放電パターンが成人のものと大きく異なるのは、動的な姿勢制御能力や筋力が未発達であることによると考えられる。

（３）独立歩行習熟期（幼児安定歩行獲得期）（１歳から1.5歳）

独立歩行開始１～３ヶ月頃で、踵からの着地に切り替わり、着床前に腓腹筋に放電がみられる場合やみられない場合の混在する時期である。しかし、前脛骨筋、腓腹筋の放電は相反的になり、歩行獲得後にはＲＥＳは低下して成人レベルに近づき、脊髄内神経機構の劇的な変化がみれるという前述の北城の結果と対応している。

また、接地期前半のショックアブソーブ（衝撃吸収）以降の内側広筋の放電は減少消失し、中腰姿勢が解消され始める。しかし、大腿二頭筋の接地期の放電が持続し、まだ上体を前傾して歩いているのが特徴である。

（４）幼児型歩行移行期（1.5歳前後）

独立歩行習得３～４ヶ月頃の歩行では、着床前の腓腹筋の放電はみられなくなる。しかし、歩行速度を高めた場合には出現する。

躯幹筋の腹直筋の放電は消失し、仙棘筋の接地期中頃の放電は減少することから、上体のバランスが保たれるようになることが推察される。

この時期になると、歩隔が１足長以下になり、肘は曲がっているが上腕は下垂され、幼児なりにかなり安定した歩行となる。したがって、200m以上歩けるようになり、緊急の場合でも“四ツ這い動作”を用いなくなる。

（5）幼児型歩行期（1.5歳から3歳）

ランニングらしき動作ができるようになる1歳中頃以降では、歩行速度を高めても着床前の腓腹筋の放電はみられなくなり、足関節のプッシュオフ動作で歩行速度をコントロールできるようになる。この頃には床反力の垂直分力は二峰性を示すようになる。これは、着地の衝撃を膝関節の屈曲によって吸収するショックアブソーブ動作が行えるようになったことを示している。さらに、上肢も、肘を伸ばした状態で下垂し、前後に振られるようになり、幼児なりに安定した歩行となる時期である。

（6）成人様パターンへの移行期（3歳から6歳）

3歳未満の幼児では、「片足立ち」の際に体幹の側屈と上肢の外転動作（いわゆる随伴動作）が顕著にみられる。しかし、3歳を過ぎる頃からバランス能力は急激に発達し、5秒以上「片足立ち」を維持できる者が50%を越えるようなる。したがって、歩行においては、遊脚期における膝関節の大きな屈曲が解消され、下肢の運動は振り子様になり、大腿を振り戻して踵から着地するようになる。腓腹筋の放電は接地期の後半に集中し、前足が着地する二重支持期には消失する。このことは、前足への体重移動が滑らかに行われていることを示している。また、大腿二頭筋の放電は、接地期後半みられなくなり、上体が真っ直ぐに保持された歩容になる。さらに、バック歩行やつま先歩行など、各種の歩行ができるようになる。「歩き癖」がみられるようになるのもこの時期である。

すなわち、個人や筋によって若干の遅速はあるが、3歳から6歳の間に、成人パターンへの移行がみられる。

しかし、坂歩行（15度）においては、3・4歳児と5・6歳児で差がみられる（丸山ら，1985）。前者では、股関節伸展筋（大腿二頭筋・大殿筋）の放電が接地期後半まで認められ、膝関節伸展筋（内側広筋・大腿直筋）の放電は認められない。一方、後者では、股関節伸展筋の放電が減少し、膝関節伸展筋の放電がみられる。すなわち、5・6歳以降で，坂歩行における推力獲得に関係する関節が股関節から膝関節に変化し、負荷の大きい歩行においても成人様のパターンを示すようになる。

（7）成人様パターン完成期（7歳以降）

7歳以降の年齢になると、全ての筋の放電パターンは歩行速度を高めても成人のものと差異がみられなくなる。

成人様歩行パターンの特徴は、離地期では、股関節屈曲筋の大腿直筋が前半に、足背屈筋の前脛骨筋が前半と後半に集中した放電を示し、着地時はショックアブソーブのため、腓腹筋を除く他の下肢筋に放電がみられ、接地期後半に腓腹筋に強い放電がみられることである。すなわち、踵の押し上げによって推力の得られていることである。しかし、踵押し上げ時に股関節の回外が強くなされた場合は、大腿直筋に放電がみられるパターンもごく一部認められる。

すなわち、着地前に腓腹筋は放電を示さず、拮抗筋の前脛骨筋に放電がみられ、拇趾を挙上しながら足関節を足背屈で保ち、踵着地し、足底のローリング動作と腓腹筋による足関節のプッシュオフ動作のみられることが、成人歩行の着地時の大きな特徴である。

足の接地状態を詳細にみると（図6）、踵の外側がまず着地し、次に踵全体から小指の付け根（小趾球部）、親指の付け根（拇趾球部）が着地し、そして足趾

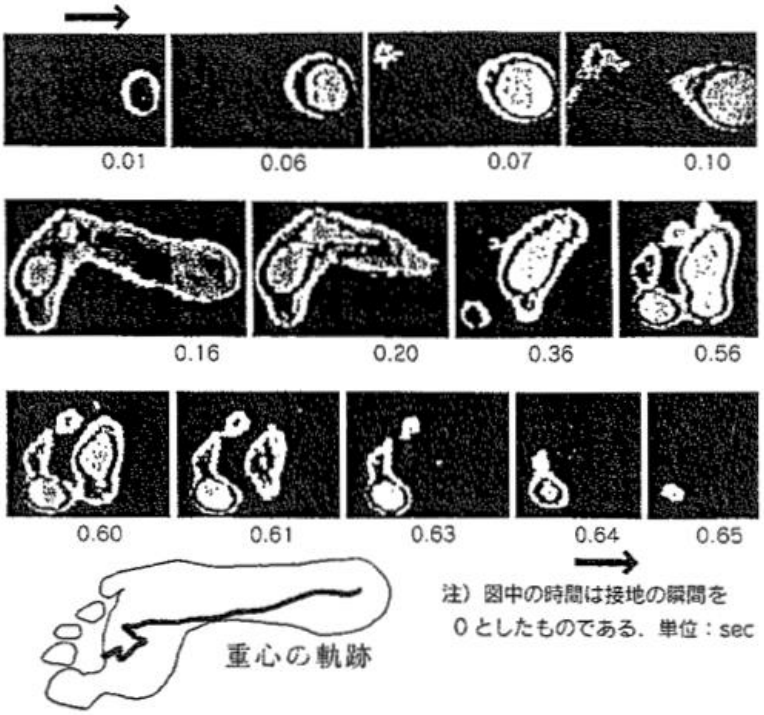

図6　歩行時の足底接床状態の時間的変化

と中足骨がなす中足趾節関節を曲げながら親指、第二趾、第三趾の三本の指で蹴り出している。すなわち、足を外から内へと「あおって」歩いていることが認められ、接地中の重心線（図下）は、踵から拇趾球部へと移動する。3歳以下の幼児では、完全でない“あおり（ローリング）動作”も7歳頃までに完成する。

歩行においては、走行と異なり、振り子と同様に位置エネルギーと運動エネルギーの曲線が逆位相を示す（図7）。このことは、歩行では単立脚期に最も大きな位置エネルギーを有し、重心の前倒による位置エネルギーを運動エネルギーに変換し、これを再び位置エネルギーに変換する振り子様のエネルギー授受メカニズムが存在することを示している。しかし、このエネルギーの授受は完全ではなく、その不足分を筋活動（足関節のプッシュオフ動作）で補い、歩行が継続されている。

すなわち、歩行は7歳頃までに、Cavagnaら（1966）が指摘するように、位置エネルギーと運動エネルギーの変換を巧みに利用した効率的な動作に変化すると考えられる。

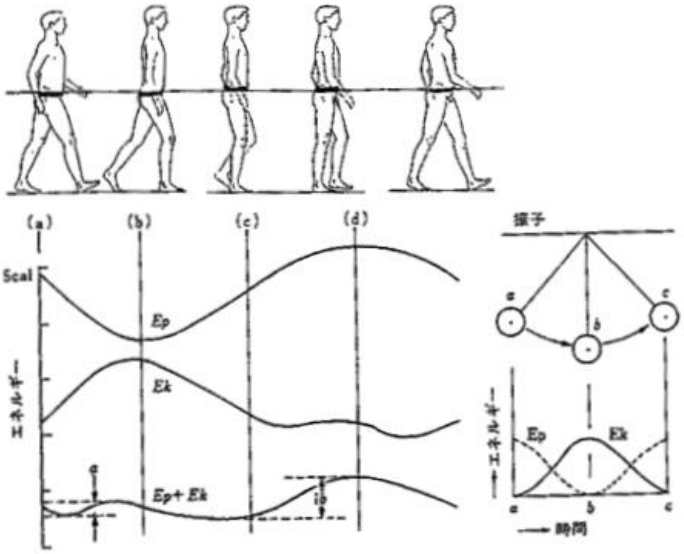

図7　歩行時におけるエネルギーの振り子様授受モデル（Cavagnaら，1966）

振子と同様に、位置エネルギー（E_p）と運動エネルギー（E_k）の曲線はほゞ逆位相。しかし（E_p+E_k）値は一定ではない。つまり、$E_p \rightleftarrows E_k$ の授受が不完全。E_p+E_k 曲線の変化分（a，b）だけ筋肉がエネルギーを与える。

4．蹠行と趾行

図８は、ヒトを含む霊長類の足を、踵骨を含む足根部、５本の中足骨からなる中足部、５本の足趾部の３つに分け、足長を100とした場合のそれぞれの比率を示したものである。

100分率でみた場合、中足部ではチンパンジー、ゴリラ、ヒトの幼児・成人であまり差はみられない。しかし、足趾部は、サル類で長く、足根部は、サル類よりもヒトの方が長く大きい。また、成人と幼児では、足根部は成人の方が長く大きい。

このことは、サル類の足は掴むことに適しているのに対し、ヒト（成人）の足は踵から着地して、足趾で蹴り出して歩くこと（蹠行：plantigrade）に適していることを示しているとしている（近藤，1993）。また、走ることが速い動物ほど、中足骨が長く踵を浮かして歩く、趾行性（digitigrade）の傾向にある。

これらの骨格構造は、ヒトの足は、走ることよりも歩くことに向いていることを示しているという。このことは、図９に示す、単位距離を移動するのに要するエネルギーの消費が最も少ない至適速度（Oputimum　Speed）における酸素需要量が、走行よりも、歩行の方が少ないことからも支持される（後藤，1983）。

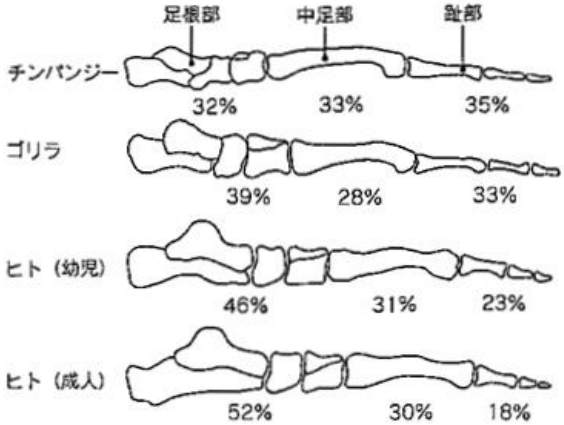

図８　足長の三構成部分（足根部，中足部，趾部）の比率のヒトとサルの比較（近藤，1993）

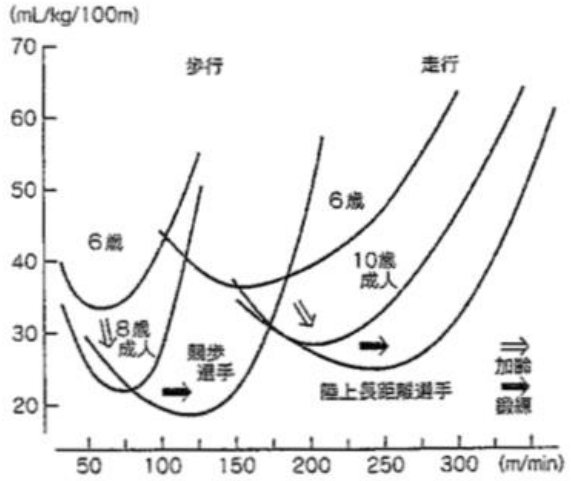

図９　歩行・走行の至適速度（Oputimum Speed）の加齢と鍛錬による変化

この歩行・走行における至適速度は、加齢ならびに鍛錬によって高速側に移行する。すなわち、歩行では８歳頃に成人のレベル（分速60～70m）に達することが筋活動量の面からも認められている（後藤：1983）。

さらに、至適速度における単位距離を移動するのに要する酸素需要量は、６歳児よりも８歳児・成人の方が低く、競歩選手では至適速度が高速になるにもかかわらずさらに低くなる。

すなわち、歩行運動の効率は、８歳頃まで向上し、鍛錬すればさらに高くなる。この面からみても歩行動作は、８歳頃までに成人のレベルに達すると考えられる。

５．歩行速度と歩幅・歩数の関係

歩行速度（V）は、歩幅（ＳＬ：Step　Length）と単位時間当たりの歩数（ＳＦ：Step　Frequency）の関数（Ｖ＝ＳＬ×ＳＦ）である。したがって、歩行速度を高めるためには、歩幅を広げるか、歩数を増加させる必要がある。

図10は、トレッドミル上で各種の速度条件で歩行と走行を行わせた際の歩数と歩幅の変化を５歳児から成人について示したものである。

いずれの年齢においても、低速の段階では歩幅の増大が、高速の段階では歩数の増加が顕著で、歩数では下に凸の、歩幅では上に凸の曲線を示す。このことは、

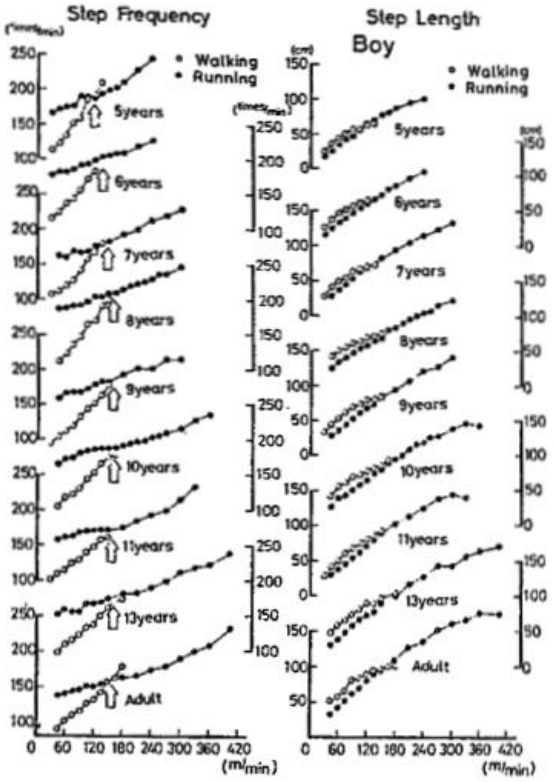

図10　歩行速度と歩数・歩幅の関係の加齢による変化

速度の増大は、低速の段階では、主として歩幅の増大により、高速では歩数の増加によって導かれていることを示している。

速度の増大（Δｖ）は、歩幅（Δl）、歩数（Δf）のいずれか、あるいは両者によって導かれる。ちなみに、速度増大に対する両者の関与率を成人について求めてみると図１１のようになる。すなわち、成人では分速105mまでは歩幅の要因が歩行速度の増大に大きく関与していることがわかる。

同一速度条件で比較すると、加齢に伴い大きな歩幅と少ない歩数で対応している傾向がみられる。また、至適速度時における歩幅の身長比は、５歳児の40%から８歳児の45%に加齢的に増大し、成人では40%に減少がみられる。歩幅を広げて歩くことは、接地時のブレーキ力の増大を伴うにもかかわらず８歳頃まで至適速度時における歩幅の身長比に増大がみられた。このことは、膝関節をタイミング良く屈曲し、前進の運動量（モーメンタム）を有効に利用できるように歩行動

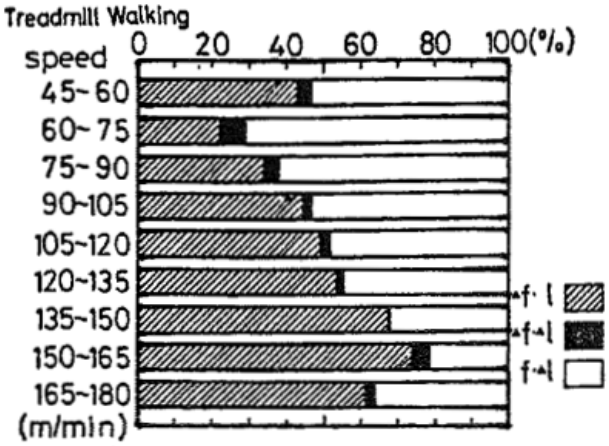

図11　歩行速度の増大に伴う歩数・歩幅の関与率の変化（成人）

注）　$V = SF \cdot SL$

$$V + \Delta v = (SF + \Delta sf) \times (SL + \Delta sl)$$
$$= SF \cdot SL + \Delta sl \cdot SF + \Delta sf \cdot SL + \Delta sl \cdot \Delta sf$$
$$\Delta v = \Delta sl \cdot SF + \Delta sf \cdot SL + \Delta sl \cdot \Delta sf$$

歩幅の関与率＝$(\Delta sl \cdot SF / \Delta v) \times 100$

歩数の関与率＝$(\Delta sf \cdot SL / \Delta v) \times 100$

作が習熟されていることを示唆し、前述の筋電図や床反力の結果からみた歩行の発達過程との対応が認められる。

6．競歩について

図12は、日本選手権保持者の競歩選手ＹＪが４種の速度条件で競歩を行った際の筋電図と同選手の分速290mの走行時の筋電図を示している。

分速170mではパゾグラムから重複支持期が認められるが、分速184mでは接地期と遊脚期との割合がほぼ同等になり、さらに分速231mでは重複支持期はみられなくなり、足の接床状態からは、走っていることになる。しかし、分速290m時の競歩と走行の筋放電様相の比較から、分速290mにおいても競歩の放電様相が観察される。すなわち、競歩では、ヒラメ筋、腓腹筋は足底全面接地期の前半からつま先接地期の中頃にかけて放電が認められ、内側広筋、大腿直筋は着地前後のみ

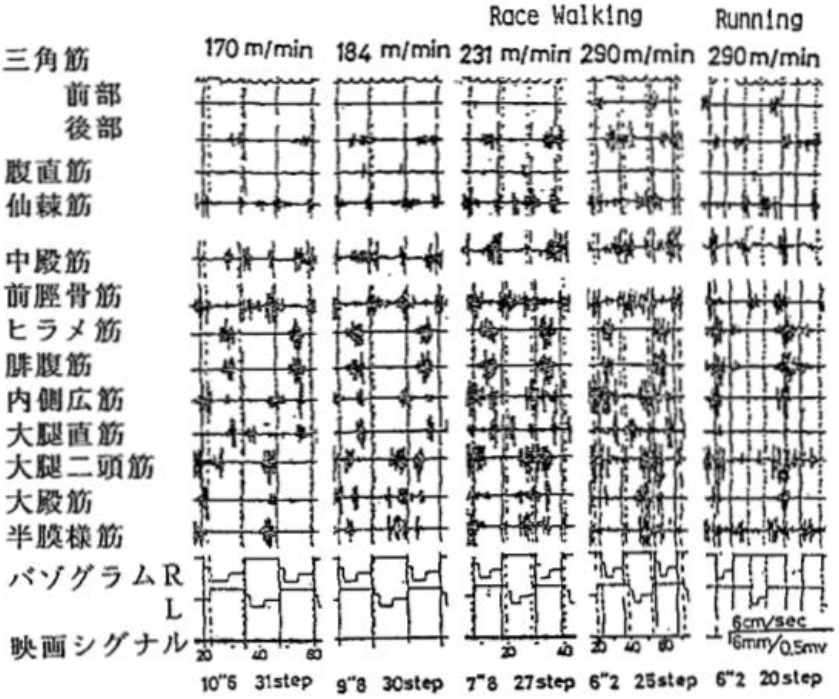

図12　競歩選手の各種速度条件下における競歩時の筋電図と同選手の走行時の筋電図

に放電がみられ、走行の筋放電様相と明らかな差異が認められる。さらに、競歩における内側広筋の接地前後と接地期後半の放電量を比較すると、高速の自然歩行の場合と逆に、前者の方が大きいという関係がみられる。すなわち、重複支持期が認められない高速の条件下においても、競歩形式の歩行を行っていることが認められ、視覚的に判定されている競技場面ではルール違反を問われなかったものと思われる。

速度の増大に伴い、全ての筋に放電量の増加がみられ、大腿二頭筋、半膜様筋、大殿筋の足底全面接地期にみられる放電が顕著である。なかでも内転方向の分力を持つ大腿二頭筋の放電の増加は著しい。また、外転の分力を持つ大腿直筋は、接地期後半において顕著に放電量が増加する。

中殿筋は、比較的遅い速度条件下では、接地期の後半と遊脚期の前半の２期に放電が認められるが、速度の増大に伴い、これらの放電が連続し一相性を示すようになる。しかし、接地期において、股関節の内転方向の分力を持つ大腿二頭筋、

半膜様筋の放電休止とともに、外転方向に分力を持つ大腿直筋、中殿筋の放電が出現するパターンは、いずれの速度条件下においても認められる。

すなわち、自然歩行では着地直後に膝関節は屈曲し、着地のショックを吸収しながら重心を前方へスムーズに移動させるメカニズムが存在するが、競歩では競技規則上の制約から接地中に膝関節を屈曲することはできない。したがって、競歩では膝関節を屈曲する代わりに股関節を接地直後に内転し、後半に外転ならびに伸展することにより、着地のショックを吸収し重心を前方にスムーズに移動させるとともに足関節の底屈によって推力を得ているものと考えられる。これがあたかも足底を頂点とする逆円錐振り子のような股関節の移動を生み出し、「骨盤歩行」として観察されるのである。

骨盤が左右に振られる骨盤歩行は、歩幅の増大に貢献していると考えられている。しかし、同一速度条件（分速180m）における歩幅の身長比を競歩と自然歩行について比較すると、競歩の方が大きい値を示す選手は認められず、競歩における歩幅の身長比は、59%以下であった。したがって、競歩の骨盤歩行は歩幅の増大に有利に作用しているとは考えられない。

7．おわりに

二足歩行が習得されるためには、その前提として直立立位のできる必要がある。しかし、重心高が高く基底面の非常に狭い直立立位の維持には、バランス能力が要求される。さらに、二足歩行では、単脚支持期が存在するため、さらに高いバランス能力が要求される。したがって、ヒトは二足様の歩行プログラムを生得的に保有しているが、独立歩行習得初期では、バランス能力が未発達であるため成人様歩行パターンとは顕著に異なる筋放電様相を示したものと考えられる。

また、ヒトは、四ツ這い（四点・三点支持）→伝い歩き（三点・二点支持）→二足歩行（二点・一点支持）→走行（一点・零点支持）の順に、換言すればより支持点の少ない不安定な局面を有する様式の順に移動動作を獲得していく。すなわち、歩行動作の発達過程とも考え合わせると、基底面の狭小化と重心の増高化という方向への発達的変化を示すとまとめられる。

このことは、移動運動の動作にバランス能力が大きく影響していることを示唆

している。

バランスは、視覚からの情報、筋受容器からの情報、三半規管と前庭器からなる迷路からの情報によって調整・維持されている。

これらのことは、視覚障害者にとっては、定位の問題だけではなく、移動動作そのものにも影響しているものと考えられるので、歩行指導において充分な配慮が望まれる。

（注１）筋電図（Electromyogram）：筋が収縮する際に発生する微少活動電位を増幅記録したもの。また、筋は中枢からの指令がなければ収縮しない（自発的に活動しない）ので、筋電図を記録することによって中枢神経支配の様相が把握できる。

（注２）足の接地状態を電気的に記録したもので、遊脚期と接地期が凹凸の高さで分離できるとともに、接地期が踵接地、足底全面接地、つま先接地の３期に細分できるようように工夫されている。

文　献

Bernstein, N. 1966 The co-ordination and regulation of movements. Pergamon Press.

Cavagna, G.A. and Margaria, R. 1966 Mechanics of walking. J. appl. Physiol, 21, 271-278.

Forssberg, H. 1985 Ontogeny of human locomotor control I.Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion, Exp Brain Res, 57, 480-493.

後藤幸弘　1983　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.

Goto, Y., Okamoto, T., et al 1985 Electromyographic study on primitive automatic walking and supported voluntary walking in infants, In : The 6th congress of ＩＳＥＫ, Abstract, 53-54.

後藤幸弘　1999　子どもの歩行動作の特徴．体育の科学，49，2，101－107.

北城圭一　1999　子どもの姿勢，体育の科学，49，2，94－100.

近藤四郎　1993　ひ弱になる日本人の足，草思社.

Maruyama, H. and Y.Goto et al 1985 Developmental Changes in Muscle Activity for Walking up an Incline, In : The 6th congress of ＩＳＥＫ, Abstract, 47-48.

太田次郎，香原志勢（編）　1980　生物としての人間，別冊サイエンス，Science　llustrated　10　人間，17－42.

Okamoto, T. and Y. Goto　1985　Human infant preindependent and independent walking, In : Primate Morphophsiology, Locomotor Analysis and Human Bipedalism, Kondo S(Ed), University of Tokyo Press, 59-79.

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. of Sports Sciences，3，8，606－620.

多賀厳太郎　1996　生命システムのデザイン原理を探る－人間の歩行運動から－，数理科学，394，5－13.

堤　博美，後藤幸弘，他　1994　歩行の安定度に関する動作・筋電図的研究，臨床脳波，36，6，101－106.

山下英明，後藤幸弘，他　1989　新生児・乳児期の原始歩行の筋電図的検討，臨床脳波，31，5，297－299.